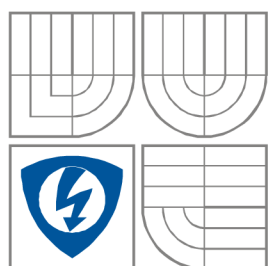


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

RYCHLÉ ČÍSLICOVÉ FILTRY PRO SIGNÁLY EKG

FAST DIGITAL FILTERS FOR ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. TOMÁŠ RÁČEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIRÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2011

V práci jsou popsány realizace různých druhů filtrů pro odstranění nežádoucích signálů, které často znehodnocují signál EKG. Především se jedná o kolísání nulové izoliny a síťový brum. Je zde zaměřeno na využití principu Lynnových filtrů.

Jednotlivé filtry jsou navrženy v rekurzivní i nerekurzivní realizaci. Dále je v práci popsán a realizován časově proměnný filtr pro odstranění driftu nulové izoliny signálu. Práce rovněž obsahuje filtry s minimalizovanou pracností výpočtu odezvy metodou konverze vzorkovacího kmitočtu pro oba typy rušení.

V závěru práce je obsažena studie, kde je provedeno experimentální ověření filtru na EKG signálu s umělým i reálným rušením.

Klíčová slova: signál EKG, číslicová filtrace, drift nulové izoliny, síťový brum, Lynnovy filtry, časově proměnný filtr, konverze vzorkovacího kmitočtu

In the thesis there are described the implementations of various types of filters to remove disturbing signals, which often degrade the ECG signal. In particular, it is a zero isoline fluctuations and power network interference. It is used a principle of the Lynn's linear filters.

The individual filters are designed in a recursive and non-recursive implementation. Then there is described a time-varying linear Lynn's filter for removing drift of zero isoline signal. The thesis also includes filters with minimized calculating time of response, by sampling rate conversion method for both interference types.

In conclusion there is an experimental study of the filter implementation for ECG signal with false and real interferences.

Key-words: signal ECG, digital filtration, drift of zero isoline, network interference, Lynn's filter, time-varying filter, conversion of sampling rate

Bibliografická citace:

RÁČEK, T. Rychlé číslicové filtry pro signály EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 61s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Rychlé číslicové filtry pro signály EKG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 20. května 2011

.....
Tomáš Ráček

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 20. května 2011

.....
Tomáš Ráček

Obsah:

1	Seznam obrázků:	4
2	Seznam tabulek:	5
3	Úvod	6
4	Vlastnosti signálu EKG	7
4.1	<i>Signál EKG</i>	7
4.2	<i>Nejčastější zdroje rušení</i>	8
5	Lynnovy filtry obecně	9
5.1	<i>Filtrace nízkofrekvenčního rušení</i>	10
5.2	<i>Stanovení mezního kmitočtu horní propusti pro odstranění driftu</i>	11
5.3	<i>Filtrace síťového rušení</i>	12
5.4	<i>Stanovení šířky pásma ideální pásmové zádrže pro odstranění brumu</i>	14
6	Nerekurzivní Lynnovy filtry	16
6.1	<i>Filtrace nízkofrekvenčního rušení</i>	16
6.1.1	<i>Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu</i>	18
6.1.2	<i>Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG</i>	19
6.1.3	<i>Filtrace signálu EKG s reálným rušením</i>	21
6.2	<i>Filtrace síťového rušení</i>	22
6.2.1	<i>Experimentální ověření filtru</i>	25
6.2.2	<i>Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG</i>	28
7	Rekurzivní Lynnovy filtry	30
7.1	<i>Filtrace nízkofrekvenčního rušení</i>	30
7.1.1	<i>Ověření účinnosti filtru pro potlačení driftu v jednoduché a kaskádní realizaci</i> ...	32
7.1.2	<i>Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu</i>	33
7.1.3	<i>Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG</i>	34
7.2	<i>Filtrace síťového rušení</i>	36
7.2.1	<i>Ověření filtru pro potlačení síťového rušení v jednoduché a kaskádní realizaci</i> ...	39
7.2.2	<i>Experimentální ověření filtru při změně šířky potlačovaného pásma</i>	40
7.2.3	<i>Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG</i>	42
8	Časově proměnný filtr	43
8.1	<i>Realizace časově proměnného filtru</i>	47
8.2	<i>Ověření filtru na EKG signálu s proměnnou délkou RR intervalu</i>	49
9	Filtrace pomocí konverze vzorkovacího kmitočtu	50
9.1	<i>Filtrace nízkofrekvenčního rušení</i>	50
9.2	<i>Realizace filtru pro odstranění driftu pomocí konverze F_{vz}</i>	52
9.3	<i>Filtrace síťového rušení</i>	53
9.4	<i>Realizace filtru pro odstranění brumu pomocí konverze F_{vz}</i>	55
10	Závěr	57
11	Seznam použité literatury	59
12	Seznam použitých signálů	60
13	Seznam symbolů a zkratk	60
14	Seznam příloh	60

1 Seznam obrázků:

Obr. 4.1 Významné události signálu EKG (převzato z [14])	7
Obr. 4.2 EKG signál obsahující rušení a jeho detail	7
Obr. 4.3 Kmitočtové spektrum neperiodického signálu EKG obsahující rušení	8
Obr. 5.1 Amplitudová frekvenční charakteristika hřebenových filtrů pro $N=8$	9
Obr. 5.2 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici hřebenových filtrů pro $N=8$	9
Obr. 5.3 Fázová frekvenční charakteristika hřebenových filtrů pro $N=8$	10
Obr. 5.4 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika horní propusti	11
Obr. 5.5 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 1. typu	13
Obr. 5.6 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristik Lymnovy pásmové propusti 2. typu	13
Obr. 5.7 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 3. typu	14
Obr. 6.1 Blokové schéma výsledné horní propusti	16
Obr. 6.2 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní Lymnovy dolní propusti pro $K=8$	17
Obr. 6.3 Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy horní propusti s různým mezním kmitočtem	18
Obr. 6.4 Výsledek filtrace Lymnovou horní propustí s $f_m=f_{ekg}$ pro 0 dB	18
Obr. 6.5 Výsledek filtrace Lymnovou horní propustí s $f_m=f_{ekg}$ pro -0,5 dB	19
Obr. 6.6 Výsledek filtrace Lymnovou horní propustí s $f_m=f_{ekg}$ pro -3 dB	19
Obr. 6.7 Závislost ST segmentů na mezním kmitočtu	20
Obr. 6.8 Závislost T vln na mezním kmitočtu	20
Obr. 6.9 Výsledek filtrace při různé mezní frekvenci. Shora vstupní signál, $f_m=0,7$ Hz,	22
Obr. 6.10. Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti 1. typu	23
Obr. 6.11 Rozložení nulových bodů a pólů Lymnovy pásmové propusti 1. typu	23
Obr. 6.12 Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti 2. typu	24
Obr. 6.13 Rozložení nulových bodů a pólů Lymnovy pásmové propusti 2. typu	24
Obr. 6.14 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 1. typu pro drift i brum	25
Obr. 6.15 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu	26
Obr. 6.16 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 1. typu pro filtraci brumu	26
Obr. 6.17 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu	27
Obr. 6.18 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 2. typu	27
Obr. 6.19 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu	28
Obr. 6.20 Porovnání vstupního a výstupního signálu pro šířku pásma 3 Hz a detail R vln. ..	28
Obr. 6.21 Porovnání vstupního a výstupního signálu pro šířku pásma 6 Hz a detail R vln. ..	29
Obr. 6.22 Závislost R vln na šířce zadržovaného pásma	29
Obr. 7.1 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní dolní propusti	30
Obr. 7.2 Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy dolní propusti v jednoduché a kaskádní realizaci	31
Obr. 7.3. Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy horní propusti v jednoduché a kaskádní realizaci	31
Obr. 7.4. Výstupní signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum	32
Obr. 7.5 Výstupní signál filtrovaný kaskádním filtrem a jeho kmitočtové spektrum	32
Obr. 7.6 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 0,7$ Hz	33
Obr. 7.7 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 1$ Hz	33

Obr. 7.8 Signál EKG po filtraci horní propusti s mezním kmitočtem $f_M = 2$ Hz.....	33
Obr. 7.9 Signál EKG po filtraci horní propusti s mezním kmitočtem $f_M = 3$ Hz	34
Obr. 7.10 Vstupní signál neobsahující rušení	34
Obr. 7.11 Závislost T vln na mezním kmitočtu	35
Obr. 7.12 Závislost velikosti ST na mezním kmitočtu	35
Obr. 7.13 Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy pásmové propusti	36
Obr. 7.14 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika systému popsaného vztahem (32) pro $p=5$, $K=8$	37
Obr. 7.15 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika systému popsaného vztahem (20) pro $p=5$, $K=12$	38
Obr. 7.16 Vstupní EKG signál a jeho kmitočtové spektrum (detail okolí 50 Hz)	39
Obr. 7.17 EKG signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum	39
Obr. 7.18 EKG signál filtrovaný filtrem v kaskádni realizaci a jeho kmitočtové spektrum....	40
Obr. 7.19 Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum v okolí 50 Hz	40
Obr. 7.20 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 1 Hz (detail v okolí 50 Hz)	41
Obr. 7.21 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 2 Hz (detail v okolí 50 Hz)	41
Obr. 7.22 Výstupní signál filtrovaný Lymnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)	41
Obr. 7.23 Graf závislosti velikosti R vln na změně zadržovaného pásma B	42
Obr. 8.1 Spektrum periodického signálu EKG.....	43
Obr. 8.2 Znárodnění proměnné délky intervalu RR	44
Obr. 8.3. Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy horní propusti, kde $K = 500$.	45
Obr. 8.4 Schématické znárodnění dynamického filtru	46
Obr. 8.5 Trojúhelníková impulsní charakteristika filtru pro $K=20$	47
Obr. 8.6 Obecné blokové schéma detektoru komplexů QRS	48
Obr. 8.7 Výsledek filtrace časově proměnným filtrem.	48
Obr. 8.8 Kmitočtové spektrum časově proměnného filtru.....	49
Obr. 8.9 Filtrace signálu s velkým kolísáním RR intervalu.	49
Obr. 9.1 Obecné blokové schéma filtrů s konverzí vzorkovacího kmitočtu.....	50
Obr. 9.2 Blokované schéma dolní propusti	51
Obr. 9.3 Amplitudová frekvenční charakteristika decimačního a interpolačního filtru	51
Obr. 9.4 Blokované schéma dolní propusti s konverzí vzorkovacího.....	51
Obr. 9.5 Výsledek filtrace horní propusti s konverzí f_{vz}	52
Obr. 9.6 Kmitočtové spektrum výsledku filtrace horní propusti s konverzí f_{vz}	52
Obr. 9.7 Ověření filtru na čistém signálu.....	53
Obr. 9.8 Amplitudová frekvenční charakteristika interpolačního filtru pro $K=1$ a $p=5$	53
Obr. 9.9 Blokované schéma filtru s konverzí vzorkovacího kmitočtu pro potlačení brumu	54
Obr. 9.10 Výsledek filtrace pásmovou zádrží s konverzí f_{vz}	55
Obr. 9.11 Kmitočtové spektrum výsledku filtrace pásmovou zádrží s konverzí f_{vz}	55
Obr. 9.12 Ověření filtru na čistém signálu.....	56

2 Seznam tabulek:

Tab. 1. Změna velikosti ST a T vln při změně mezního kmitočtu	20
Tab. 2. Změna velikosti R vln při změně šířky pásma	29
Tab. 3. Změna velikosti ST a T vln při změně mezního kmitočtu	35
Tab. 4. Změna velikosti R vln při změně šířky pásma	42

3 Úvod

Úkolem diplomové práce je návrh lineárních filtrů pro potlačení úzkopásmových rušivých signálů, které mohou znehodnocovat signál EKG. Je zde zaměřeno na potlačení kolísání nulové izoliny a síťového brumu. Práce dále popisuje kmitočtové vlastnosti jednotlivých rušivých signálů EKG a metody jak tyto rušivé signály potlačit.

Před samotnou realizací filtrů jsou stanoveny požadavky na amplitudovou a fázovou charakteristiku filtrů. Dále je stanoven požadavek na mezní kmitočet horní propusti pro potlačení driftu izoelektrické linie signálu EKG a šířku kmitočtového pásma ideální, fázově nezkrslující pásmové zadržky pro potlačení síťového brumu v signálu EKG.

Všechny navržené lineární filtry Lynnova typu pro potlačení kolísání nulové izoliny a síťového brumu jsou realizované v prostředí MATLAB. Filtry budou pracovat se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz.

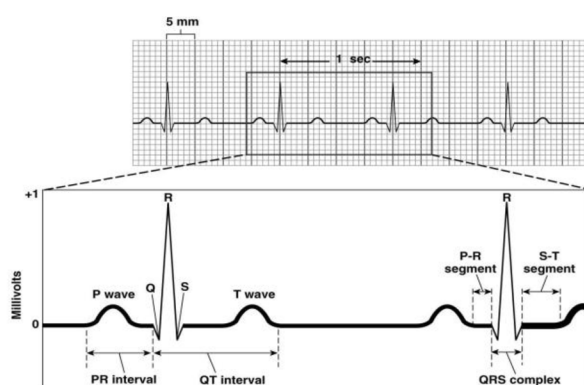
Navržené filtry jsou odzkoušeny na signálech EKG s umělým i reálným rušením. Dále je v práci zkoumán vliv filtru na čistý signál. Z tohoto experimentálního ověření vyplyne, zda navržené filtry nepotlačují i užitečný signál.

4 Vlastnosti signálu EKG

4.1 Signál EKG

Z EKG signálu je možné detekovat tyto události (obr.4.1):

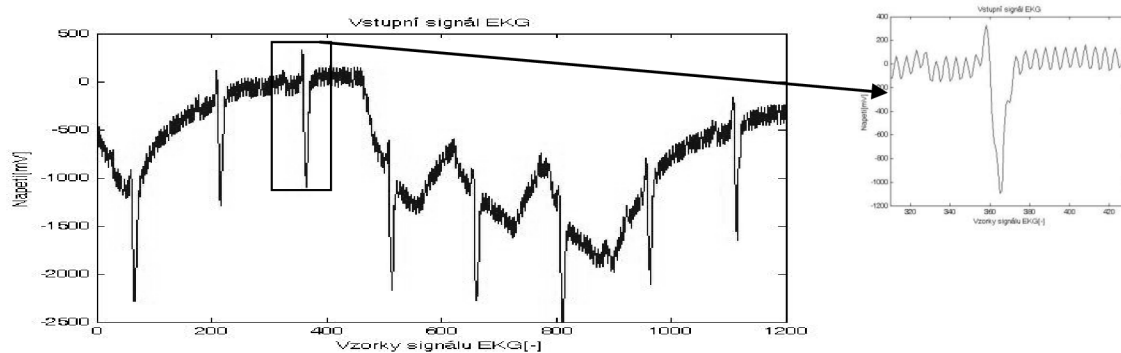
- P vlna (začátek, vrchol, konec),
- Q vlna (začátek a vrchol),
- R vlna (vrchol),
- S vlna (vrchol, konec),
- T vlna (začátek, vrchol, konec).



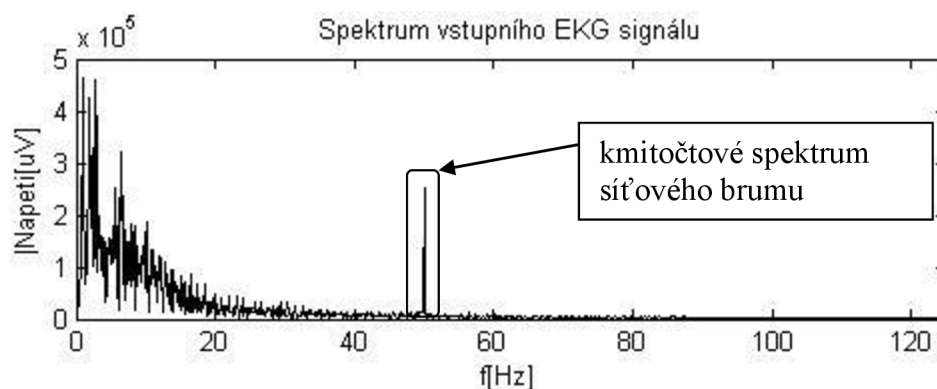
Obr. 4.1 Významné události signálu EKG (převzato z [14])

Signál EKG snímaný v reálných podmínkách může obsahovat směs užitečného signálu generovaného srdečním svalem a směsí rušivých signálů (obr. 4.2.), vznikajících při snímání a vedení signálu k záznamovému zařízení, resp. signálů, představujících elektrickou aktivitu jiných orgánů a částí těla pacienta.

Kmitočtové spektrum užitečného EKG signálu je obsaženo v části spektra do 40 Hz, ale u některých jedinců lze nalézt složky o kmitočtech až do 500 Hz. Při snímání klidového EKG vzniká činnost kosterního svalstva šum, který se začíná výrazněji projevovat na kmitočtech nad 100 Hz. Standardní elektrokardiografické systémy jsou proto obvykle konstruovány tak, aby přenášely signály o kmitočtech do 100 Hz.



Obr. 4.2 EKG signál obsahující rušení a jeho detail



Obř. 4.3 Kmitočtové spektrum neperiodického signálu EKG obsahující rušení

4.2 Nejčastější zdroje rušení

- *Kolísání nulové izolinie signálu (drift)*

Kmitočtové spektrum tohoto rušení se nachází v oblasti nízkých kmitočtů přibližně do 2 Hz. Je způsobeno pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda/pokořka, vlivem dýchání (asi do 0,8 Hz), ale také pomalými pohyby pacienta.

- *Síťový brum:*

Síťový brum je velmi častou příčinou znehodnocení signálu elektrokardiogramu. Jeho přítomnost může ohrozit spolehlivost dalšího zpracování a správnost interpretace signálu, zejména provádí-li se s použitím výpočetní techniky. Kmitočtové spektrum tohoto rušení se nachází v blízkém okolí 50 Hz.

- *Myopotenciály:*

Jeich kmitočtové spektrum se nalézá v oblasti nad 100 Hz (klidové EKG), zhruba od 10 Hz výše (zátěžové EKG). Převzato z [3].

5 Lymnovy filtry obecně

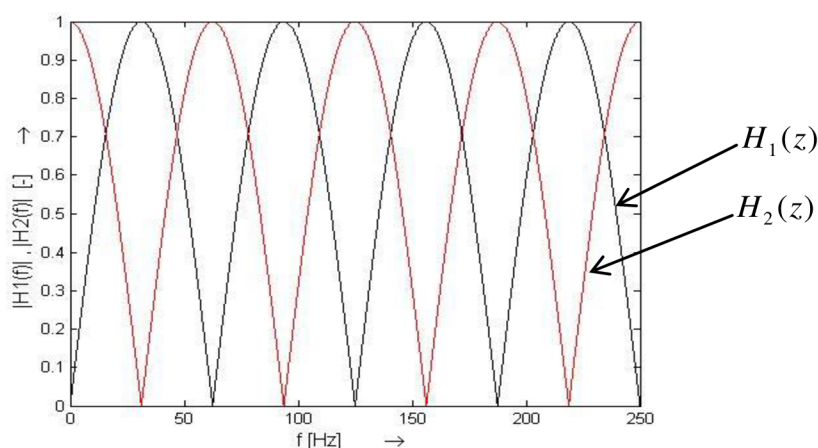
Lymnovy filtry vycházejí z hřebenových filtrů. Mezi základní hřebenové filtry patří filtry s přenosovými funkcemi

$$H_1(z) = \frac{1}{2} \cdot \frac{z^N + 1}{z^N} = \frac{1}{2} \cdot (1 + z^{-N}), \quad (1)$$

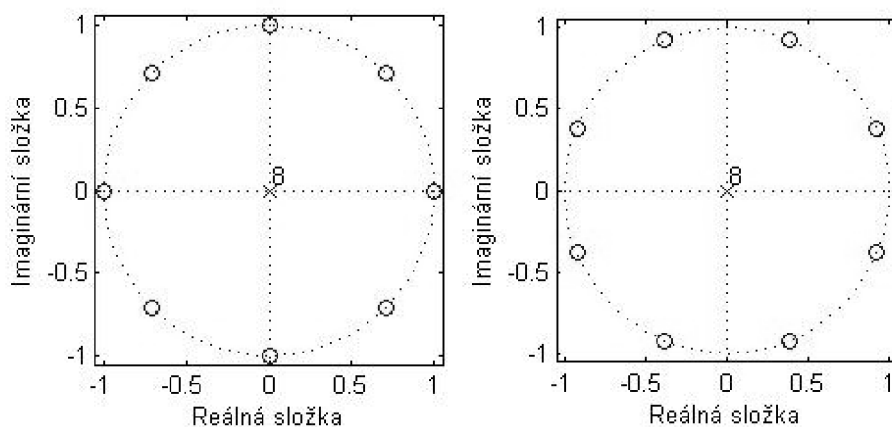
$$H_2(z) = \frac{1}{2} \cdot \frac{z^N - 1}{z^N} = \frac{1}{2} \cdot (1 - z^{-N}), \quad (2)$$

kde $H_1(z)$ a $H_2(z)$ jsou přenosové funkce hřebenových filtrů a N je celé číslo.

Jejich hlavní výhodou je jejich jednoduchost. Mají rovnoměrně rozložené nulové body na jednotkové kružnici v rovině z . U Lymnových filtrů jsou pak některé nulové body potlačeny rovnoměrně rozloženými póly.

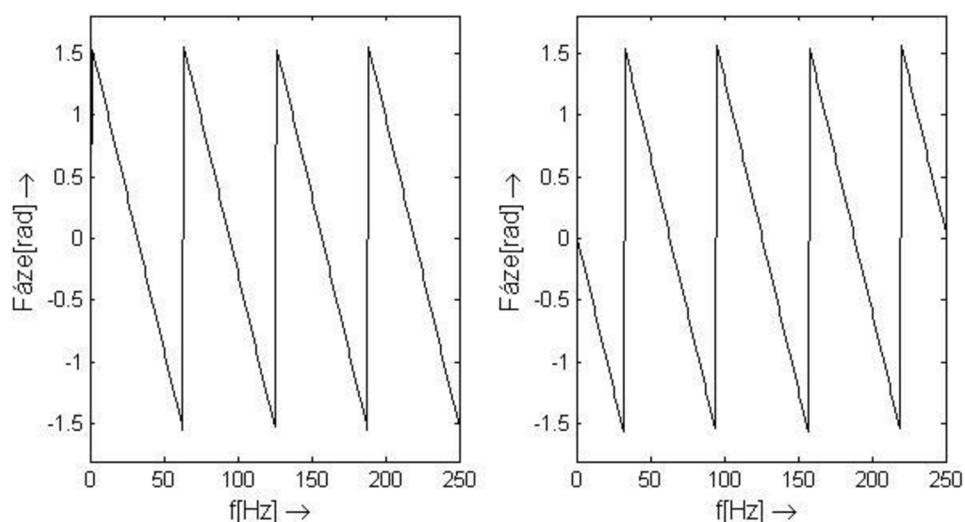


Obr. 5.1 Amplitudová frekvenční charakteristika hřebenových filtrů pro $N=8$



Obr. 5.2 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici hřebenových filtrů pro $N=8$ (zleva pro $H_1(z)$, $H_2(z)$)

Jedním z důležitých požadavků na úzkopásmové filtry pro potlačení rušení je, aby měly lineární fázovou frekvenční charakteristiku. Kmitočtové spektrum užitečného signálu EKG se nachází v oblasti od 0,7 Hz. Při nelinearitě fázové charakteristiky v této oblasti by docházelo k nežádoucímu fázovému zkreslení u segmentů S a T. Fázová charakteristika Lyncových filtrů (obr.5.3) je vždy lineární.



Obr. 5.3 Fázová frekvenční charakteristika hřebenových filtrů pro $N=8$

(zleva pro $H_1(z)$, $H_2(z)$)

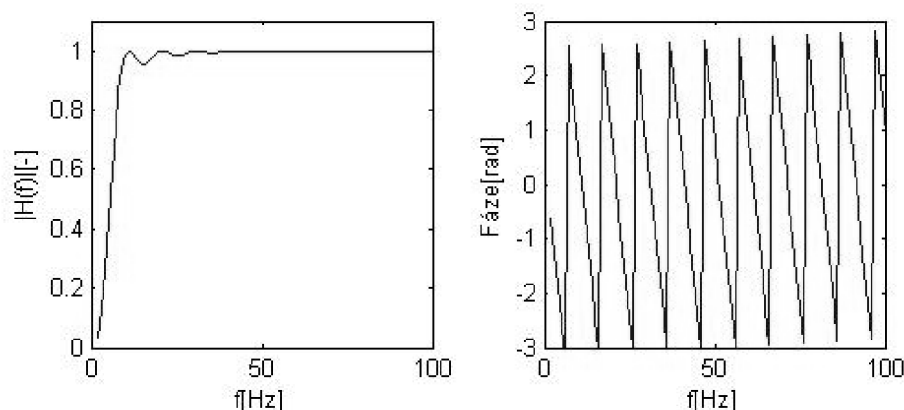
5.1 Filtrace nízkofrekvenčního rušení

Kolísání nulové linie je jedním z hlavních druhů rušení. Vzniká jako důsledek pomalých elektrochemických dějů probíhajících na rozhraní elektroda/pokožka, příp. dýchání pacienta (do 0,8 Hz). Výrazné mohou být i artefakty vznikající při pravidelných pohybech pacienta (např. při zátěžových testech do 1,5 Hz). Největší problémy však způsobují náhodné nízkofrekvenční rušivé signály, jejichž spektrum dosahuje až do 10 Hz.

Organizace AHA doporučuje jako dolní mezní kmitočet elektrokardiografického systému hodnotu 0,05 Hz. U běžných kardiografů se ke splnění tohoto požadavku používá RC obvodu s časovou konstantou 2 až 3 s.

Volbou této poměrně velké časové konstanty je motivováno především snahou o věrný přenos signálu v úseku mezi vlnami S a T, jehož tvar patří k důležitým elektrokardiografickým diagnostickým faktorům. Tvar segmentů S-T může být významně zkreslen díky nelineární fázové charakteristice filtru v oblasti nízkých kmitočtů.

Na rozdíl od analogových filtrů je možné použít úzkopásmové číslicové filtry s lineární fázovou charakteristikou.



Obr. 5.4 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika horní propusti

Předností těchto filtrů je možnost návrhu s lineární fázovou charakteristikou. Přímá realizace úzkopásmového filtru s konečnou impulsní odezvou (dále jen FIR- finite impulse response) je však spojena s neúměrně vysokou pracností a tím i časovou náročností výpočtu jeho odezvy.

5.2 Stanovení mezního kmitočtu horní propusti pro odstranění driftu

Organizace AHA (pro standardizaci přístrojů v elektrokardiografu a vektorkardiografu, ze kterého vychází další mezinárodní i národní normy), stanovuje, že odchylka zaznamenaného signálu od lineární reprezentace vstupního signálu nemá přesáhnout 5 % výchylky záznamu. Z těchto požadavků se odvozují kmitočtové vlastnosti EKG přístrojů tak, že dolní mezní kmitočet pro útlum 3 dB má být maximálně 0,05 Hz a od kmitočtu 0,14 Hz se má útlumová charakteristika pohybovat v tolerančním pásmu $\pm 0,5$ dB. Nároky na fázovou charakteristiku však nejsou uvedeny.

Tyto poměrně přísné požadavky na kmitočtové vlastnosti systému pro snímání a zpracování signálu EKG však nebyly publikovány v žádné normě ani doporučení. Z uvedených faktů vyplývá, že spektrální vlastnosti rušení si vynucují podstatné zvýšení mezního kmitočtu.

Předpokládejme, že filtrace v dolní části spektra je realizována nejjednodušším způsobem a to sice derivačním RC článkem. Požadavky na amplitudovou charakteristiku takového článku s časovou konstantou 3s jsou sice splněny, ale fázová charakteristika způsobuje zkreslení signálu asi do 0,7 Hz. To vede ke skutečnosti, že je to právě fázová charakteristika přístroje, která určuje přenosové vlastnosti přístroje.

Proto je doporučovaný mezní kmitočet stanoven na 0,7 Hz. Zároveň však musí být fázová charakteristika lineární a útlum v propustné části může být maximálně 0,5 dB. Převzato z [5].

Pro filtraci driftu je v práci popsána horní propust, která je odvozená od Lymnovy dolní propusti s obdélníkovou impulsní charakteristikou a přenosovou funkcí

$$G_{dp}(z) = \frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}}, \quad (3)$$

kde G_{dp} je přenosová funkce Lymnovy dolní propusti a K je konstanta daná vztahem

$$K = \frac{f_{vz}}{f_m}, \quad (4)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_m je mezní kmitočet.

5.3 Filtrace síťového rušení

Síťový brum je velmi častou příčinou znehodnocení elektrokardiogramu. Jeho přítomnost může ohrozit spolehlivost dalšího zpracování a správnost interpretace signálu, zejména provádí-li se s použitím počítačů. Rušení indukované z elektrické sítě je možné eliminovat úpravou podmínek snímání, zvláště u krátkodobých klidových záznamů. Ve skutečnosti se to nedaří vždy beze zbytku. Větší nesnáze způsobuje brum u záznamů dlouhodobých, kde se navíc často setkáváme s požadavkem na zpracování signálu v reálném čase.

K filtraci síťového brumu je třeba přistoupit v případě, že není možné jej odstranit nastavením vnějších podmínek při snímání EKG signálu. Filtr musí být dostatečně úzkopásmový, protože kmitočet 50 Hz patří do pásma užitečného signálu. Spolehlivost nesmí narušit kolísání síťového kmitočtu. Nesmí zavádět fázové zkreslení signálu. Potíže může způsobovat i neharmonický průběh síťového brumu.

Pro hodnocení záznamu EKG lékařem stačí signál upravit na únosnou míru pomocí analogových filtrů. V případě strojového hodnocení elektrokardiogramů jsou požadavky na kvalitu podstatně větší a je třeba použít pro odstranění rušení výkonnějších prostředků zpravidla číslicové filtrace.

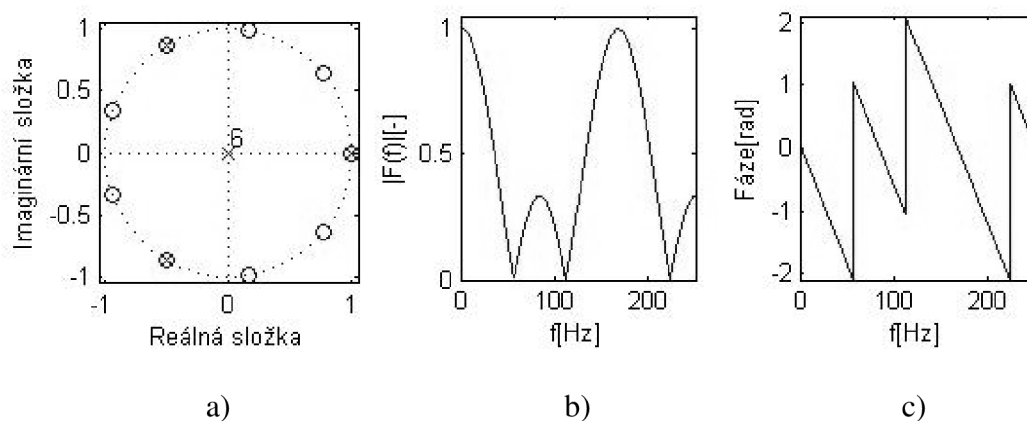
Jelikož se spektra rušivých signálů prolínají se spektrem užitečného signálu, je volba vhodné filtrace vždy věcí kompromisu.

Pro potlačení síťového rušení je v práci naznačeno uplatnění Lymnových filtrů, které vynikají minimálními nároky na dobu výpočtu odezvy. Lymnovy filtry jsou filtry, jejichž přenosové funkce lze charakterizovat rovnoměrně rozloženými nulovými body na jednotkové kružnici, z nichž některé jsou eliminovány opět rovnoměrně rozloženými póly. Polohy pólů korespondují se středy propustných pásem. Podle způsobu rozložení nulových bodů a pólů můžeme rozlišovat tři základní typy Lymnových pásmových propustí:

1. typ Lynnovy pásmové propusti

$$H(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}}, \quad (5)$$

kde $H(z)$ je přenosová funkce Lynnovy pásmové propusti 1. typu.

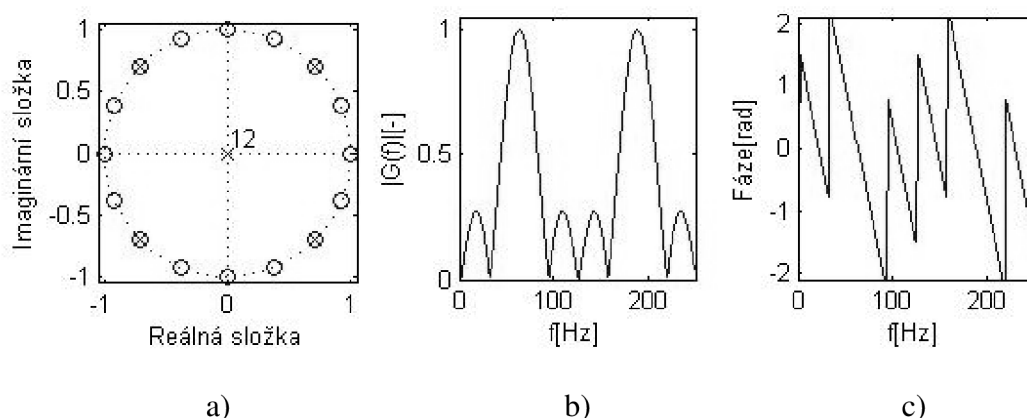


Obr. 5.5 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lynnovy pásmové propusti 1. typu

2. typ Lynnovy pásmové propusti

$$G(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 + z^{-p}}, \quad (6)$$

kde $G(z)$ je přenosová funkce Lynnovy pásmové propusti 2. typu.

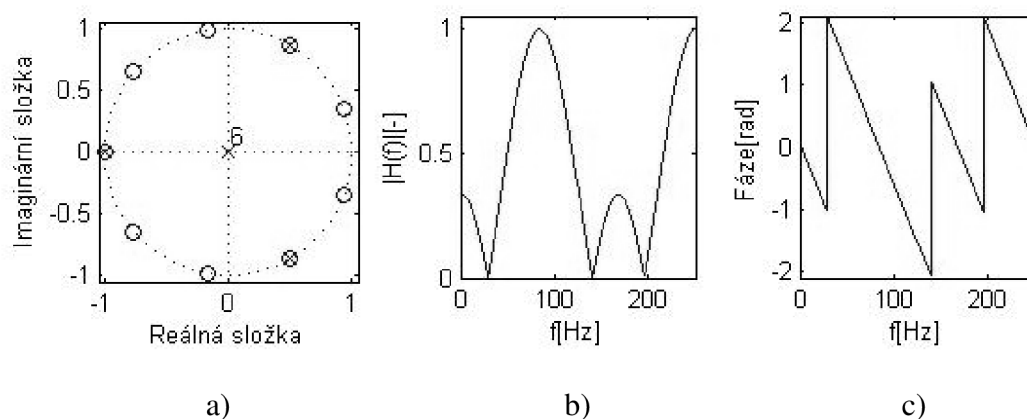


Obr. 5.6 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristik Lynnovy pásmové propusti 2. typu

3. typ Lymnovy pásmové propusti

$$F(z) = \frac{1 + z^{-Kp}}{1 + z^{-p}}, \quad (7)$$

kde $F(z)$ je přenosová funkce Lymnovy pásmové propusti 3. typu.



Obr. 5.7 a) Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici; b), c) amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti 3. typu

Společné vlastnosti všech typů:

- lineární fázová charakteristika,
- konstantní fázové zpoždění $\tau_{pp} = (K-1)p/2$,
- přenos na středních kmitočtech propustných pásem je K ,
- maximální přenos v nepropustném pásmu je nejméně $0,21 \cdot K$ (-13,5dB). Převzato z [6].

Princip odvození pásmové zádrže spočívá v odečítání výstupu Lymnovy pásmové propusti od zpožděného vstupního signálu a je dána přenosovou funkcí

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z), \quad (8)$$

kde $H_{pz}(z)$ reprezentuje přenosovou funkci pásmové zádrže se zvlněnou amplitudovou charakteristikou v propustných pásmech a s jediným minimem v pásmu nepropustném, $H_{pp}(z)$ je přenosová funkce pásmové propusti a τ je fázové zpoždění.

5.4 Stanovení šířky pásma ideální pásmové zádrže pro odstranění brumu

Kmitočť síťového rušení zasahuje do spektra signálu EKG. Proto je třeba pro odstranění brumu použít filtr, který užitečný signál ovlivní co nejméně, tj. pásmovou zádrž s co nejužším nepropustným pásmem a lineární fázovou charakteristikou v propustných pásmech. Příliš přísné požadavky na šířku nepropustného pásma však zvyšují nároky na realizaci filtru a situaci dále komplikuje skutečnost, že kmitočť sítě není stálý.

Volba šířky potlačovaného pásma, přesněji šířky pásma B mezi nejbližšími kmitočty z okolí středu potlačovaného pásma (50 Hz), na kterých má filtr jednotkový přenos je dána vztahem

$$B = \frac{2f_{vz}}{pK} = \frac{200}{K}, \quad (9)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet, p je konstanta dána poměrem vzorkovacího kmitočtu a kmitočtu potlačovaného signálu a K tedy určuje šířku zadržovaného pásma.

Šířka zadržovaného pásma ideální fázově nezkreslující pásmové zádrže může být 3 Hz kolem síťového kmitočtu, tj. $\pm 1,5$ Hz na obě strany. Princip Lynnových filtrů lze použít k návrhu úzkopásmových zádrží s lineární fázovou charakteristikou s vyhovujícím průběhem amplitudové charakteristiky v jak nepropustném, tak i propustných pásmech.

Nevýhodou lineárních úzkopásmových zádrží všech typů je vznik chybových kmitů v okolí komplexu QRS. Vedle rušivého brumu totiž filtr potlačí i příslušné složky ze spektra užitečného signálu. Velikost parazitních kmitů je proto dána velikostí těchto spektrálních složek a dále tvarem impulsové odezvy použitého filtru. Impulsové charakteristiky diskutovaných pásmových zádrží mají zvlněný charakter. Zúžování potlačovaného pásma zvyšováním řádu přenosové funkce filtru je provázeno prodlužováním impulsové charakteristiky při současném snižování jejich kmitů, což vede i k tlumení zákmitů v okolí komplexu QRS. Při zpracování konkrétního signálu je třeba mít na paměti, že má smysl prodlužovat impulsovou odezvu filtru jen po určitou mez, která souvisí s periodou signálu. Protože struktura Lynnových filtrů umožňuje jednoduché přeladění, mohou se v budoucnu použít i pro konstrukci adaptivních filtrů průběžně se přizpůsobujících okamžitým vlastnostem filtrovaného signálu.

6 Nerekurzivní Lymnovy filtry

6.1 Filtrace nízkofrekvenčního rušení

Nerekurzivní realizace Lymnovy dolní propusti je dána přenosovou funkcí

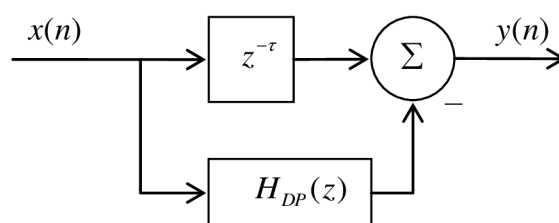
$$G_{dp}(z) = (1 + z^{-1} + z^{-2} + z^{-3} + \dots + z^{-(K-2)} + z^{-(K-1)}) / K, \quad (10)$$

kde G_{dp} je přenosová funkce dolní propusti a K je konstanta daná vztahem (5).

Lymnova horní propust má však příliš velké zvlnění v propustném pásmu. Odstranění takového zvlnění je možné, zapojením dvou stejných filtrů do série. Přenosová funkce takového systému má pak tvar

$$H_{dp}(z) = G_{dp}(z) * G_{dp}(z) = (1 + 2z^{-1} + \dots + Kz^{-(K-1)} + \dots + 2z^{-2(K-1)-1} + z^{-2(K-1)}) / K^2, \quad (11)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce dvou Lymnových dolních propustí v sérii a K je konstanta daná vztahem (5).

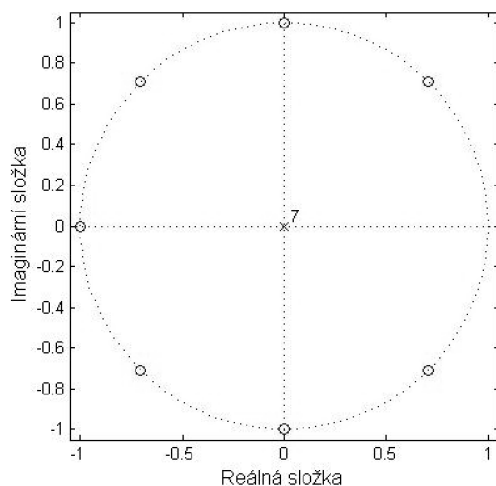


Obr. 6.1 Blokové schéma výsledné horní propusti

Výsledná horní propust je pak dána odečtením výstupu dolní propusti od vhodně zpožděného vstupního signálu.

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z), \quad (12)$$

,kde H_{dp} je přenosová funkce horní a τ je zpoždění dolní propusti.



Obr. 6.2 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní Lynnovy dolní propusti pro $K=8$

Možná realizace Lynnovy dolní propusti pro $K=16$

$$H_{dp}(z) = \left(\frac{(1+z^{-8})}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{(1+z^{-4})}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{(1+z^{-2})}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{(1+z^{-1})}{2} \right)^2, \quad (13)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce Lynnovy dolní propusti.

Celkové zpoždění takto navrženého filtru je

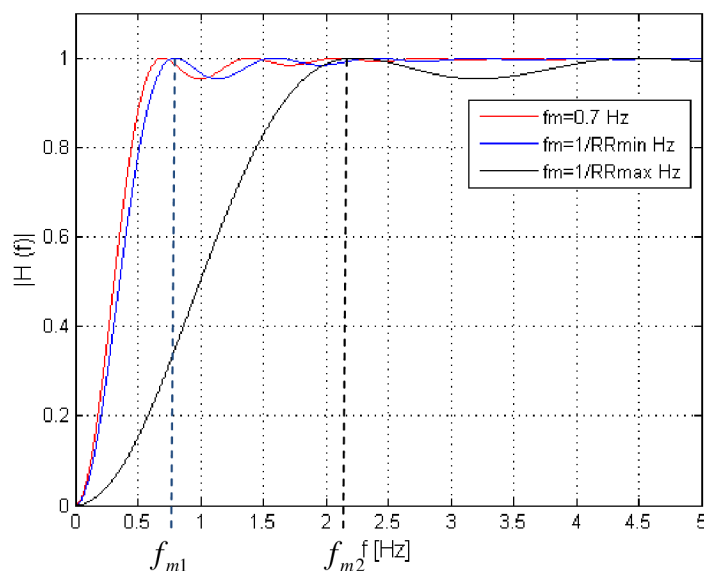
$$\tau = K - 1, \quad (14)$$

kde τ zpoždění filtru a K je konstanta daná vztahem (5).

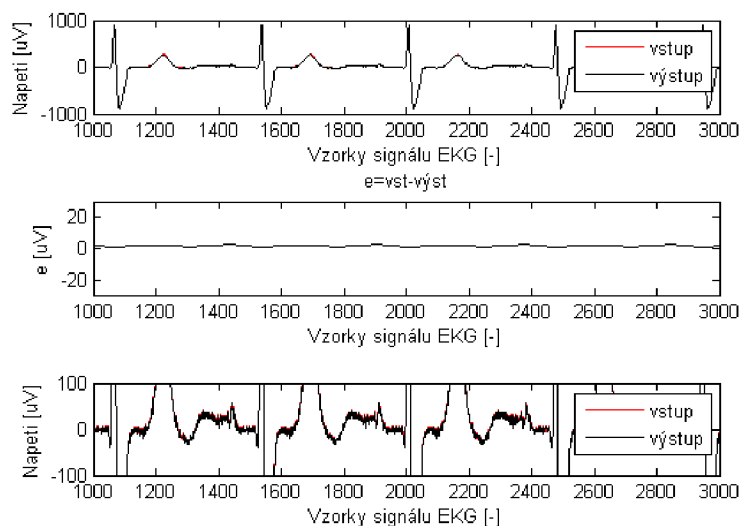
Volba mezních kmitočtů je omezená na násobky 2.2^i . Je však možné ji zjemnit tak, že rozšíříme možnost volby K např. o hodnoty 3.2^i , 5.2^i , atd...

6.1.1 Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu

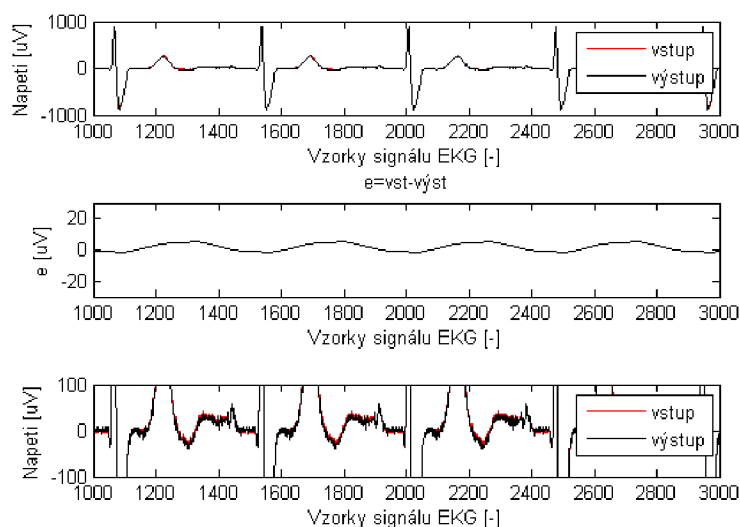
Na následujícím obrázku je naznačeno, jak by se měnila amplitudová frekvenční charakteristika filtru, kdyby mezní kmitočty byly závislé na délce intervalu RR. Je patrné, že při pevném mezním kmitočtu rovném největší tepové frekvenci by při snížení tepové frekvence mohlo dojít ke ztrátě informace užitečného signálu.



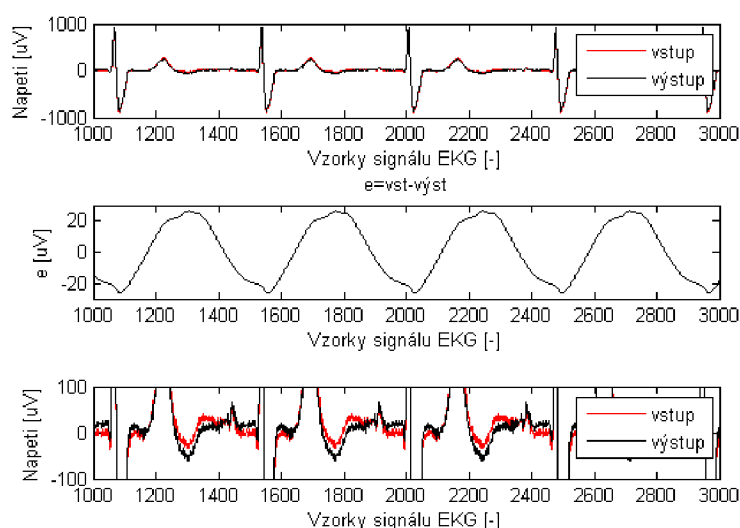
Obr. 6.3 Amplitudová frekvenční charakteristika Linnovy horní propusti s různým mezním kmitočtem



Obr. 6.4 Výsledek filtrace Linnovou horní propustí s $f_m = f_{ekg}$ pro 0 dB



Obr. 6.5 Výsledek filtrace Lymnovou horní propustí s $f_m=f_{ekg}$ pro $-0,5$ dB



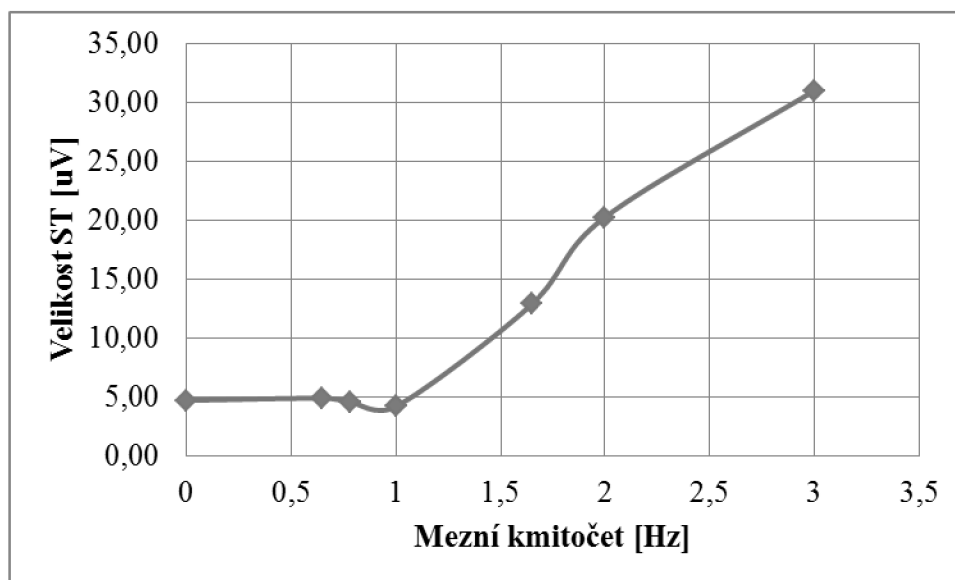
Obr. 6.6 Výsledek filtrace Lymnovou horní propustí s $f_m=f_{ekg}$ pro -3 dB

6.1.2 Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG

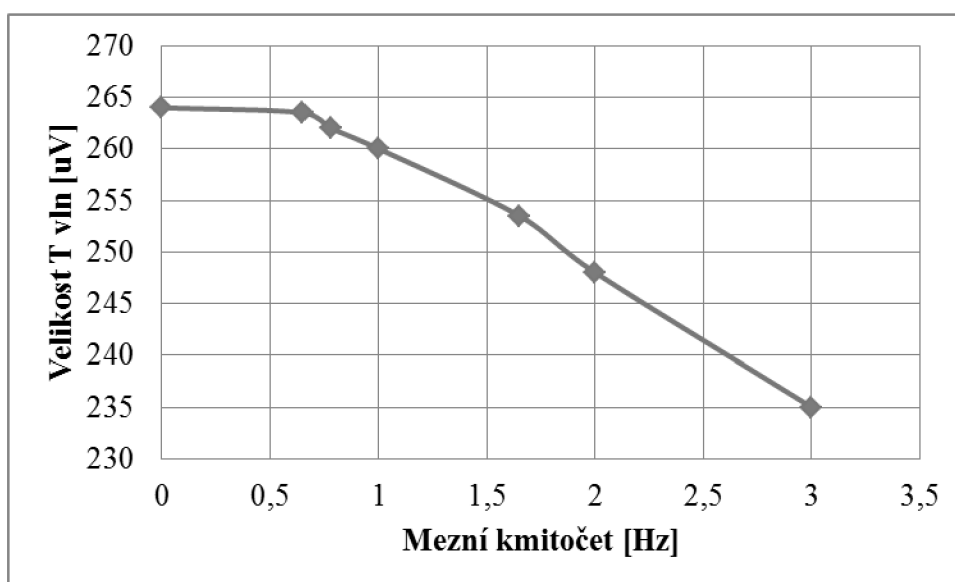
Pro filtraci signálů EKG je velmi důležité, aby navržený filtr nepotlačoval užitečný signál EKG, který v dolní části spektra může zasahovat do spektra rušivého signálu. V následujícím experimentálním ověření zjistíme, zdali navržený filtr nepotlačuje užitečný signál v závislosti na změně mezního kmitočtu. Mezní kmitočet je závislý na velikosti intervalu RR. A proto může být maximálně roven nejdlejší hodnotě intervalu RR. U daného signálu je nejdlejší hodnota intervalu RR = 0.94 s. Mezní kmitočet tedy může být maximálně 1.064 Hz. Při proměnném mezním kmitočtu byly hodnoty velikosti vln S a ST QRS komplexu zaznamenány do tabulky (1).

	vst. signál	výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem f_m					
f_m [Hz]	0	0,65	0,78	1	1,65	2	3
velikost střední hodnoty ST [uV]	4,71	4,92	4,65	4,23	12,89	20,25	31,15
velikost střední hodnoty T vln[uV]	264	263,5	262	260	253,5	248	235

Tab. 1. Změna velikosti ST a T vln při změně mezního kmitočtu



Obr. 6.7 Závislost ST segmentů na mezním kmitočtu

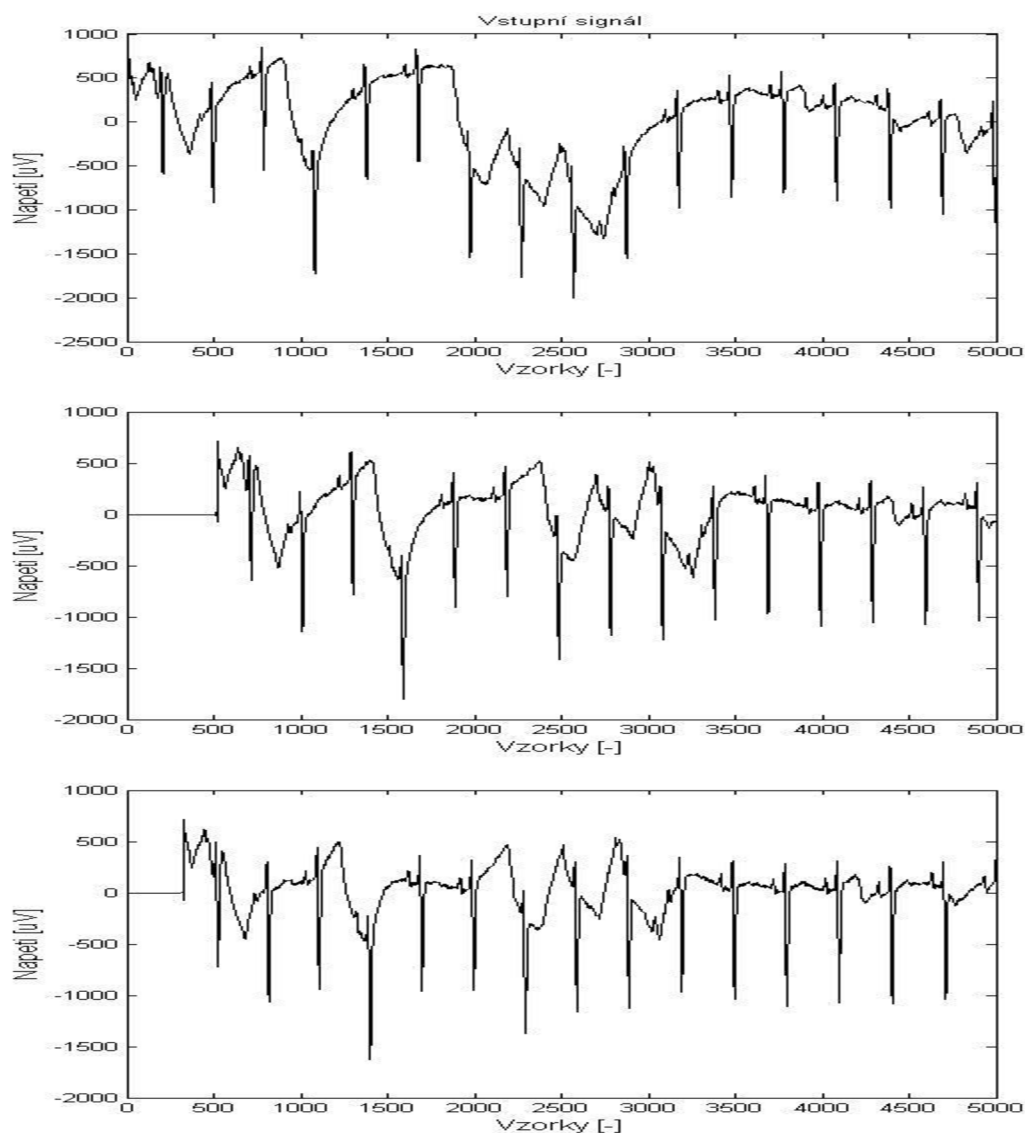


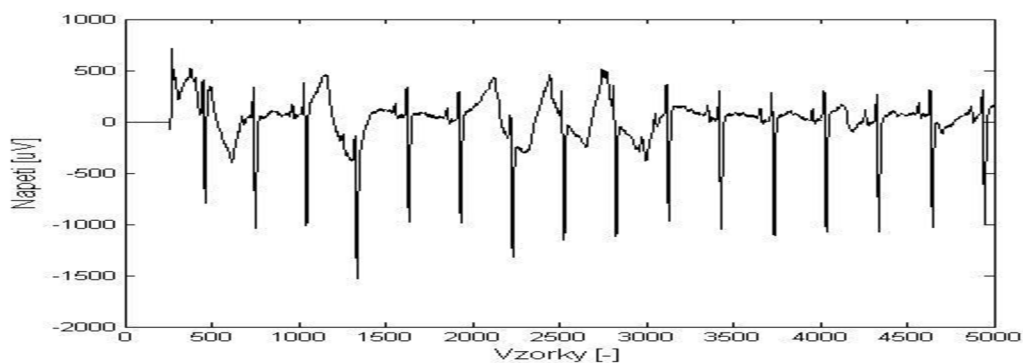
Obr. 6.8 Závislost T vln na mezním kmitočtu

Z vynesené závislosti velikostí R a T vln na mezním kmitočtu je patrné, že při mezním kmitočtu menším než je nejmenší tepová frekvence nedochází k velkým změnám užitečného signálu. Při překročení této hodnoty však dochází ke zkreslení signálu.

6.1.3 Filtrace signálu EKG s reálným rušením

Reálný signál EKG má proměnnou tepovou frekvenci, proto musí mezní frekvence horní propusti být maximálně rovna nejnižší tepové frekvenci EKG signálu. Z následujících obrázků sice vyplývá, že účinnost filtrace s mezním kmitočtem roste. Avšak nejnižší tepová frekvence filtrovaného signálu je 1.63 Hz, proto dochází u filtrace s mezním kmitočtem 2 Hz ke zkreslení signálu.





Obr. 6.9 Výsledek filtrace při různé mezní frekvenci. Shora vstupní signál, $f_m=0,7$ Hz, $f_m=1$ Hz, $f_m=2$ Hz.

6.2 Filtrace síťového rušení

Pro návrh nerekurzivních Lymnových filtrů potlačující síťové rušení je v práci využito Lymnových pásmových propustí 1. a 2. typu. Pásmová zadrž je pak dána odečtením výstupu pásmové propusti od vhodně zpožděného vstupního signálu.

- **1. typ nerekurzivní Lymnovy pásmové propusti**

$$G_{pp1}(z) = (1 + z^{-p} + z^{-2p} + \dots + z^{-(K-1)p}) / K, \quad (15)$$

kde G_{pp} je přenosová funkce Lymnovy pásmové propusti.

Takto navržený filtr bude potlačovat drift i brum. Je proto nutné brát ohled na filtraci v oblasti nízkých kmitočtů. Mezní kmitočet takovéto pásmové propusti je dán vztahem

$$f_m = \frac{f_{vz}}{K \cdot p}, \quad (16)$$

kde f_m je mezní kmitočet horní propusti, f_{vz} je vzorkovací kmitočet a K je konstanta dána vztahem (4).

Šířka potlačovaného pásma je pak dána vztahem

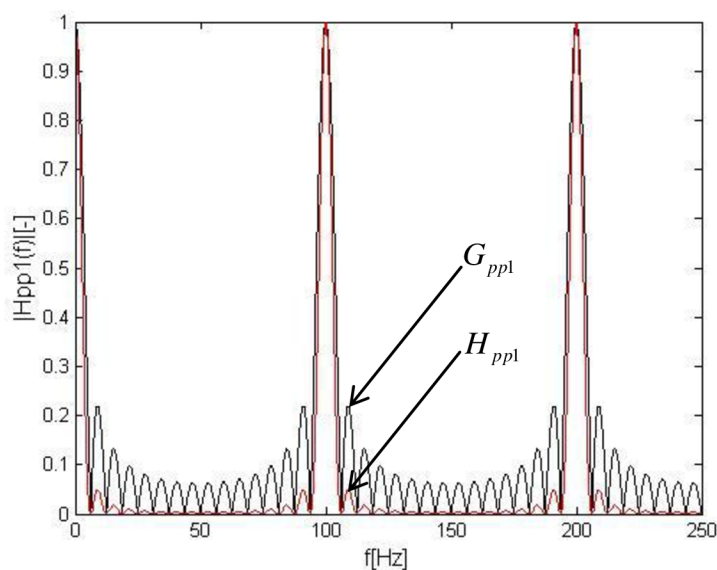
$$B = \frac{2 \cdot f_{vz}}{K \cdot p}, \quad (17)$$

kde B je šířka potlačovaného pásma, f_{vz} je vzorkovací kmitočet a K je konstanta dána vztahem (4).

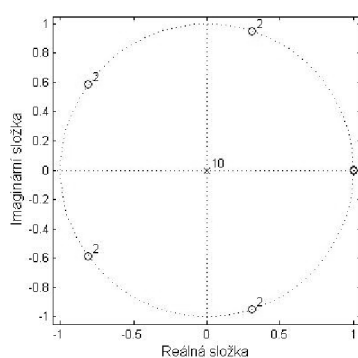
Aby nedocházelo k příliš velkému zvlnění je zapotřebí realizovat takto navržený filtr v kaskádní realizaci. Příklad přenosové funkce pásmové propusti v kaskádní realizaci pro $K=16$

$$H_{pp1}(z) = \left(\frac{1+z^{-40}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1+z^{-20}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1+z^{-10}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1+z^{-5}}{2}\right)^2, \quad (18)$$

kde H_{pp1} je přenosová funkce Lymnovy pásmové propusti 1. Typu.



Obr. 6.10. Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti 1. typu



Obr. 6.11 Rozložení nulových bodů a pólů Lymnovy pásmové propusti 1. typu

Na obrázku je naznačeno rozložení nulových bodů a pólů výchozí PP. Konstantu K určíme s ohledem na zvolený mezní kmitočet, zde $K=2$, $p=5$. Filtr bude tedy potlačovat pásma z okolí 0, 50 a 100 H to znamená jak brum tak drift.

Chceme-li, aby systém potlačoval pouze síťový brum o kmitočtu 50 Hz a nikoliv oblast nízkých kmitočtů, je nutné potlačit nejnižší propustné pásmo u výchozí pásmové propusti. To lze účinně zajistit Lymnovou dolní propustí 1. typu s přenosovou funkcí

$$H_{dp}(z) = (1 + 2z^{-1} + \dots + Kpz^{-(Kp-1)} + \dots + 2z^{-2(Kp-1)} + z^{-2(Kp-1)}) / K^2 p^2, \quad (19)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce Lymnovy dolní propusti.

Výsledná pásmová propust realizovaná v kaskádní realizaci bude mít přenosovou funkci

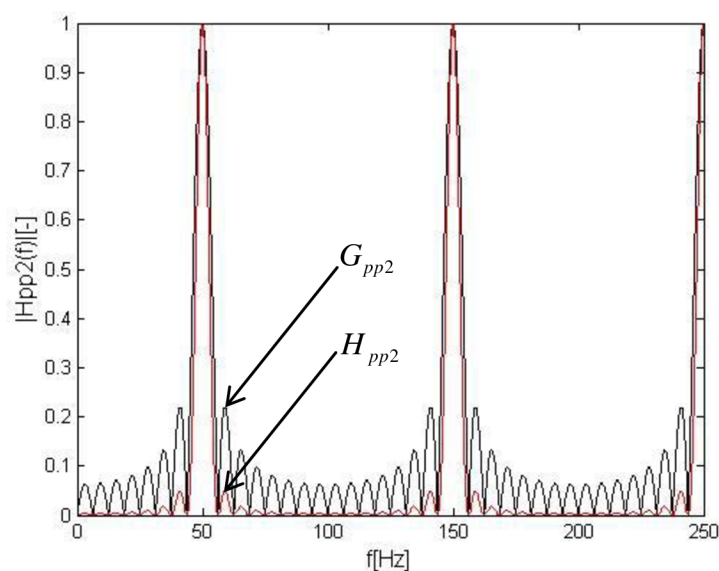
$$H_{pp}(z) = H_{pp1}^2(z) - H_{dp}^2(z). \quad (20)$$

- **2. typ nerekurzivní Lymnovy pásmové propusti**

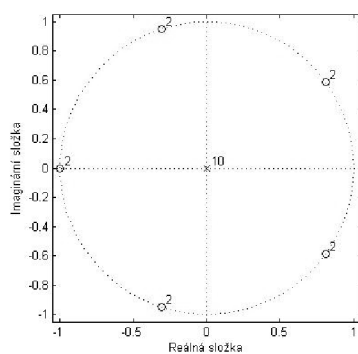
$$G_{pp2}(z) = (1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots - z^{-(K-1)p}) / K, \quad (21)$$

kde H_{pp1} je přenosová funkce Lymnovy pásmové propusti 1. Typu.

Takto navržený filtr bude potlačovat na rozdíl od předešlého jen brum.



Obr. 6.12 Amplitudová frekvenční charakteristika pásmové propusti 2. typu



Obr. 6.13 Rozložení nulových bodů a pólů Lymnovy pásmové propusti 2. typu

I v tomto případě musí být $p=5$, K může být ale jen sudé, aby byly polynomy dělitelné. Filtr bude potlačovat pásma z okolí 50, 150 a 250 Hz.

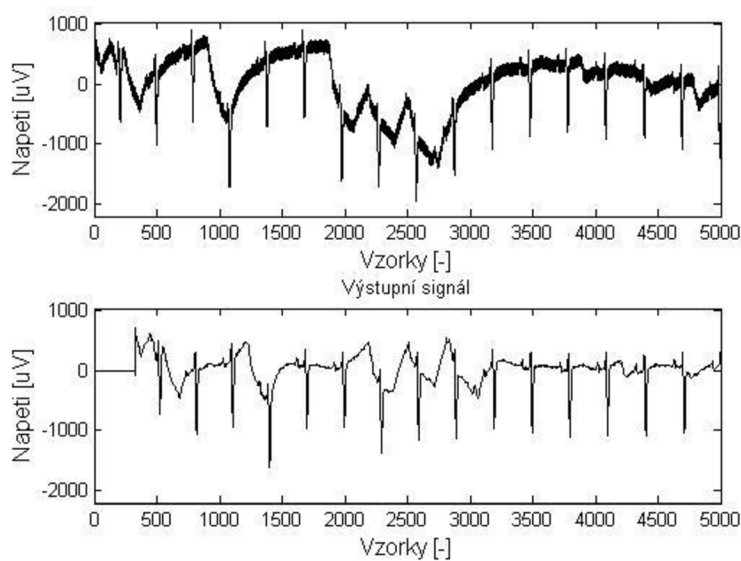
Možná realizace pásmové propusti v kaskádní realizaci pro $K=16$

$$H_{pp2}(z) = \left(\frac{1+z^{-40}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1+z^{-20}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1+z^{-10}}{2}\right)^2 \cdot \left(\frac{1-z^{-5}}{2}\right)^2, \quad (22)$$

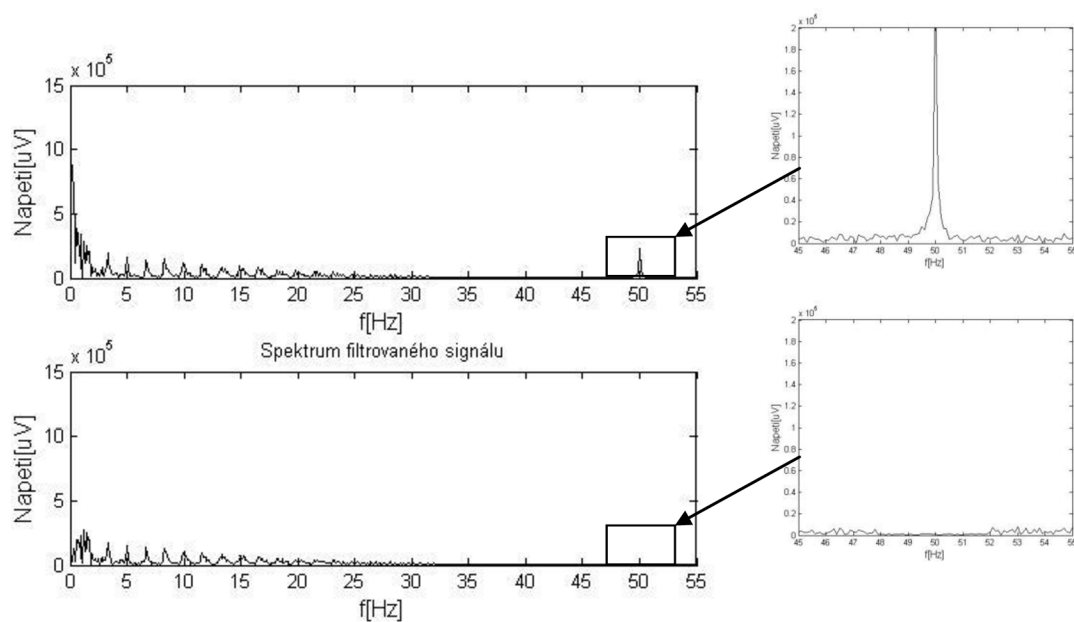
kde H_{pp2} je přenosová funkce pásmové propusti 2 typu.

6.2.1 Experimentální ověření filtru

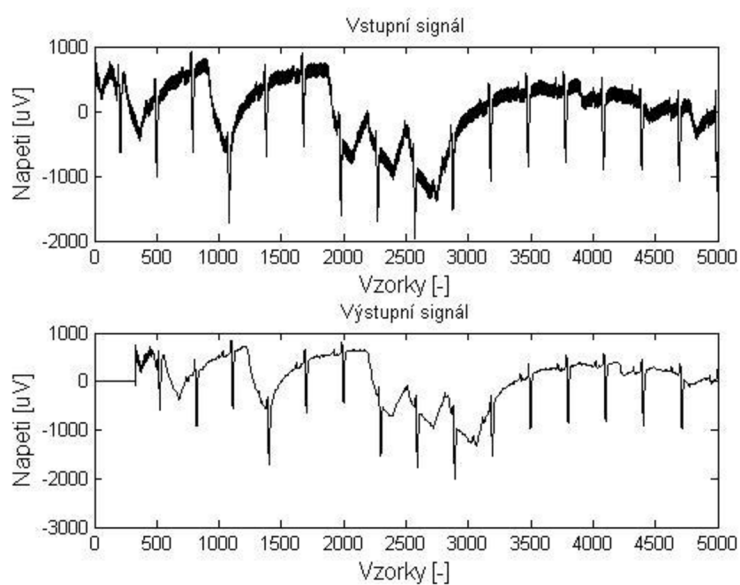
- *Ověření nerekurzivní Lymnovy pásmové zádrže 1. typu*



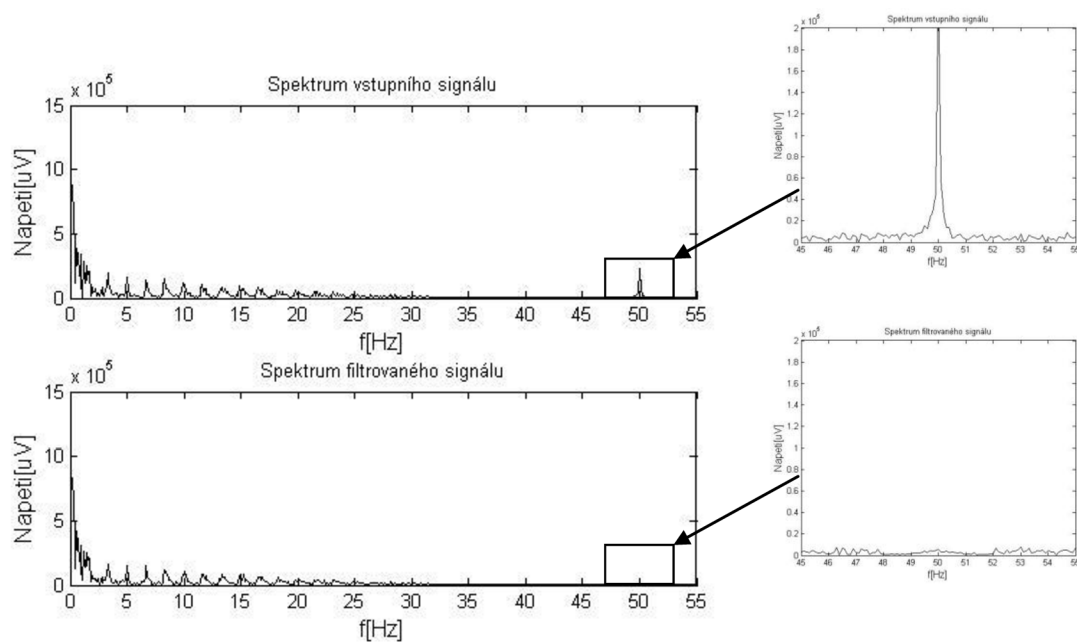
Obr. 6.14 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 1. typu pro drift i brum



Obr. 6.15 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu

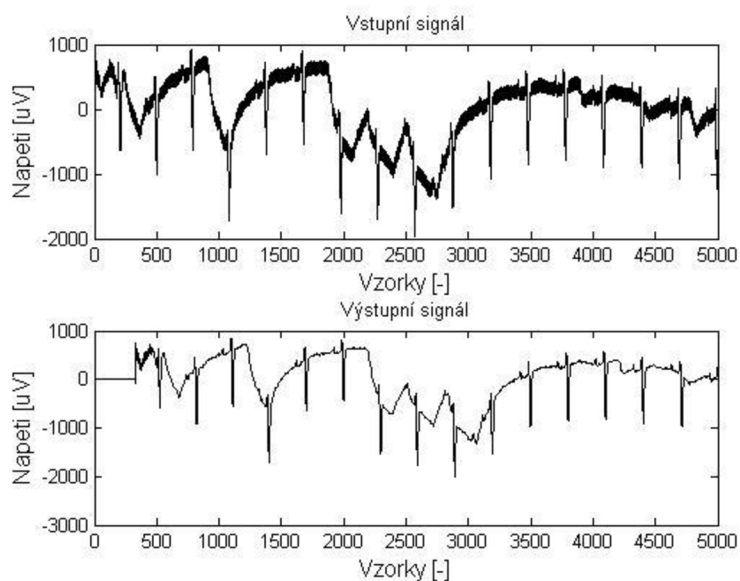


Obr. 6.16 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 1. typu pro filtraci brumu

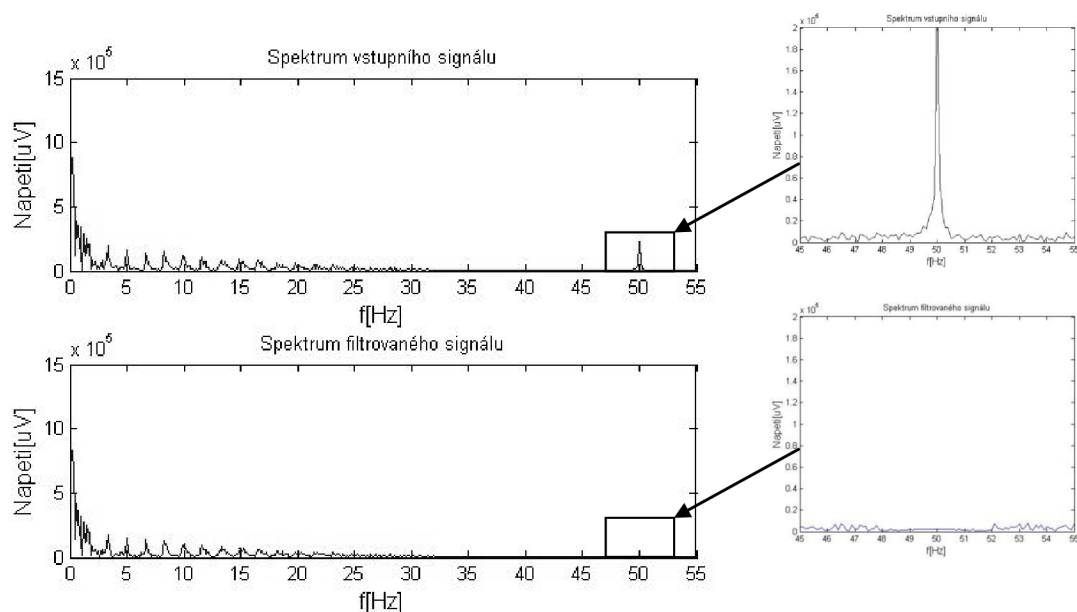


Obr. 6.17 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu

- **Ověření nerekurzivní Lymnovy pásmové zádrže 2.typu**



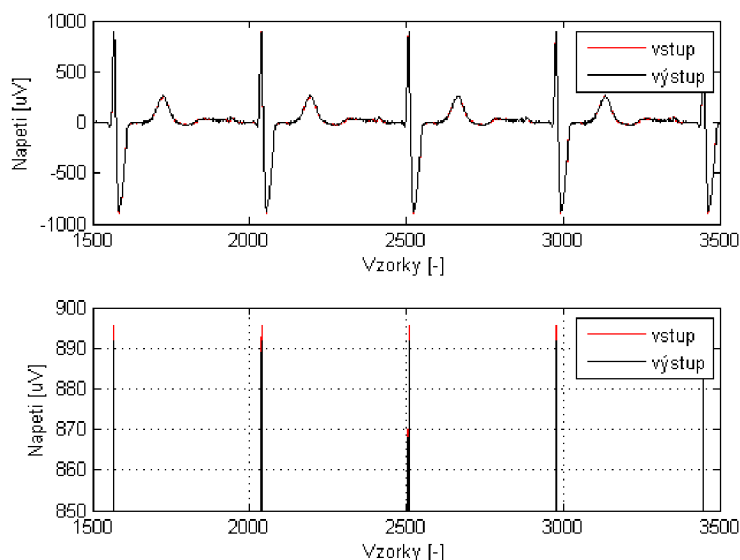
Obr. 6.18 Výsledek filtrace Lymnovou pásmovou zádrží 2.typu



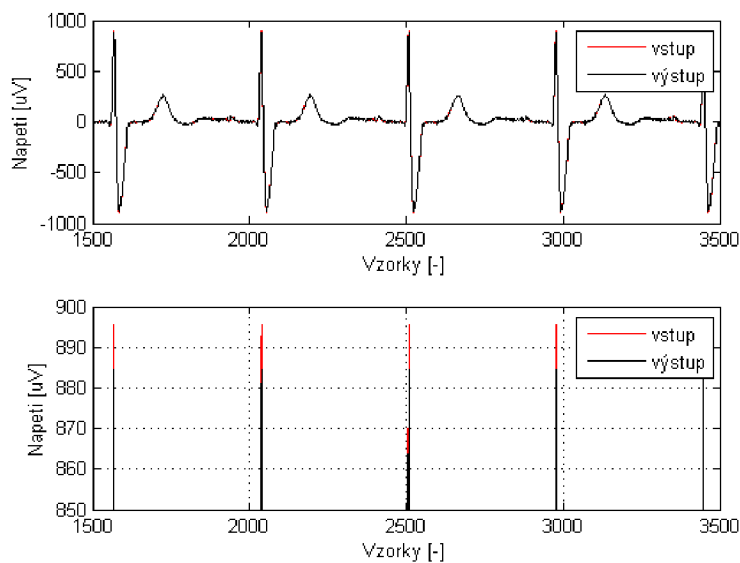
Obr. 6.19 Kmitočtové spektrum vstupního a filtrovaného signálu

6.2.2 Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG

Pro správnou funkčnost filtru je důležité ověření filtrace na čistém signálu EKG. Je kladen požadavek na to, aby při filtraci nedocházelo ke zkreslení užitečného signálu, zejména R vln. Jako vstupní signál je použit periodický signál neobsahující rušení se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Z tohoto signálu byla odstraněna stejnosměrná složka. Ověření bylo provedeno na Lypnovy pásmové zadrži druhého typu.



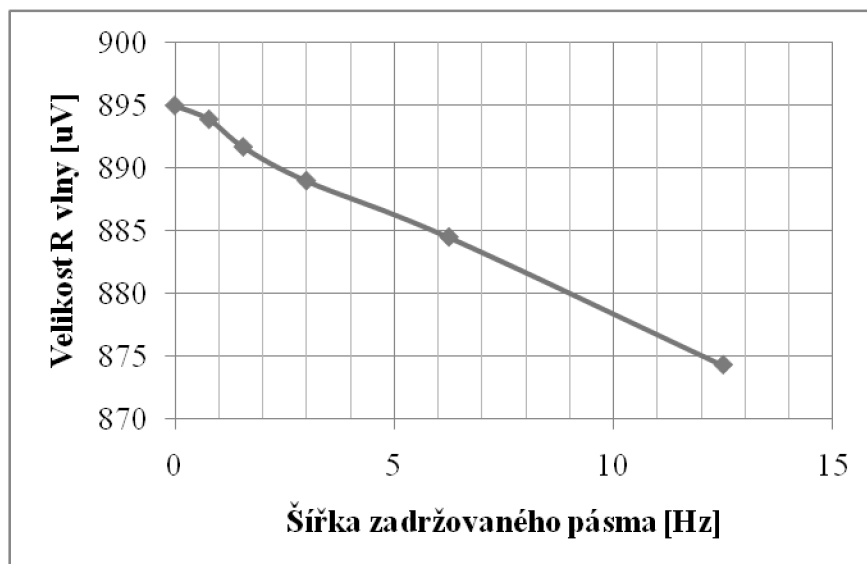
Obr. 6.20 Porovnání vstupního a výstupního signálu pro šířku pásma 3 Hz a detail R vln.



Obr. 6.21 Porovnání vstupního a výstupního signálu pro šířku pásma 6 Hz a detail R vln.

	vst. signál	výstupní filtrovaný signál				
B[Hz]	0	0,78	1,56	3	6,25	12,5
velikost střední hodnoty R vln[uV]	895	893,9	891,7	889	884,5	874,3

Tab. 2. Změna velikosti R vln při změně šířky pásma



Obr. 6.22 Závislost R vln na šířce zadržovaného pásma

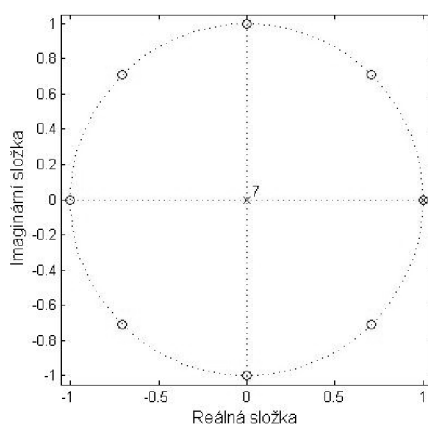
7 Rekurzivní Lymnovy filtry

7.1 Filtrace nízkofrekvenčního rušení

Pro filtraci driftu je zde popsána horní propust, která je odvozená od Lymnovy dolní propusti s obdélníkovou impulsní charakteristikou a přenosovou funkcí

$$G_{dp}(z) = \frac{1}{K} \cdot \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}}, \quad (23)$$

kde G_{dp} je přenosová funkce dolní propusti a K je konstanta dána vztahem (4):



Obr. 7.1 Rozložení nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní dolní propusti

Odvozená horní propust má značné zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu, proto je výhodné použít dvojici Lymnových dolních propustí v sérii. Výsledná impulsní charakteristika takového systému je trojúhelníková.

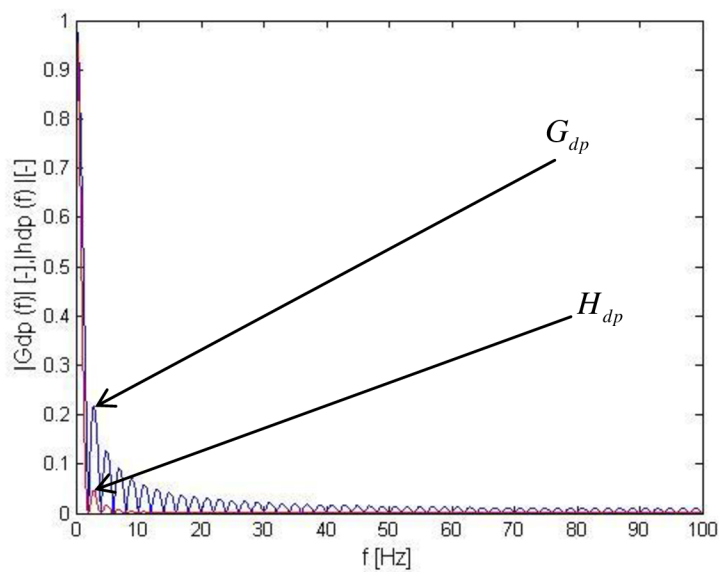
$$H_{dp}(z) = G_{dp}(z) \cdot G_{dp}(z) = \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (24)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce dvojice Lymnových dolních propustí v sérii.

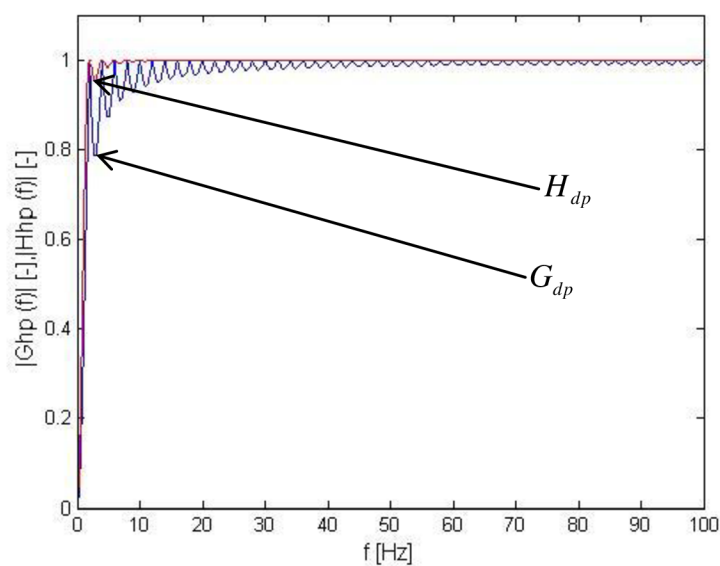
Horní propust je pak dána odečtením výstupu dolní propusti od vhodně zpožděného vstupního signálu. Přenosová funkce horní propusti je

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (25)$$

kde H_{hp} je přenosová funkce horní propusti, τ je zpoždění vstupního signálu.



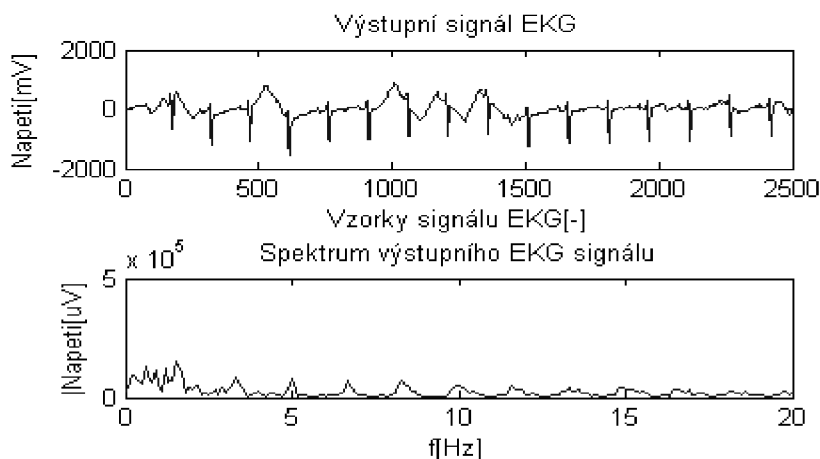
Obr. 7.2 Amplitudová frekvenční charakteristika Linnovy dolní propusti v jednoduché a kaskádní realizaci



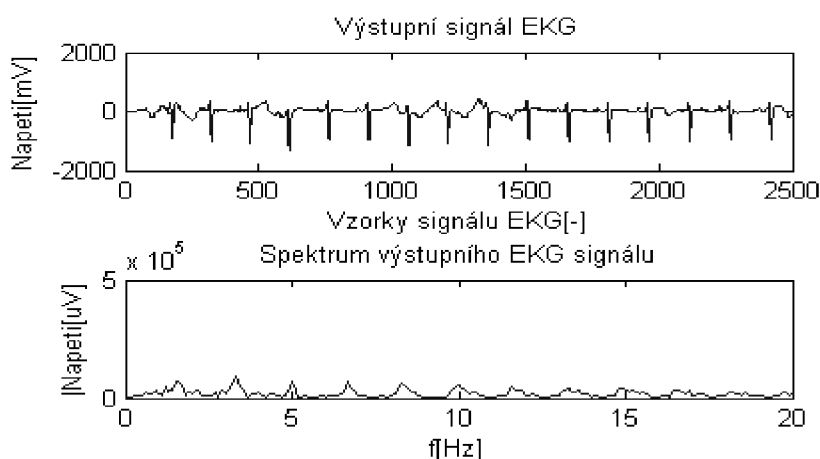
Obr. 7.3. Amplitudová frekvenční charakteristika Linnovy horní propusti v jednoduché a kaskádní realizaci

7.1.1 Ověření účinnosti filtru pro potlačení driftu v jednoduché a kaskádní realizaci

Pro ověření účinnosti filtrů v jednoduchém a kaskádním zapojení je použita Lynnova horní propust s mezním kmitočtem 1,63 Hz. Tato hodnota mezního kmitočtu je dána nejdelším intervalem RR. Tedy nejkratší tepové frekvenci.



Obr. 7.4. Výstupní signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum

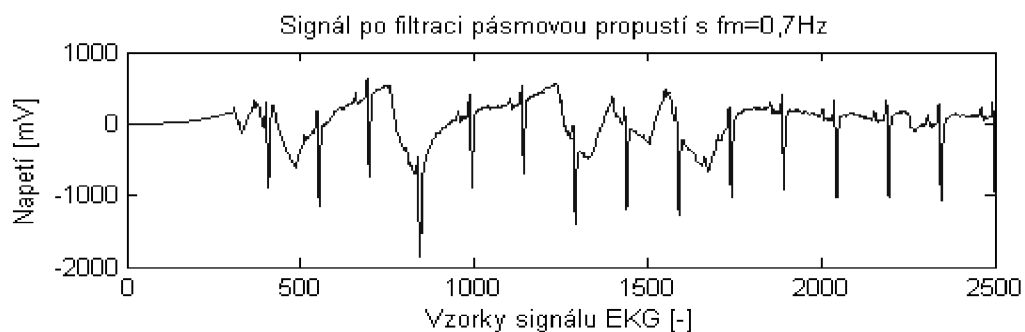


Obr. 7.5 Výstupní signál filtrovaný kaskádním filtrem a jeho kmitočtové spektrum

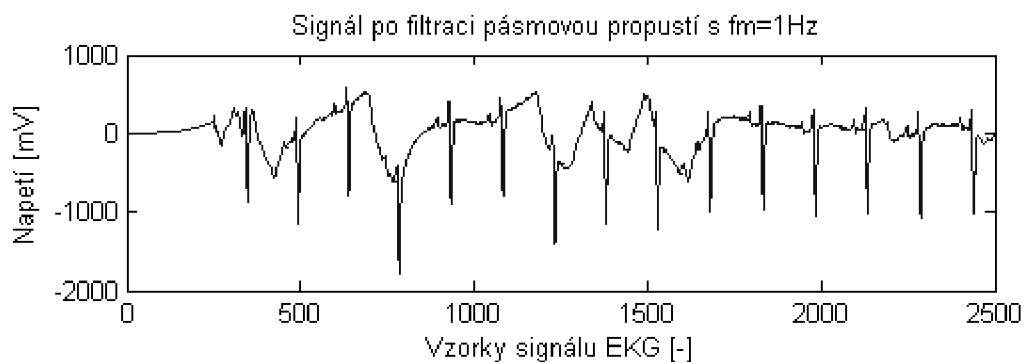
Při filtraci driftu Lynnovou horní propustí zapojenou v jednoduchém a kaskádním zapojení se u filtru zapojeného v jednoduchém zapojení projevilo příliš velké zvlnění v propustném pásmu. Toto zvlnění se projevuje nedokonalým potlačením nízkých kmitočtů. Vše je dobře pozorovatelné jak v kmitočtovém spektru, tak i na výsledném signálu, kde při kaskádní realizaci je účinnější filtrace nízkých kmitočtů. Z tohoto experimentu ovšem není zřejmé jestli nedochází ke zkreslení signálu.

7.1.2 Experimentální ověření filtru při změně mezního kmitočtu

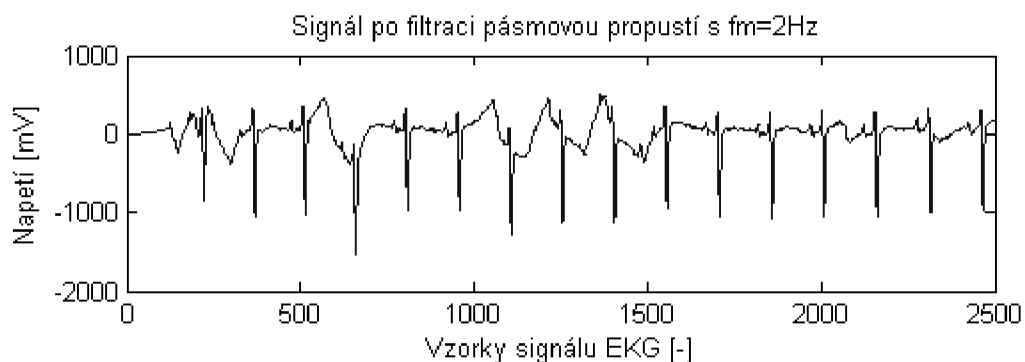
Změna mezního kmitočtu je dána změnou konstanty K , která je dána vztahem (4). Mezní kmitočty Lymovy horní propusti je postupně měněn na hodnoty 0,7 Hz, 1 Hz, 2 Hz a 3 Hz.



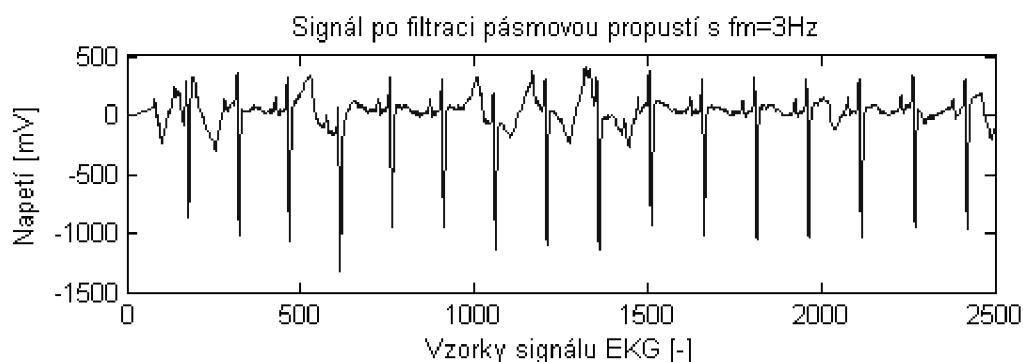
Obr. 7.6 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 0,7 \text{ Hz}$



Obr. 7.7 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 1 \text{ Hz}$



Obr. 7.8 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 2 \text{ Hz}$

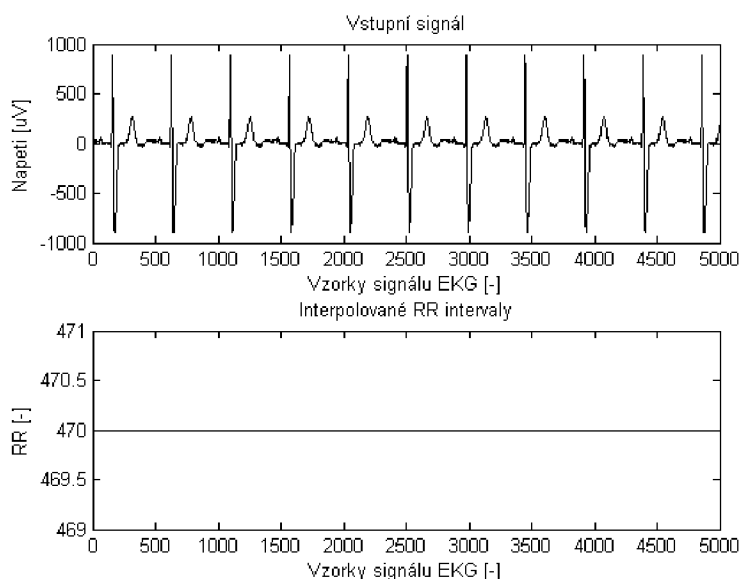


Obr. 7.9 Signál EKG po filtraci horní propustí s mezním kmitočtem $f_M = 3$ Hz

Při filtraci driftu Lymnovou horní propustí zapojenou v kaskádním zapojení je důležité, mezní kmitočet omezit na takovou hodnotu, aby nezasahoval do užitečného signálu. Organizace AHA stanovila tento kmitočet na 0,7 Hz. Jak lze pozorovat na obrázku 7.6, je tento kmitočet, vzhledem k filtrovanému signálu nevyhovující. U takového krátkodobého záznamu lze použít mezní kmitočet odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, která je v našem případě 1,63 Hz. Mezní kmitočet by neměl přesáhnout hodnotu nejmenší tepové frekvence. Mohlo by dojít k poškození užitečného signálu, zejména ST segmentu.

7.1.3 Vliv filtru pro odstranění driftu na čistý signál EKG

Jak bylo vysvětleno dříve, nesmí použitý filtr potlačovat užitečný signál. U filtru potlačující drift je to obtížnější, protože drift může zasahovat do kmitočtového spektra užitečného signálu.



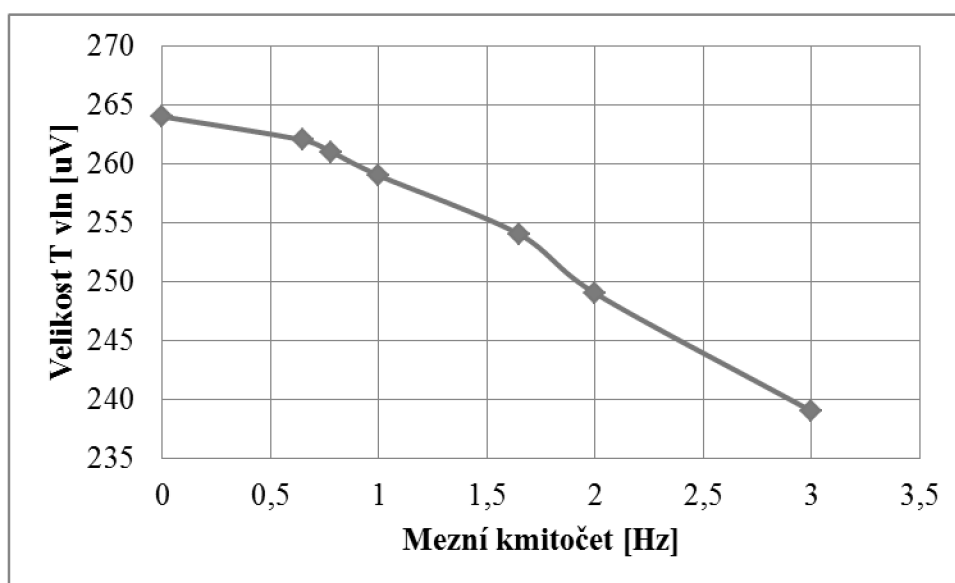
Obr. 7.10 Vstupní signál neobsahující rušení

Jak bylo popsáno u nerekurzivních filtrů, mají signály EKG velikost intervalu RR proměnnou. Mezní kmitočet proto může být maximálně roven nejdelší hodnotě intervalu RR.

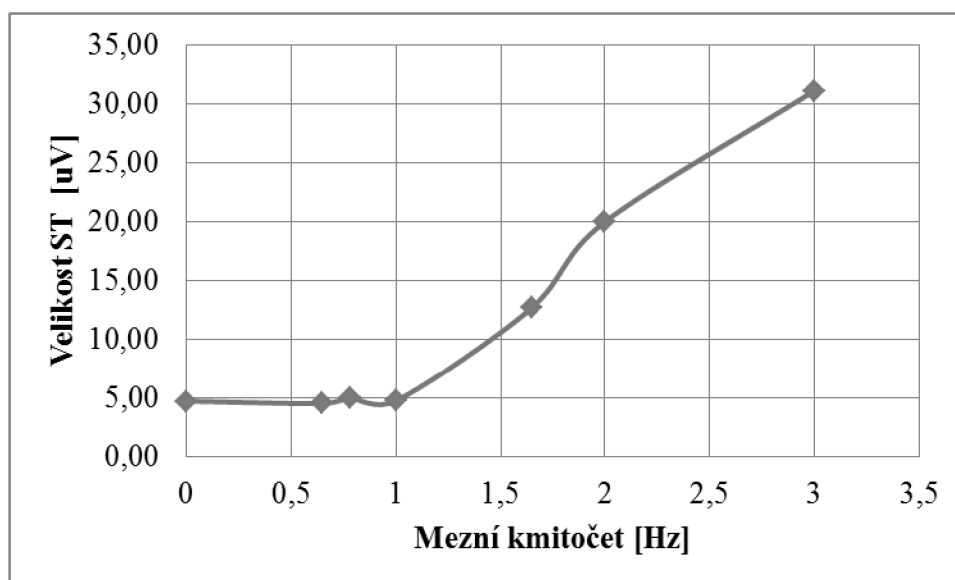
U daného signálu je nejdelší hodnota intervalu $RR = 0,94$ s. Mezní kmitočet tedy může být maximálně 1,064 Hz. Při proměnném mezním kmitočtu byly hodnoty velikosti vln R a T QRS komplexu zaznamenány do tabulky (3).

	vst. signál	výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezním kmitočtem f_m					
f_m [Hz]	0	0,65	0,78	1	1,65	2	3
velikost střední hodnoty ST[uV]	7,71	4,52	4,97	4,75	12,7	19,98	31,11
velikost střední hodnoty T vln[uV]	264	262	261	259	254	249	239

Tab. 3. Změna velikosti ST a T vln při změně mezního kmitočtu



Obr. 7.11 Závislost T vln na mezním kmitočtu



Obr. 7.12 Závislost velikosti ST na mezním kmitočtu

Z obrázku je patrné, že při mezním kmitočtu rovném nejdelší hodnotě intervalu RR, nedochází k velkým změnám užitečného signálu. Při vyšší hodnotě mezního kmitočtu než je tato přípustná hodnota dochází ke ztrátě informace užitečného signálu.

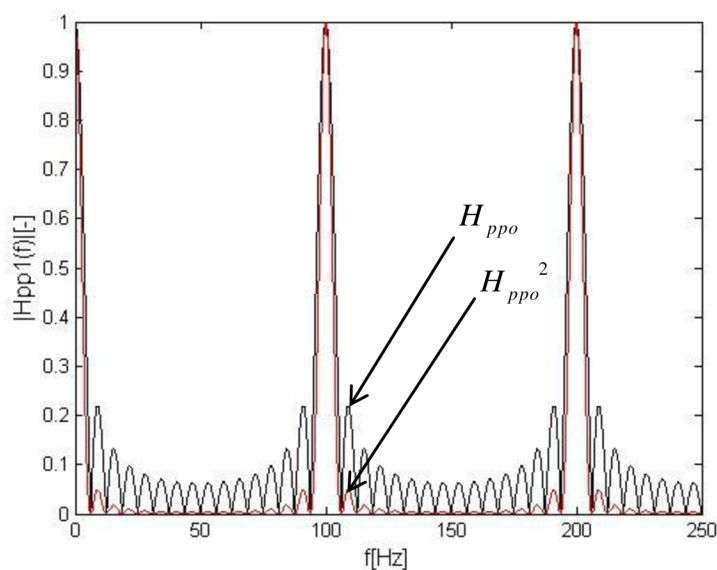
7.2 Filtrace síťového rušení

V práci je zaměřeno na systémy odvozené z Linnových filtrů 1. typu, použitelné při vzorkovacích kmitočtech, které jsou libovolnými celočíselnými násobky 50 Hz.

Systém s přenosovou funkcí

$$H_{pzo}(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1 - z^{-Kp}}{K(1 - z^{-p})} \right) = z^{-\tau} - H_{ppo}(z), \quad (26)$$

kde H_{pzo} je přenosová funkce pásmové zadržky se středy zadržovaných pásem na kmitočtech f_{vzi}/p ($i = 0, 1, 2, \dots$) za podmínky, že τ je celočíselným násobkem p a H_{ppo} je přenosová funkce pásmové propusti.



Obr. 7.13 Amplitudová frekvenční charakteristika Linnovy pásmové propusti

Jestliže platí, že:

$$\tau = \tau_{pp} = \frac{K-1}{2} p, \quad (27)$$

kde K je liché číslo, bude impulsová charakteristika filtru symetrická a fázová charakteristika lineární. Podmínku samozřejmě nelze dodržet při necelém τ_{pp} , je vhodné volit τ jako nejbližší násobek p ke zpoždění τ_{pp} tedy

$$\tau = \frac{Kp}{2} \text{ nebo } \frac{Kp}{2} - 1, \quad (28)$$

aby se co nejméně porušila symetrie impulsové charakteristiky a tím i linearita fázové charakteristiky.

Aby systém potlačoval pouze periodický rušivý signál o základním kmitočtu a nikoliv stejnosměrnou složku, je nutné potlačit nejnižší propustné pásmo u výchozí pásmové propusti. To lze účinně zajistit Llynovou dolní propustí rovněž I. typu s přenosovou funkcí

$$H_{dp}(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{Kp(1 - z^{-1})}, \quad (29)$$

kde H_{dp} je přenosová funkce Llynovy dolní propusti s fázovým zpožděním

$$\tau_{dp}(z) = \frac{Kp - 1}{2}. \quad (30)$$

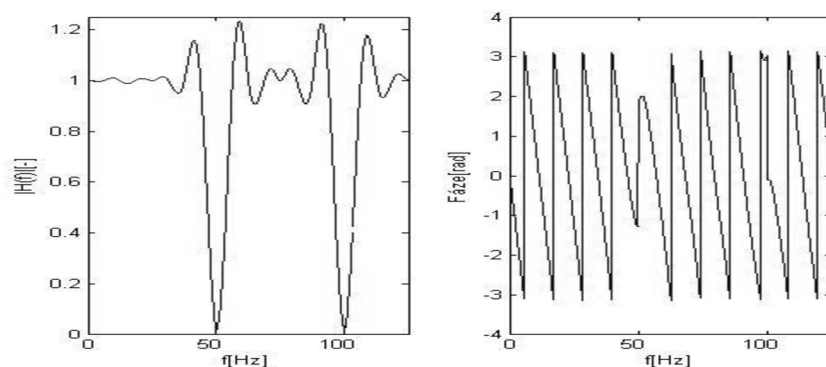
Porovnáme-li fázové zpoždění τ_{pp} a τ_{dp} , pak zřejmě platí

$$\tau_{dp} = \frac{p+1}{2} + \tau_{pp}, \quad (31)$$

na což je nutné kvůli zachování linearitě fázové charakteristiky výsledného filtru brát ohled. Z uvedeného lze vyvodit, že výsledná pásmová zádrž se středy nepropustných pásem a kmitočtech $f_{vz} \cdot i / p$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) může mít přenosovou funkci

$$H_{pz}(z) = [z^{-\tau} - H_{ppo}(z)]z^{\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z), \quad (32)$$

kde H_{ppo} je přenosová funkce pásmové propusti a H_{dp} přenosová funkce dolní propusti p je liché.



Obr. 7.14 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika systému popsaného vztahem (32) pro $p=5$, $K=8$

Šířka pásma mezi kmitočty, na kterých je nulový a nejbližší jednotkový přenos je f_{vz}/Kp .

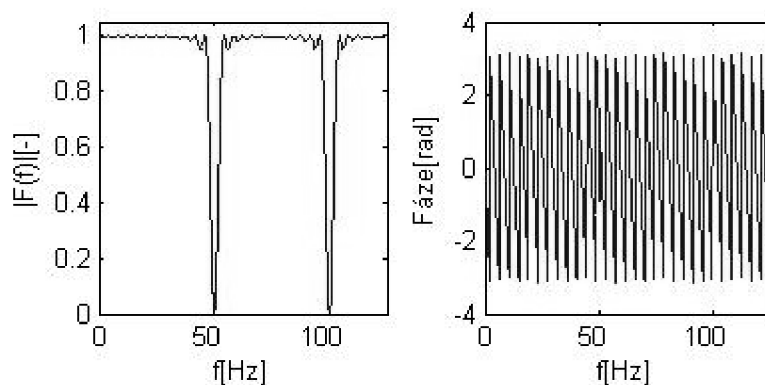
Nevýhodou filtru s přenosovou funkcí H_{pz} je zvlněná amplitudová charakteristika v propustných pásmech (obr. 7.14). Příčinou je nízká jakost systémů v jednoduché realizaci. K podstatnému zkvalitnění vede použití kaskád Lynnových filtrů.

Abychom zvlnění amplitudových charakteristik pásmových zádrží dostali do souladu s doporučeními organizace AHA, týkajícími se maximálního kolísání přenosu v propustném pásmu elektrokardiografického systému, je třeba zajistit, aby kolísání charakteristiky v propustném pásmu pásmové zádrže nevybočilo z koridoru - 0,5 dB.

Použití dvojic filtrů je výhodné i z jiného důvodu. Vede ke zdvojnásobení příslušných zpoždění, takže výsledná pásmová zádrž má přenosovou funkci

$$H_{pz}^2(z) = z^{-(Kp-1)} - (H_{ppo}^2(z) \cdot z^{-(p-1)} - H_{dp}^2(z)), \quad (33)$$

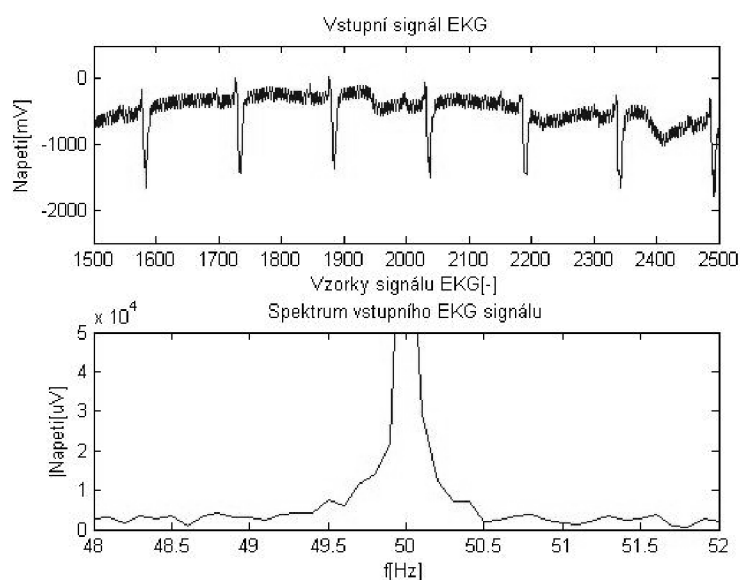
kde $H_{pz}^2(z)$ je přenosová funkce pásmové zádrže zapojené v kaskádní realizaci.



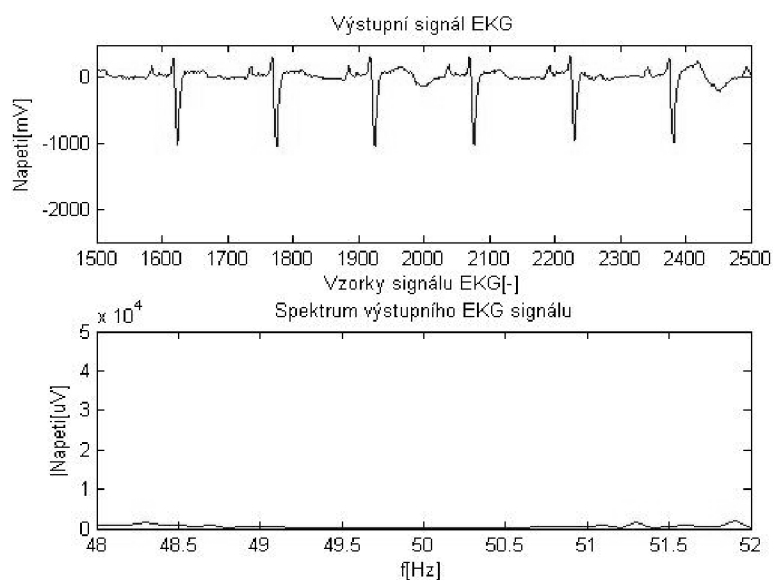
Obr. 7.15 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika systému popsaného vztahem (33) pro $p=5$, $K=12$

7.2.1 Ověření filtru pro potlačení síťového rušení v jednoduché a kaskádní realizaci

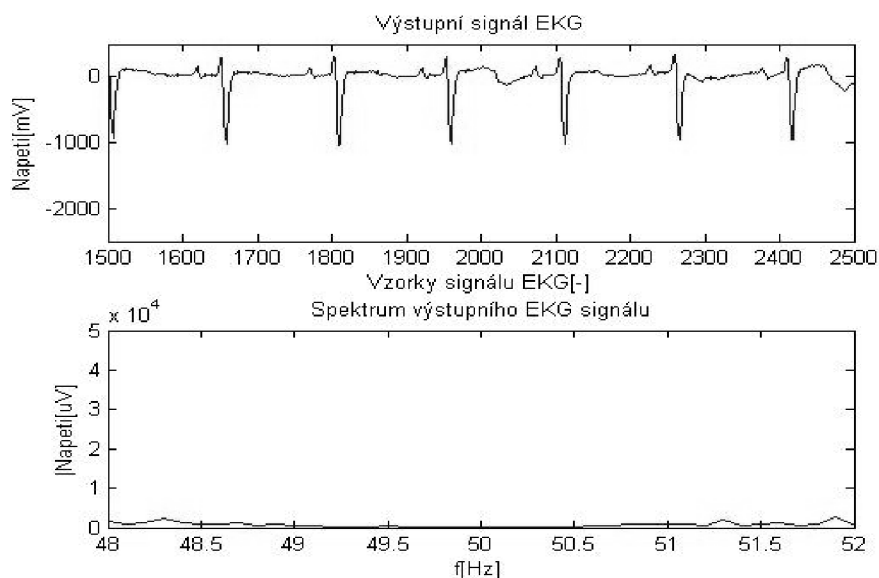
Jednoduchá realizace má příliš velké zvlnění v propustném pásmu, což může ovlivnit průběh užitečného signálu. Toto zvlnění však lze potlačit zapojením dvou těchto filtrů do kaskády.



Obr. 7.16 Vstupní EKG signál a jeho kmitočtové spektrum (detail okolí 50 Hz)



Obr. 7.17 EKG signál filtrovaný jednoduchým filtrem a jeho kmitočtové spektrum

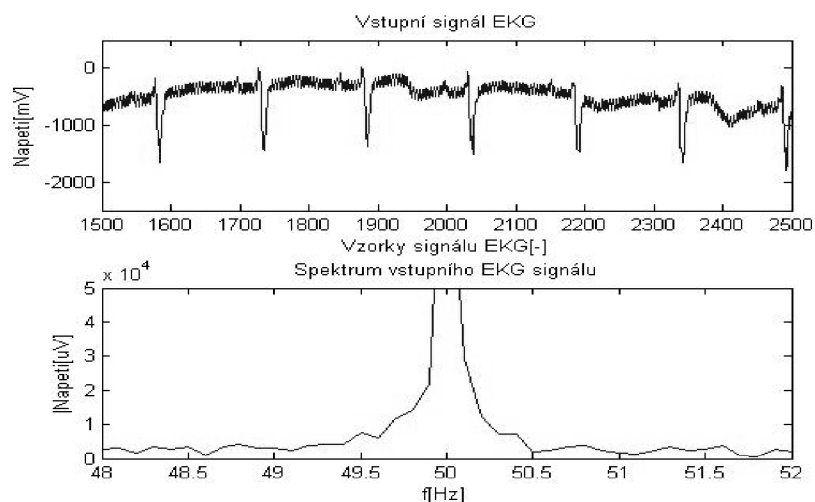


Obr. 7.18 EKG signál filtrovaný filtrem v kaskádní realizaci a jeho kmitočtové spektrum

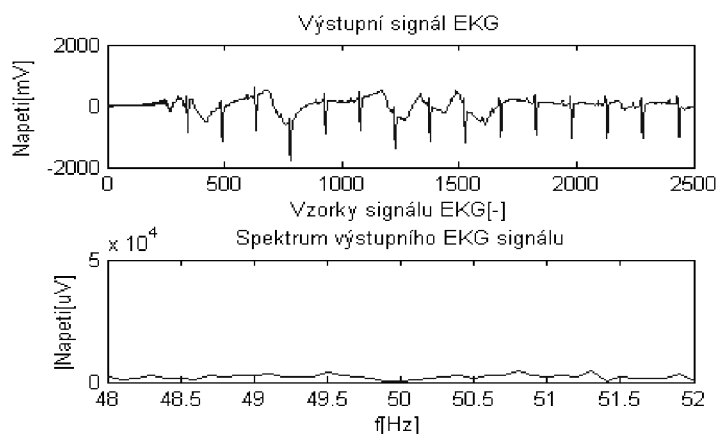
Z výsledku filtrace signálu EKG obsahující síťové rušení není zcela zřejmé, že filtr v kaskádním zapojení je kvalitnější než filtr v zapojení jednoduchém. Spektrum filtrovaného signálu neobsahuje výraznější složky v okolí 50 Hz. Z amplitudových charakteristik filtru je ale možno vidět, že v kaskádním zapojení filtru neobsahuje amplitudová charakteristika takové zvlnění, jako je tomu u filtru v jednoduchém zapojení.

7.2.2 Experimentální ověření filtru při změně šířky potlačovaného pásma

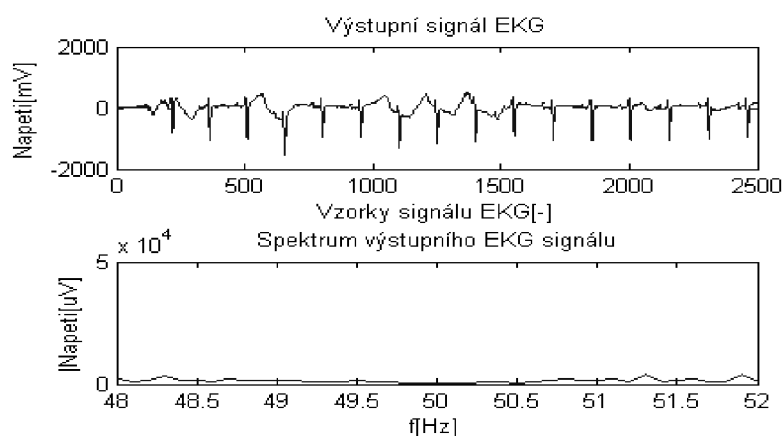
Jak bylo zmíněno dříve, je šířka potlačovaného pásma dána konstantou K vztahem (4). Volbou této konstanty je následně nastavována různá šířka potlačovaného pásma. K ověření účinnosti filtrace je použit filtr popsaný vztahem (33).



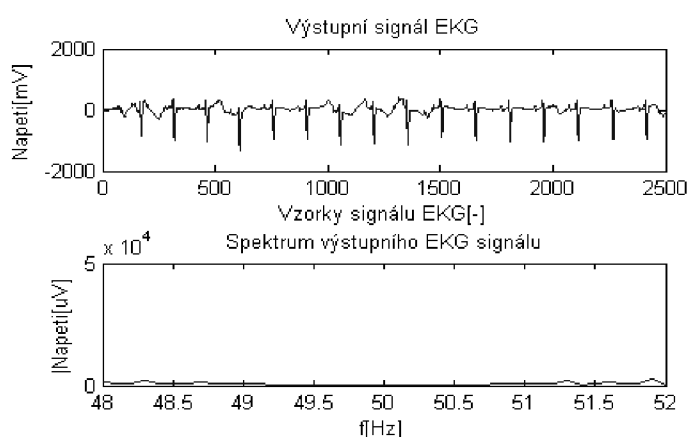
Obr. 7.19 Vstupní signál a jeho kmitočtové spektrum v okolí 50 Hz



Obr. 7.20 Výstupní signál filtrovaný Lynnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 1 Hz (detail v okolí 50 Hz)



Obr. 7.21 Výstupní signál filtrovaný Lynnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 2 Hz (detail v okolí 50 Hz)



Obr. 7.22 Výstupní signál filtrovaný Lynnovou pásmovou zádrží s šířkou pásma 3 Hz (detail v okolí 50 Hz)

Z provedeného experimentu je patrné, že potlačení síťového rušení bylo účinné ve všech případech filtrace signálu. Je však nutné brát ohled na to, aby filtr nepotlačoval užitečný signál zejména R vlny. Tento experiment je popsán v následující kapitole.

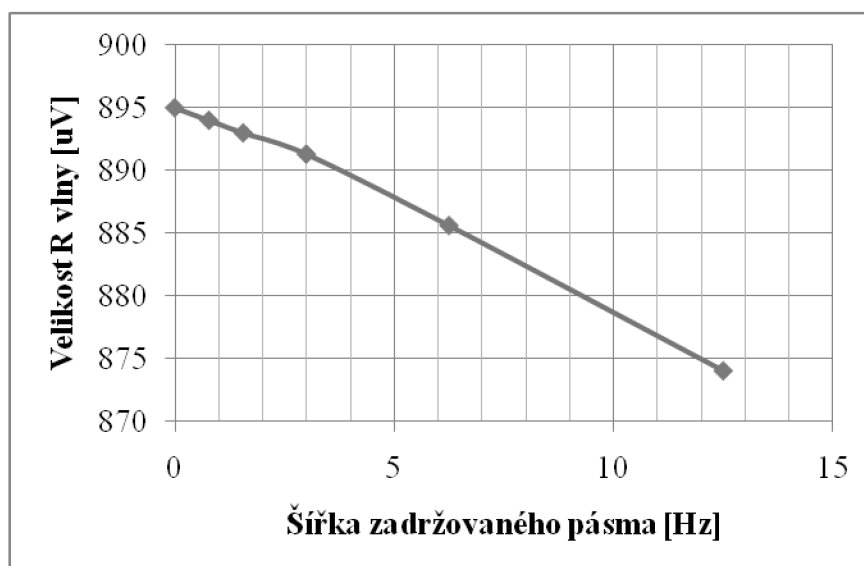
7.2.3 Vliv filtru pro odstranění brumu na čistý signál EKG

Pro správnou funkčnost filtru je důležité ověření filtrace na čistém signálu EKG. Je kladen požadavek na to, aby při filtraci nedocházelo ke zkreslení užitečného signálu. Jako vstupní signál je použit signál neobsahující rušení se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Z tohoto signálu byla odstraněna stejnosměrná složka.

Vstupní signál byl filtrován filtrem pro odstranění síťového rušení s proměnnou šířkou zadržovaného pásma. Na výstupním signálu byly následně změřeny velikosti vln komplexu QRS a zapsány do tabulky (4).

	vst. signál	výstupní filtrovaný signál				
B[Hz]	0	0,78	1,56	3,125	6,25	12,5
velikost střední hodnoty R vln[uV]	895	894	893	891,3	885,6	874

Tab. 4. Změna velikosti R vln při změně šířky pásma



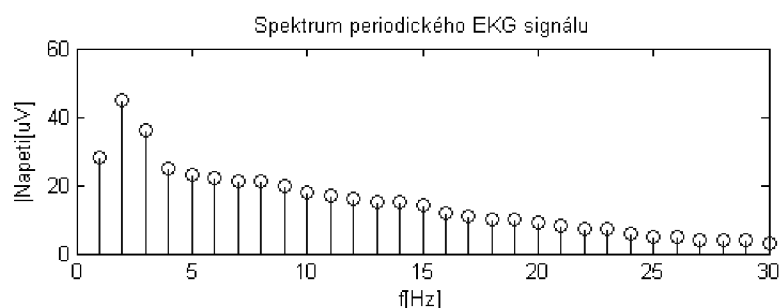
Obr. 7.23 Graf závislosti velikosti R vln na změně zadržovaného pásma B

Z obrázku (7.23) vyplývá, že při změně potlačovaného pásma v okolí síťového kmitočtu dochází k částečnému zkreslení R vln. Je to dáno tím, že spektrum užitečného signálu zasahuje do okolí 50 Hz. Šířka zadržovaného pásma může být ± 3 Hz kolem síťového kmitočtu, aniž by docházelo k velké ztrátě užitečného signálu zejména v okolí komplexu QRS.

8 Časově proměnný filtr

Časově proměnný filtr pro potlačení kolísání nulové izolíe signálu EKG je vhodný díky tomu, že v oblasti nízkých kmitočtů dochází k prolínání spekter užitečného signálu a rušení. Důležitým požadavkem je dosáhnout kompromisu a to sice: dosáhnout maximálního potlačení rušení, ale nepoškodit užitečný signál.

Kmitočtové složky tohoto druhu rušení mohou zasahovat do dolní části spektra užitečného signálu. Tepová frekvence totiž kolísá v rozmezí 0,6 až 3 Hz. Mezní kmitočet použité lineární horní propusti by měl být co nejvyšší, ale zároveň takový, aby nedošlo k poškození dolní části spektra užitečného signálu. Za předpokladu ideálního (periodického) signálu EKG je pro potlačení driftu optimální horní propust s mezním kmitočtem ztotožněným s tepovou frekvencí, tj. se základním kmitočtem takového idealizovaného signálu EKG.



Obr. 8.1 Spektrum periodického signálu EKG

Tepová frekvence reálného signálu EKG však konstantní není. Při zpracování signálu v režimu off-line (tj. krátkého, několikasekundového záznamu) lze použít lineární horní propust s mezním kmitočtem odpovídající předem zjištěné nejnižší hodnotě tepové frekvence, resp. převrácené hodnotě nejdelšího intervalu RR zpracovávaného úseku signálu. Použití časově proměnného filtru, který by se přizpůsoboval aktuální hodnotě intervalu RR se v takovém případě může jevit jako zbytečná komplikace, která nevnese do předzpracování signálu výraznější zlepšení (tedy jen za předpokladu, že ve zpracovávaném úseku signálu nejsou výrazné změny tepové frekvence).

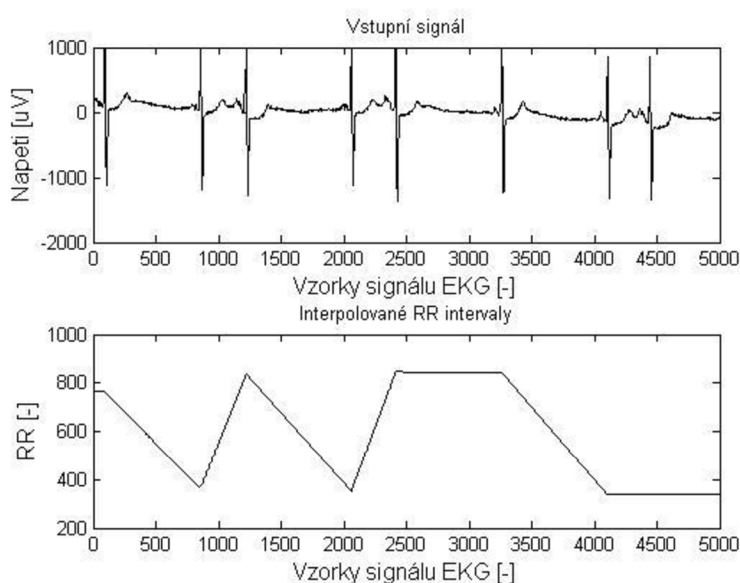
Mezní kmitočet, nastavený podle tepové frekvence zjištěné ve fázi učení na začátku snímání, může být po krátké době nevyhovující. Zvýšení tepové frekvence, které by umožnilo i zvýšení mezního kmitočtu filtru a tím i zvýšení účinnosti filtrace, zůstane nevyužito, při poklesu tepové frekvence lze očekávat nepřijatelné zkreslení užitečného signálu potlačěním dolní části jeho spektra. Při snímání v reálném čase se proto doporučuje přizpůsobení mezního kmitočtu nejnižší předpokládané tepové frekvenci, a to za cenu nižší účinnosti filtrace. Organizace AHA doporučuje mezní kmitočet 0,67 Hz pro pokles zisku o 3 dB. Od filtrů proměnných v čase, tj. od systémů, jejichž kmitočtové vlastnosti se kontinuálně přizpůsobují právě aktuální tepové frekvenci, lze tedy očekávat výrazné kvalitativní zlepšení zejména v režimu on-line.

Vedle již zmíněného požadavku na hodnotu mezního kmitočtu horní propusti je nezbytná lineární fázová charakteristika použitého filtru, nejlépe v celém přenášeném kmitočtovém

pásmu. Dalším požadavkem je dodržení maximálního přípustného zvlnění amplitudové charakteristiky v propustném pásmu filtru v rozmezí $\pm 0,5$ dB. Má-li mít příslušná horní propust proměnnou kmitočtovou charakteristiku podle okamžité hodnoty tepové frekvence, znamená to, že je nutné teoreticky v každém taktu navrhnout vhodný lineární filtr.

V úvodu bylo naznačeno, že časově proměnná filtrace má smysl zejména při zpracování v reálném čase. Pak je třeba v každém taktu (tzn. během vzorkovacího intervalu) zvládnout následující činnosti:

- zjistit okamžitou hodnotu tepové frekvence,
- navrhnout filtr (resp. vypočítat aktuální impulzovou charakteristiku),
- vypočítat vzorek výstupního signálu (a současně přitom zajistit konstantní fázové zpoždění proměnného filtru).

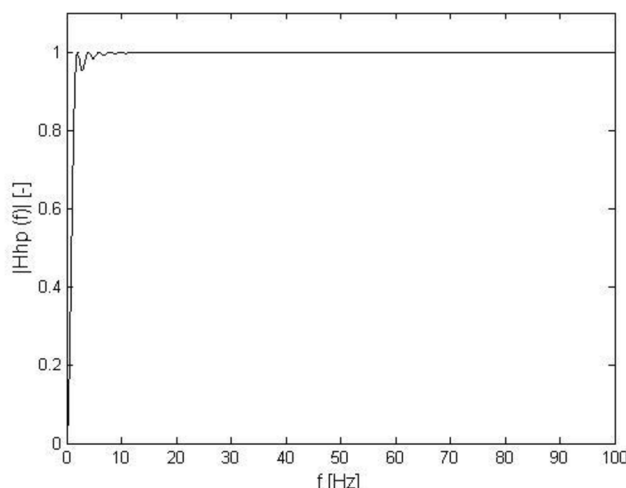


Obr. 8.2 Znáznornění proměnné délky intervalu RR

U filtru pro potlačení driftu signálu EKG s proměnným nezním kmitočtem je využita Lymnova horní propust s přenosovou funkcí

$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}^2(z) = z^{-\tau} - \left(\frac{1}{K} \frac{1 - z^{-K}}{1 - z^{-1}} \right)^2, \quad (34)$$

kde τ je fázové zpoždění dolní propusti s přenosovou funkcí $H_{dp}^2(z)$, a je rovno $\tau = K - 1$.



Obr. 8.3. Amplitudová frekvenční charakteristika Lymnovy horní propusti, kde $K = 500$

Zvlnění amplitudové charakteristiky horní propusti kolísá v propustném pásmu v rozmezí 0 až -0,4 dB. Mezní kmitočet horní propusti, který odpovídá kmitočtovému intervalu, během kterého přenos vzroste z hodnoty 0 na hodnotu 1 (obr.8.3), je dána jednoduchým vztahem

$$f_m = \frac{f_{vz}}{K}, \quad (35)$$

Šířka pásma horní propusti je tedy dána konstantou K a vlastní návrh výchozí dolní propusti spočívá ve výpočtu této konstanty,

$$K = \frac{f_{vz}}{f_{EKG}} = f_{vz} \cdot T_{EKG}, \quad (36)$$

kde f_{EKG} je aktuální kmitočet signálu EKG, se kterým ztotožňujeme mezní kmitočet horní propusti, T_{EKG} je aktuální délka periody EKG - tedy interval RR.

Řízení mezního kmitočtu dolní propusti H_{dp}^2 je tedy možné pouhou změnou konstanty K , tj. změnou délky impulzní charakteristiky podle aktuální (okamžité) délky intervalu RR.

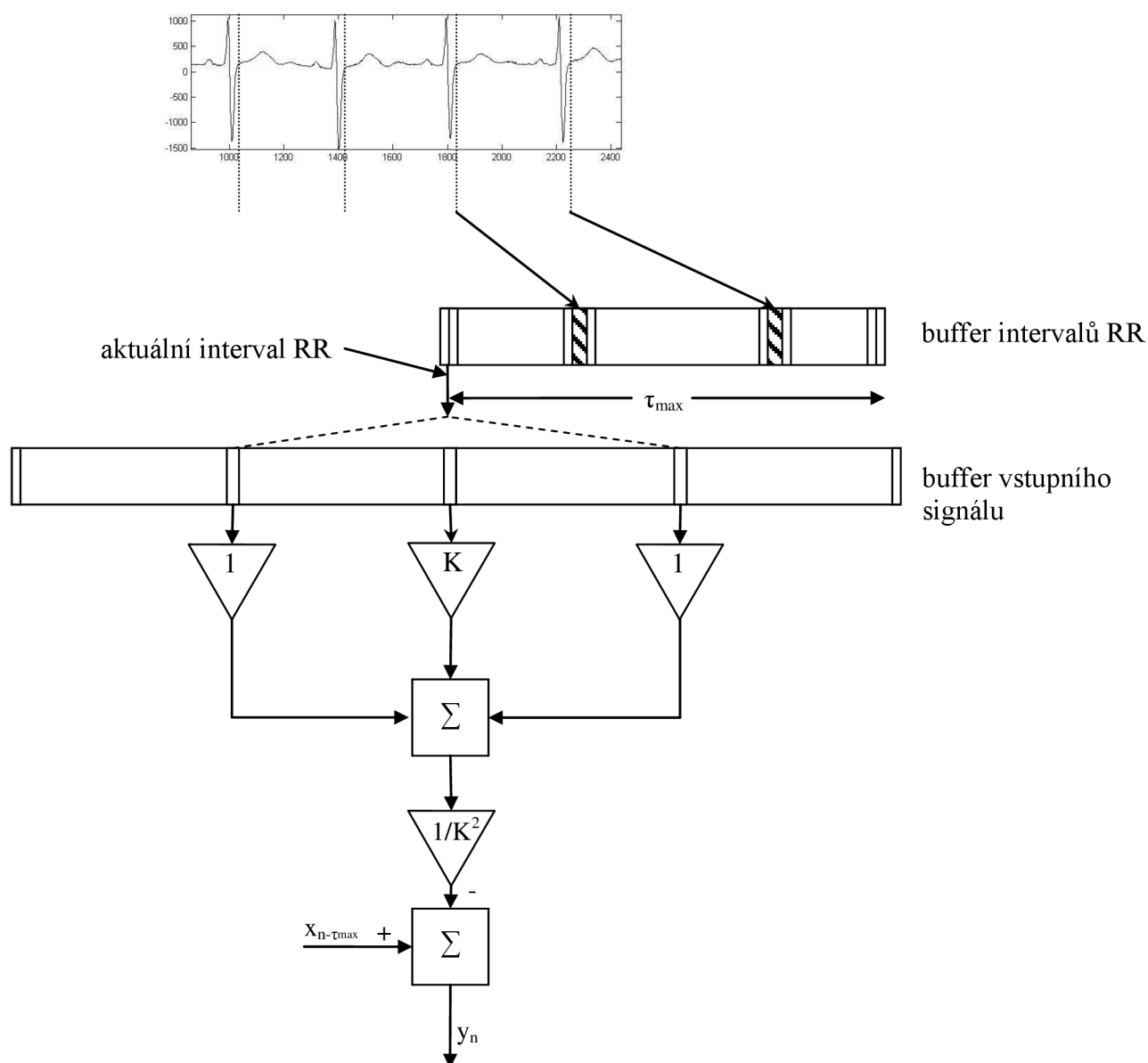
Okamžitou délku intervalu RR lze získat interpolací hodnot intervalů RR změřených v místech výskytů komplexů QRS. Z toho vyplývá nutnost současného použití dostatečně rychlého detektoru komplexů QRS. Vzhledem k tomu, že je požadavek průběžného měření tepové frekvence v reálném čase v praxi běžný, nepředstavuje detekce komplexů QRS práci navíc - jedná se vlastně o další využití informace, kterou detektor poskytuje. Změna mezního kmitočtu filtru až po uplynutí každého cyklu by byla příliš radikální, a proto provázena nepříjemnou skokovou změnou ve výstupním signálu. Z toho důvodu je žádoucí mít možnost měnit kmitočtové vlastnosti filtru kontinuálně, nejlépe v každém taktu - hodnoty změřených intervalů RR je tedy nutné interpolovat. Na základě experimentálních výsledků je stanoveno, že lineární interpolace, tj. aproximace okamžité délky intervalu RR lomenou přímkou s uzlovými body v okamžicích výskytu impulzů z detektoru QRS, lze považovat za postačující.

Velmi důležitým požadavkem na filtraci je zajištění konstantního fázového zpoždění filtru (tj. lineární fázové charakteristiky), nezávislého na právě aktuální hodnotě konstanty K (tj. na aktuální délce impulzní charakteristiky). Dosáhnout toho lze symetricky rozloženou impulzní charakteristikou okolo středu, který je zpožděn o maximální možné zpoždění které odpovídá maximální možné hodnotě konstanty K (tj. nejdelší možné periodě signálu T_{EKG}).

Nejstarší hodnota uložená v bufferu okamžitých (změřených a interpolovaných) hodnot intervalů RR udává aktuální délku impulzní charakteristiky filtru (Obr. 8.4). Při $f_{VZ} = 500$ Hz a minimální uvažované tepové frekvenci $f_{EKG} = 0,5$ Hz je

$$K_{\max} = f_{VZ} T_{EKG} = 1000 \Rightarrow \tau_{\max} = K_{\max} - 1 = 999.$$

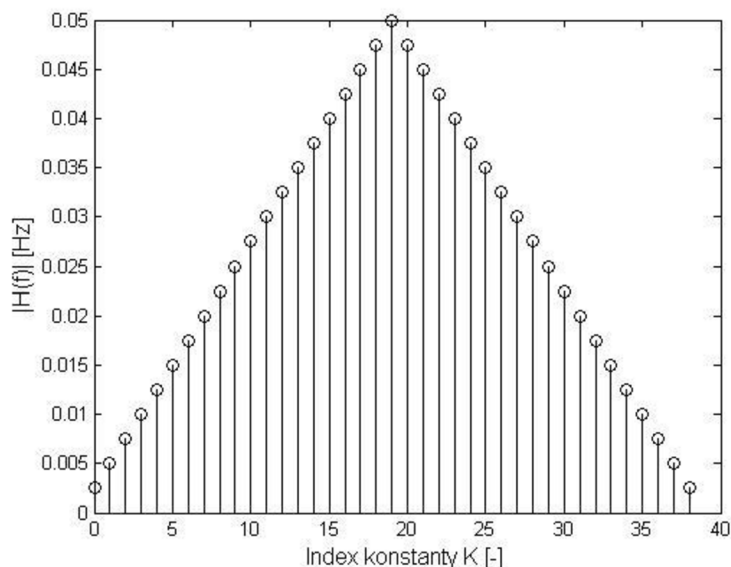
Délky bufferů jsou dány nejdelším předpokládaným intervalem RR.



Obr. 8.4 Schématické znázornění dynamického filtru

Impulsní charakteristika má celkem $2K_{\max} - 1 = 1999$ vzorků, tj. 999 vzorků na obě strany od středního vzorku zpožděného o τ_{\max} . V tomto mezním případě je využit celý buffer vzorků vstupního signálu. Kratší délce intervalu RR (tj. nižší hodnotě T_{EKG}) odpovídá nižší hodnota K .

Impulsní charakteristika je v každém případě rozložena symetricky okolo středu zpožděného o τ_{\max} , čímž je zajištěno konstantní fázové zpoždění filtru.



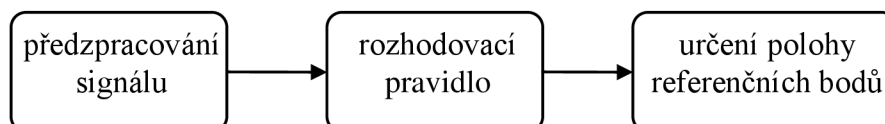
Obr. 8.5 Trojúhelníková impulsní charakteristika filtru pro $K=20$

8.1 Realizace časově proměnného filtru

Proměnný mezní kmitočet je dán vztahem (35). Šířka pásma horní propusti je dána konstantou K a vlastní návrh výchozí dolní propusti spočívá ve výpočtu této konstanty. Řízení mezního kmitočtu je dáno změnou konstanty K , tedy okamžitou změnou délky impulsní charakteristiky. Okamžitou délku impulsní charakteristiky lze získat interpolací hodnot intervalů RR změřených v místech výskytu RR.

Pro zjištění aktuální délky impulsní charakteristiky využijeme dostatečně rychlý detektor komplexů QRS, který snadno určí i tepovou frekvenci.

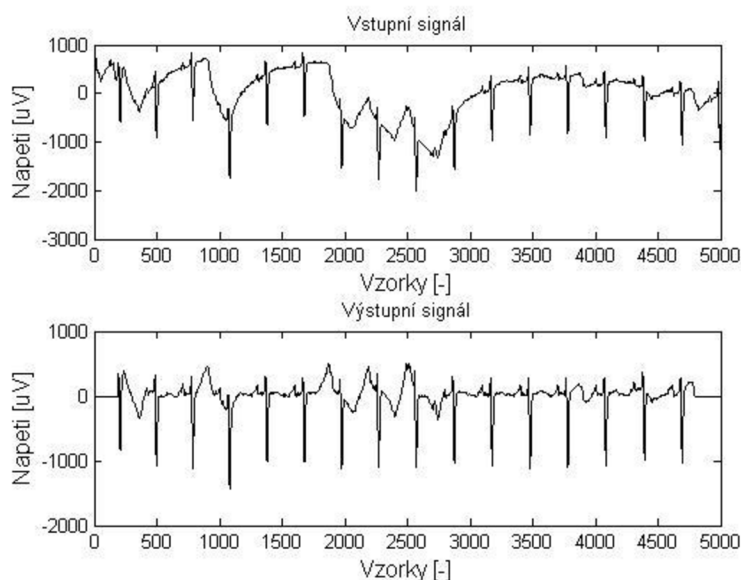
K získání tepové frekvence je nutné nejprve detekovat v signálu EKG QRS komplexy. Tepová frekvence je pak získána převrácenou hodnotou časové vzdálenosti mezi jednotlivými intervaly RR. V EKG signálu je nejvýznamější tzv. vlna R, která je součástí segmentu vln Q,R a S nazývaného QRS komplex. Pro určení tepové frekvence je tedy nutné změřit časovou vzdálenost mezi dvěma vlnami R, tzv. interval RR.



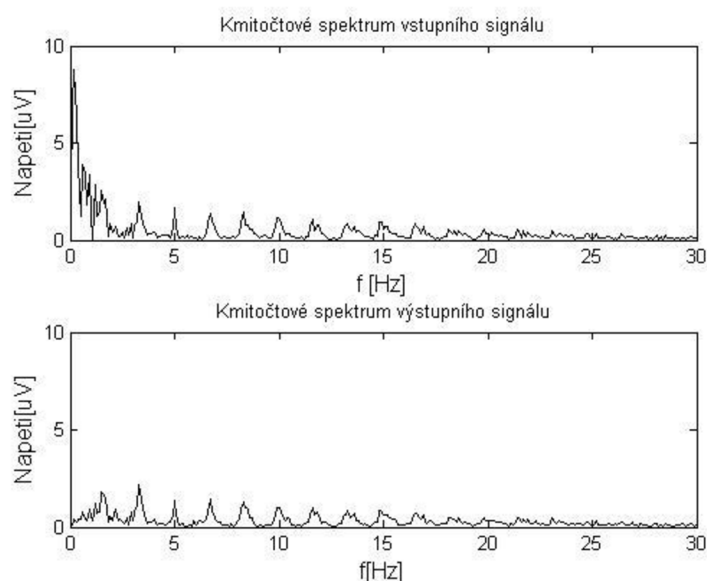
Obr. 8.6 *Obecné blokové schéma detektoru komplexů QRS*

Nejprve dochází ke zvýraznění komplexů QRS, který je nejvýraznější útvar v cyklu EKG signálu, dochází tedy k potlačení vln P a T a rušení signálu. Převážná část výskytu komplexu QRS je v oblasti 5 až 20 Hz, přičemž maximum je v oblasti 10 až 15 Hz. Pro zpracování signálu je vhodná pásmová propust se středním kmitočtem $f_s = (16 - 17)$ Hz a šířkou pásma (9 - 12) Hz. K detekci komplexu QRS bylo využito detekce založené na umocnění filtrovaného signálu.

Po vyhlazení signálu dolní propustí s obdélníkovým oknem širokým jako QRS komplex následuje rozhodovací pravidlo. U použitého detektoru bylo použito rozhodovacího pravidla, kdy byla nalezena levá a pravá strana signálu. Z těchto dvou bodů se pak našel střed signálu. Tato metoda rozhodování není příliš přesná, ale pro detekci komplexu QRS postačující.



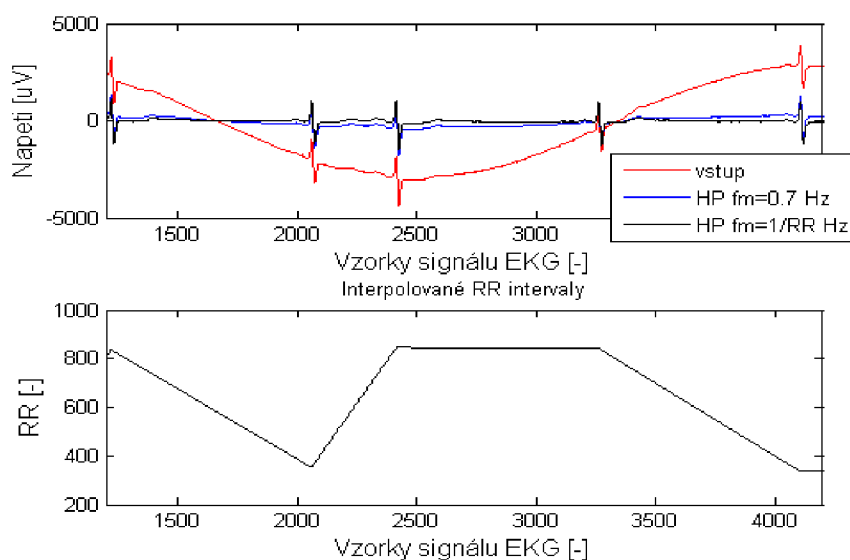
Obr. 8.7 *Výsledek filtrace časově proměnným filtrem.*



Obr. 8.8 Kmitočtové spektrum časově proměnného filtru

8.2 Ověření filtru na EKG signálu s proměnnou délkou RR intervalu

Pro dokonalejší znázornění účinnosti filtrace byl do čistého EKG signálu s proměnnou délkou RR intervalu přidán signál sinusového průběhu. Následně je pak odzkoušena filtrace časově proměnným filtrem a filtrem s pevnou mezní frekvencí, kde $f_m=0,7$ Hz.



Obr. 8.9 Filtrace signálu s velkým kolísáním RR intervalu.

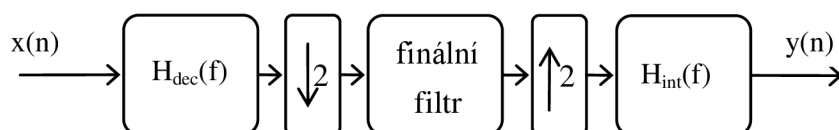
Z obrázku je patrné, že filtrace časově proměnným filtrem je účinnější nežli filtrace s pevným mezním kmitočtem.

9 Filtrace pomocí konverze vzorkovacího kmitočtu

Filtrace založená na konverzi vzorkovacího kmitočtu se vyznačuje nízkou pracností výpočtů odezev úzkopásmových filtrů. Jsou-li zapotřebí velmi úzká propustná nebo potlačovaná pásma filtrů vzhledem ke vzorkovacímu kmitočtu, pak vznikají vyšší nároky na jejich realizaci. Například u filtrů FIR je to delší impulsní charakteristika.

Požadavkem na filtraci pomocí konverze vzorkovacího kmitočtu je náhrada filtru s vysokou pracností výpočtu filtrem s nízkou pracností výpočtu odezvy. Postupuje se podle následujícího postupu:

- postupné snižování vzorkovací frekvence za použití jednoduchých decimačních filtrů
- následné použití finálního filtru (požadavky na realizaci jsou díky nízké vzorkovací frekvenci nízké)
- nakonec je zapotřebí obnovit původní vzorkovací frekvenci postupnou interpolací nenáročnými interpolačními filtry



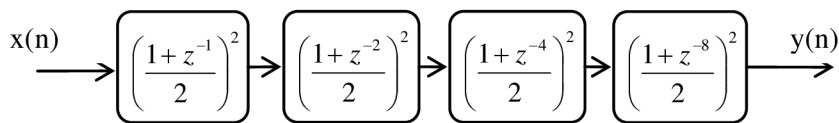
Obr. 9.1 Obecné blokové schéma filtrů s konverzí vzorkovacího kmitočtu

U filtrace s konverzí vzorkovacího kmitočtu je možné využít jak jednorázovou konverzi vzorkovacího kmitočtu, ke které je zapotřebí použít úzkopásmovější (tedy náročnější na výpočet) decimační a interpolační filtry, nebo je možné využít metodu postupné konverze vzorkovacího kmitočtu s minimálními hodnotami příslušných faktorů. Tato metoda je vhodnější než konverze jednorázová s vysokým faktorem, protože vyžaduje použití jednoduchých decimačních a interpolačních filtrů.

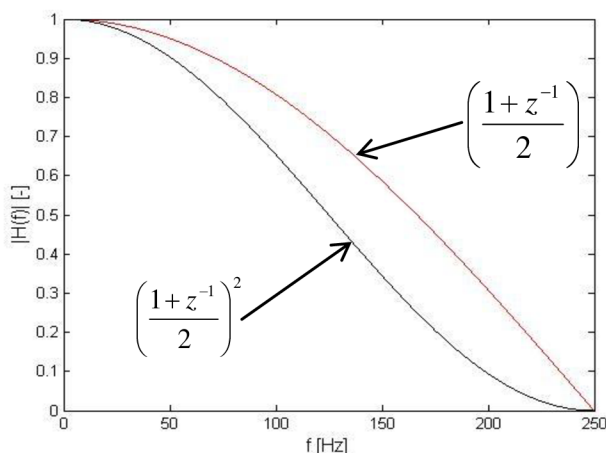
9.1 Filtrace nízkofrekvenčního rušení

Již dříve byla popsána Lynnova dolní propust s přenosem (11) jejíž realizace je na obr. 9.2. První blok lze využít jako nejjednodušší Lynnův decimační a interpolační filtr pro konverzi vzorkovacího kmitočtu s faktorem 2.

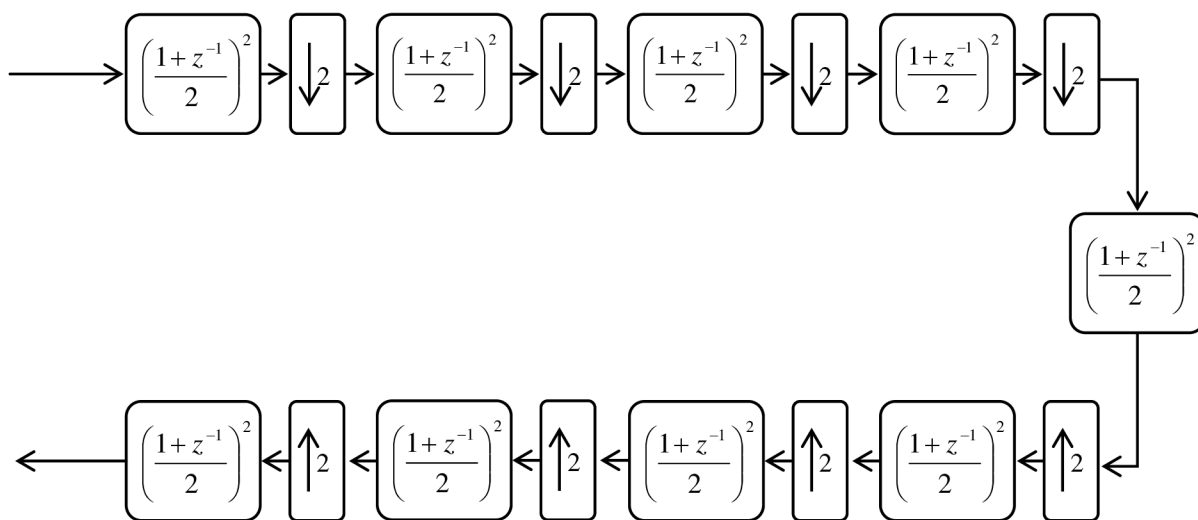
$$H_{dp}(z) = \left(\frac{1}{16} \frac{1 - z^{-16}}{1 - z^{-1}} \right)^2 = \left(\frac{1 + z^{-8}}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{1 + z^{-4}}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{1 + z^{-2}}{2} \right)^2 \cdot \left(\frac{1 + z^{-1}}{2} \right)^2, \quad (34)$$



Obr. 9.2 Blokové schéma dolní propusti



Obr. 9.3 Amplitudová frekvenční charakteristika decimačního a interpolačního filtru



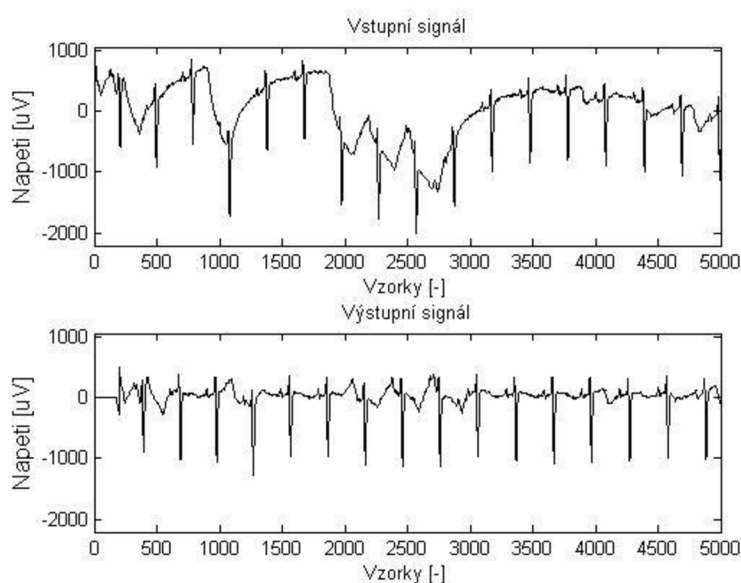
Obr. 9.4 Blokové schéma dolní propusti s konverzí vzorkovacího

Horní propust se pak realizuje z dolní propusti odečtením jejího výstupu od zpožděného vstupního signálu, jak je naznačeno na obr 6.1.

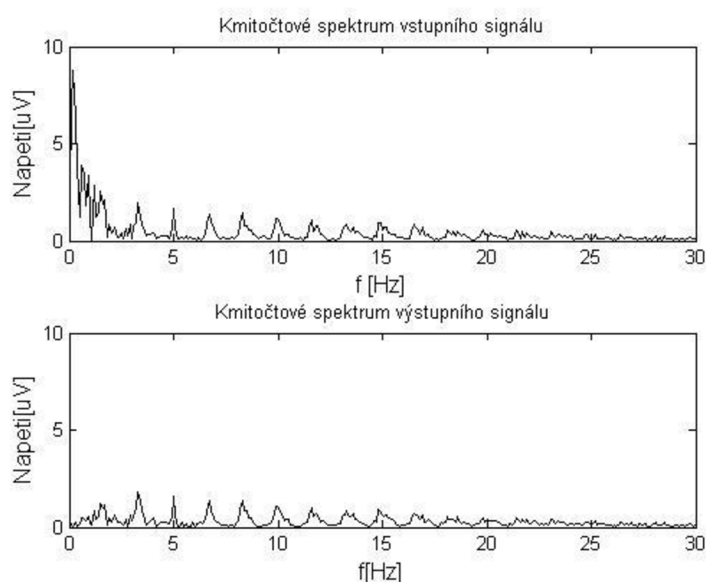
$$H_{hp}(z) = z^{-\tau} - H_{dp}(z), \tag{35}$$

kde τ je zpoždění, které zavádí filtr $H_{dp}(z)$. Požadavkem je, aby bylo zpoždění dolní propusti celočíselné a nezávislé na kmitočtu.

9.2 Realizace filtru pro odstranění driftu pomocí konverze f_{vz}

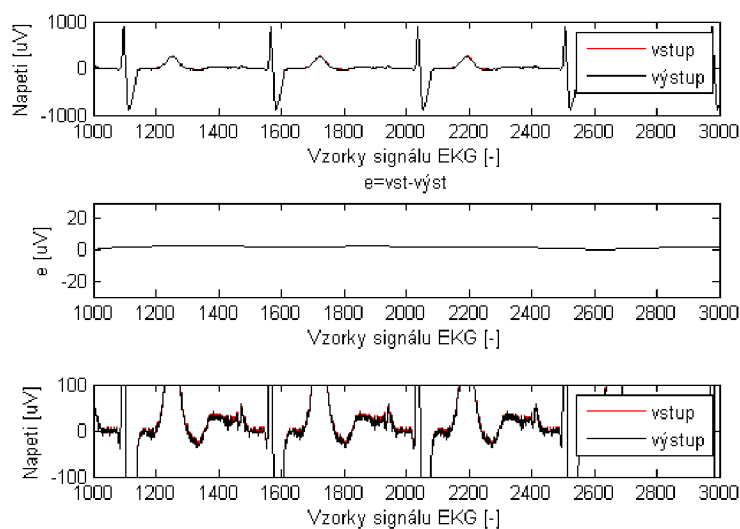


Obr. 9.5 Výsledek filtrace horní propustí s konverzí f_{vz}



Obr. 9.6 Kmitočtové spektrum výsledku filtrace horní propustí s konverzí f_{vz}

Jako interpolační filtry je však vhodné použít složitější filtry s delší impulsní charakteristikou. Zde, v práci využitých filtrů, je sice pracnost výpočtu odezvy nižší, ale na rozdíl od složitějších interpolačních filtrů, zavádí nepřesnost interpolace lomenou přímkou.



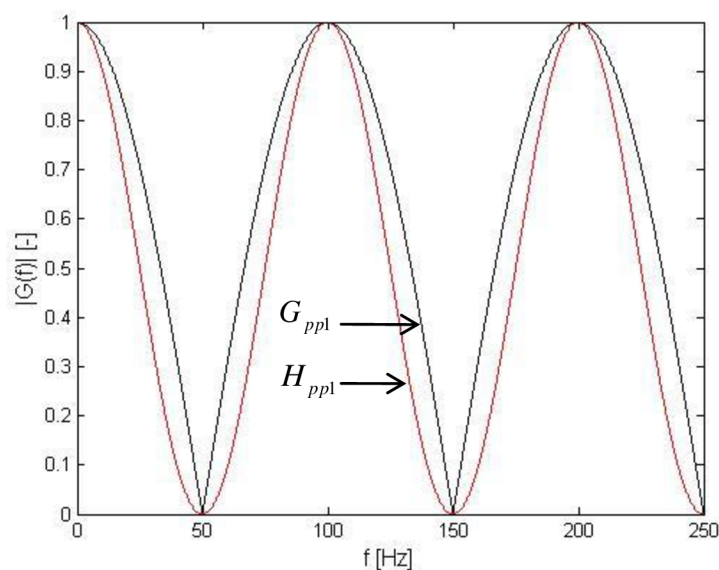
Obr. 9.7 *Ověření filtru na čistém signálu*

9.3 Filtrace síťového rušení

Pro filtraci brumu pomocí konverze vzorkovacího kmitočtu je vhodné použít již dříve popsanou Lynnova pásmovou propust s přenosovou funkcí

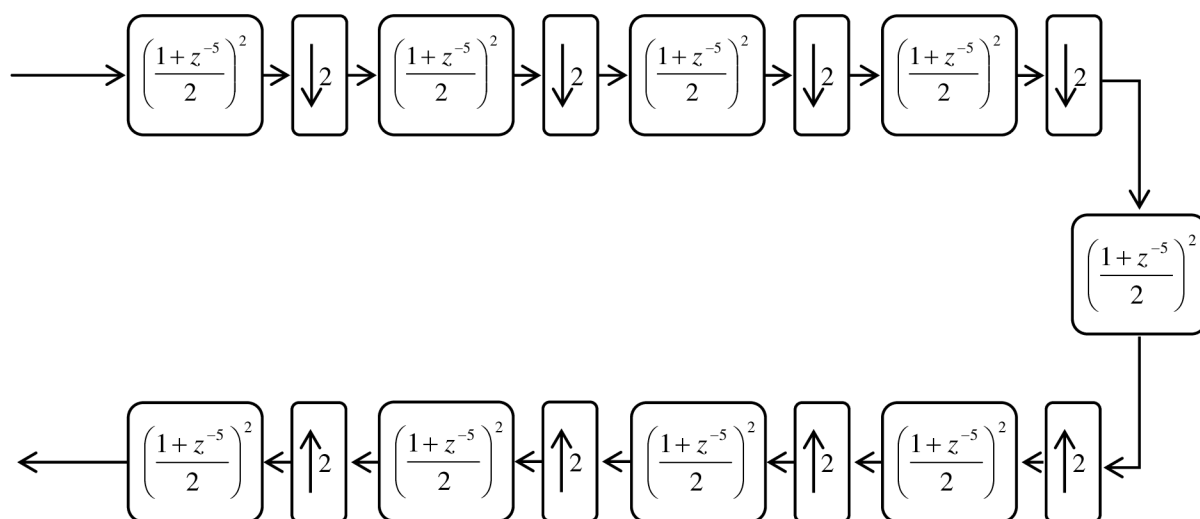
$$G_{pp1}(z) = (1 + z^{-p} + z^{-2p} + \dots + z^{-(K-1)p}) / K, \quad (36)$$

kde $G_{pp1}(z)$ je přenosová funkce interpolačního filtru.



Obr. 9.8 *Amplitudová frekvenční charakteristika interpolačního filtru pro $K=1$ a $p=5$.*

Příklad realizace PP s konverzí vzorkovacího kmitočtu



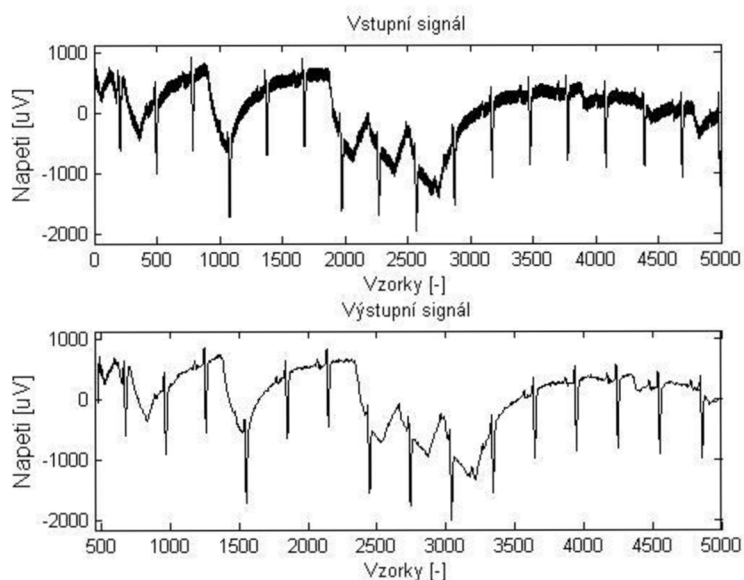
Obr. 9.9 Blokové schéma filtru s konverzí vzorkovacího kmitočtu pro potlačení brumu

Pásmová zadrž se pak dá realizovat z pásmové propusti odečtením jejího výstupu od zpožděného vstupu

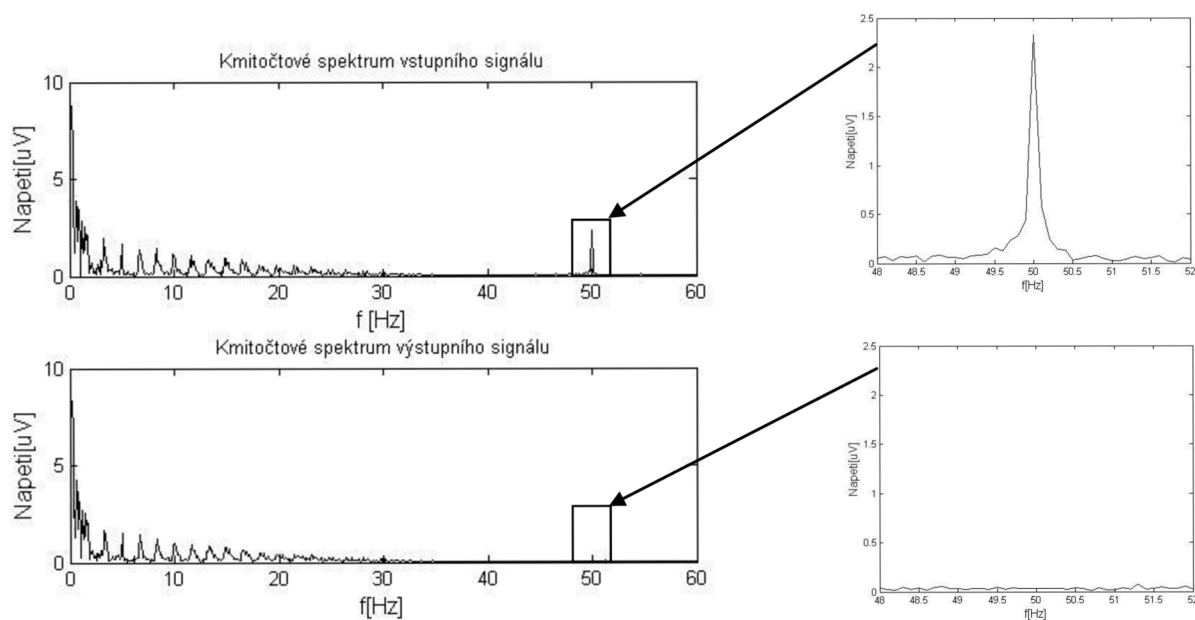
$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z), \quad (37)$$

kde τ je zpoždění pásmové propusti s přenosovou funkcí $H_{pp}(z)$.

9.4 Realizace filtru pro odstranění brumu pomocí konverze f_{vz}

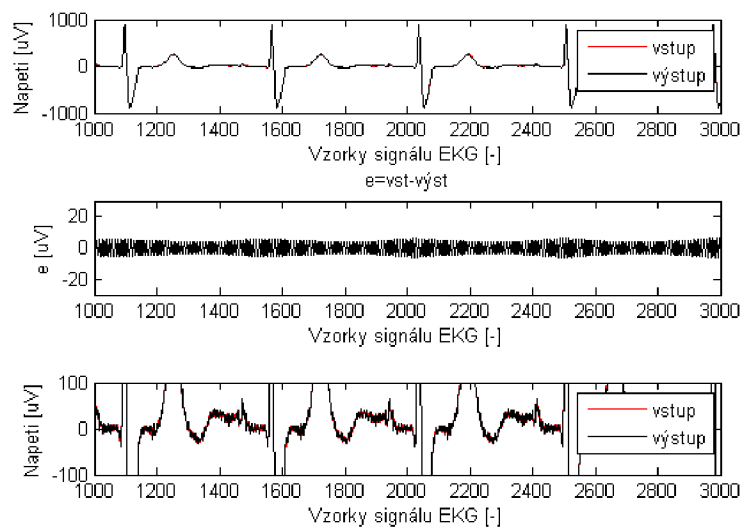


Obr. 9.10 Výsledek filtrace pásmovou zádrží s konverzí f_{vz}



Obr. 9.11 Kmitočtové spektrum výsledku filtrace pásmovou zádrží s konverzí f_{vz}

Stejně jak bylo naznačeno u filtrů pro potlačení nízkofrekvenčního rušení je i u filtrace síťového rušení vhodné použít složitější interpolační filtry. Jednoduchých interpolační filtry zavádí nepřesnost interpolace lomenou přímkou.



Obr. 9.12 *Ověření filtru na čistém signálu*

10 Závěr

Úkolem diplomové práce je návrh rychlých číslicových filtrů pro potlačení rušení obsažené v signálech EKG. Nejprve jsou popsány kmitočtové vlastnosti signálu EKG a dále jsou stanoveny požadavky na číslicové filtry pro potlačení úzkopásmových rušivých signálů. U potlačení driftu je to požadavek na volbu mezního kmitočtu horní propusti a u pásmové zádrže je to požadavek na šířku potlačovaného pásma.

Kmitočtové spektrum užitečného signálu EKG je obsaženo v části spektra do 40 Hz, ale u některých jedinců lze nalézt i složky o kmitočtech až do 500 Hz. Bylo proto nutné, zvláště při návrhu horních propustí pro odstranění driftu, brát na tuto skutečnost ohled.

Pro návrh filtrů potlačujících nežádoucí rušení bylo v práci využito hřebenových filtrů označovaných jako Lynnovy filtry. Lynnovy filtry se vyznačují minimálními nároky na dobu výpočtu odezvy.

U návrhu filtrů pro potlačení síťového rušení nedošlo k výraznějšímu problému. Kmitočtové spektrum užitečného signálu je obsaženo v části spektra do 40 Hz. Přesto se některé složky mohou vyskytovat i v okolí síťové rušení, které se nachází v oblasti kmitočtového spektra v okolí 50 Hz. Jako optimální je vhodné použít Lynnovu pásmovou zádrž s šířkou pásma 3 Hz kolem síťového kmitočtu. Při takto zvolené šířce pásma nedocházelo ke zkreslení čistého signálu. S postupným zvyšováním šířky pásma rostla i odchylka od původní hodnoty.

U návrhu filtrů pro potlačení driftu byla problematika poněkud složitější. Kmitočtové spektrum užitečného signálu se totiž nachází v oblasti nízkých kmitočtů, která právě obsahuje toto nežádoucí rušení. Pro návrh těchto filtrů bylo použito Lynnových horních propustí zapojené v kaskádní realizaci. Důležitým požadavkem při návrhu těchto filtrů bylo nalezení takového mezního kmitočtu horní propusti, aby filtr potlačoval oblast nízkých kmitočtů, ve které se nalézá rušení signálu, ale zároveň nesmí potlačovat užitečný signál. Na základě výsledků filtrace několikasekundových záznamů signálů EKG bylo nalezeno kompromisu. Při zpracování signálu v režimu off-line je zapotřebí nalézt nejnižší hodnotu tepové frekvence a podle ní nastavit mezní kmitočet. Při překročení tohoto mezního kmitočtu dochází ke zkreslení užitečného signálu, zejména segmentu ST. U zpracování on-line máme dvě možnosti. Nastavit mezní kmitočet na dohodnutou hodnotu 0,7 Hz, nebo můžeme mezní kmitočet průběžně měnit podle aktuální tepové frekvence.

Jednotlivé filtry byly navrženy v nerekurzivní i rekurzivní realizaci. Rekurzivní realizace není příliš vhodná. Při dělení velkým číslem K dochází k zaokrouhlovacím výpočetním chybám, které se pak mohou projevit na výsledku filtrace zkreslením důležitých úseků EKG signálu. U nerekurzivních Lynnových filtrů k takovému nežádoucímu jevu nedochází. Vzhledem k dlouhým impulsním charakteristikám se mohou Lynnovy filtry v nerekurzivní realizaci jevit jako pomalé. To lze ovšem vyřešit sériovým spojením jednodušších filtrů.

Pro zdokonalení filtrace driftu nulové izolinie byl v práci popsán a realizován časově proměnný filtr. Kmitočtové vlastnosti časově proměnného filtru se kontinuálně přizpůsobují aktuální tepové frekvenci. Díky této skutečnosti dochází ke kvalitativnímu zlepšení zejména v režimu on-line. U časově proměnného filtru bylo zapotřebí navrhnout detektor výskytu

QRS komplexu. Z detekovaných míst QRS komplexu lze pak určit aktuální tepovou frekvenci. Ta je získána převrácenou hodnotou časové vzdálenosti mezi jednotlivými intervaly RR.

K detekci komplexu QRS bylo využito detektoru založeného na umocnění signálu. U takového detektoru se signál nejprve umocní, dále se vyhladí dolní propustí s obdélníkovým oknem širokým jako QRS komplex. Nakonec je zapotřebí nalézt vrchol R vlny. Ten byl určen jako střed jednotlivých vyhlazených komplexů QRS. Z těchto nalezených bodů byly určeny intervaly RR, ze kterých byl následně nastavován aktuální mezní kmitočet. Takto navržený detektor není příliš přesný, ale pro zjištění aktuální tepové frekvence dostatečný.

V práci popsaný časově proměnný filtr, je díky trojúhelníkové impulsní charakteristice poměrně pomalý. Zrychlení filtrace by bylo možné realizovat pomocí dvou jednodušších Lymnových filtrů zapojených do série.

Při porovnání časově proměnného filtru a filtru s pevným mezním kmitočtem, který je nastaven na doporučenou hodnotu 0,7 Hz byl v práci do vstupního signálu s proměnnou délkou intervalu RR přidán sinusový signál. Na výsledku filtrace je patrné, že při použití časově proměnného filtru docházelo ke kvalitativnímu zlepšení. Při použití časově proměnného filtru tedy nastane kvalitativní zlepšení jak při zpracování v režimu off-line, ale zvláště pak při zpracování v režimu on-line.

Jako další metoda filtrace nežádoucího rušení ze signálu EKG byla použita metoda pomocí konverze vzorkovacího kmitočtu. Tato metoda se vyznačuje nízkou pracností výpočtů odezvy úzkopásmových filtrů. V práci byla využita metoda postupné konverze vzorkovacího kmitočtu s faktorem 2. Tato metoda je vhodnější než konverze jednorázová s vysokým faktorem, protože vyžaduje použití jednoduchých decimálních a interpolačních filtrů. Jako decimální a interpolační filtry byly využity jednoduché Lymnovy filtry. K interpolaci je však vhodné použít složitější filtry s delší impulsní charakteristikou. U filtrů, v práci využitých, je sice pracnost výpočtu odezvy nižší, ale na rozdíl od složitějších interpolačních filtrů, zavádí nepřesnost interpolace lomenou přímkou.

11 Seznam použité literatury

- [1] LYNN,P A. AN Introdustion to the Analysis and Processing of Signále. Macmillan, 1989.
- [2] TOMPKINS,W J. (Editor): Biomedical Digital Signal Processing. New persey: Prentice-Hall, 1993.
- [3] HOLČÍK, J,KOZUMPLÍK,J.:Číslicová filtrace signálu EKG. Lékař a technika,17,č.6 s.114-119,1986.
- [4] JAN, J.:Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálu(druhé rozšířené vydání) Vutium Brno, 2002.
- [5] HOLČÍK, J.:Vlastnosti filtru pro odstranění driftu nulové izolinie signálu EKG. Lékař a technika,19,č.2 s.25-28,1988.
- [6] KOZUMPLÍK,J. ,HOLČÍK, J.:Číslicový filtr pro potlačení síťového rušení v signálu EKG. Lékař a technika,20,č.3 s.53-59,1989.
- [7] KOZUMPLÍK,J.,PROVAZNÍK,I.,HOLČÍK, J.:Dynamický filtr pro potlačení driftu nulové izolinie signálu. Lékař a technika,24 s.82-85,1993.
- [8] KRBAN,P :Výpočty a simulace v programech matlab a simulnk. Computer Press,2006.
- [9] ZAPLATÍLEK,K.,DOŇAR,B. :Matlab pro začátečníky. BEN-technická literatura Praha, 2005.
- [10] ZAPLATÍLEK,K.,DOŇAR,B. :Matlab začínáme se signály. BEN-technická literatura Praha, 2006.
- [11] Kozumplík, J.: Multitaktní systémy. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005.
- [12] Kozumplík,J, Kolář.R., JAN, J.:Číslicové zpracování signálů v prostředí matlab. Vutium Brno, 2001.
- [13] Internetové stránky Biomedical Engineering - ECG Assignment. [on-line], [cit. 11.4.2011]. Dostupné na www: <http://eleceng.dit.ie/tburke/biomed/assignment1.html>
- [14] Internetové stránky Normandale Community College. [on-line], [cit. 11.4.2011]. Dostupné na www: <http://faculty.normandale.edu/~physics/Hollabaugh/1202/index.htm>

12 Seznam použitých signálů

s500b	-signál EKG vzorkovaný kmitočtem 500 Hz obsahující brum
s500bd	-signál EKG vzorkovaný kmitočtem 500 Hz obsahující drift a síťový brum
s500ekg	-signál EKG vzorkovaný kmitočtem 500 Hz bez rušení
MA1_001_12	-periodický signál EKG vzorkovaný kmitočtem 500 Hz bez rušení
W023	-signál EKG s proměnným RR intervalem vzorkovaný kmitočtem 500 Hz

13 Seznam symbolů a zkratek

Symboly

$x(n)$ -	vstupní vzorek
$y(n)$ -	výstupní vzorek
$H(z)$ -	přenosová funkce

Zkratky

EKG,ECG-	elektrokardiogram
AHA-	American Heart Association
FIR-	konečná impulsní odezva
Fvz-	vzorkovací kmitočet

14 Seznam příloh

Příloha 1. <i>Zdrojový kód časově proměnného filtru pro vývojové prostředí Matlab</i>	61
Příloha 2. <i>Obsah přiloženého CD</i>	64

Příloha 1. Zdrojový kód časově proměnného filtru pro vývojové prostředí Matlab

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%Project:      Diplomová práce
%Filter tip:   Casove promenny filtr
%Date:        7.6.2011
%Author:      Tomáš RÁČEK
%ID:          81825
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clear all
close all
clc

load s500d.mat;
load MA1_001_12.mat;
s=x(9,1:5000);           % výběr signálu
x=0;

spek=fft(s);            % generace spektra
spek(1)=0;              % odstranění stejnosměrné složky
s=ifft(spek);

fvz=500;

h=figure;
set(h,'NumberTitle','off');set(h,'Name','Detekce komplexů QRS');
subplot(5,1,1);plot(s,'black'); title('Vstupni signal ');
xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]');
%***** filtrace PP *****

N = 61;
tau1 = (N-1)/2;
h = fir1(N,[10/(fvz/2) 28/(fvz/2)]);

sPP = filter(h,1,s);
subplot(5,1,2), plot(sPP);title('Signál po filtraci pásmovou propustí ');
xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]');

sPP2 = sPP.^2;
subplot(5,1,3), plot(sPP2); title('Signál po umocneni');
xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]');

No = 25;
tau2 = (No-1)/2;
obd = ones(1,No);
sPP2o = filter(obd,1,sPP2);
subplot(5,1,4);plot(sPP2o);
title('Signál po vyhlazeni DP s obdelnikovou i.ch.')
xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]'); , hold on

sc = sPP2o(1+tau1+tau2:end);

prah = 0.4*max(sc(1:2*fvz));
subplot(5,1,4),

line([1 length(sc)],[prah prah]), hold off

```

```

pom = find(sc(1:end)>prah); % indexy nadprahovych hodnot

% nalezneme indexy hranic (Lmez-levý a Pmez-pravý), ve kterých pak
upresnime referencni body

Lmez = [];
Lmez = [Lmez pom(1)];
Pmez = [];
for i = 2:length(pom)
    if pom(i) ~= pom(i-1)+1
        Lmez = [Lmez pom(i)];
        Pmez = [Pmez pom(i-1)];
    end
end
Pmez = [Pmez pom(end)];

% delky vektoru Lmez a Pmez odpovidaji poctu detekovanych QRS

%***** stanoveni referencnich bodu *****

ref = [];
for i = 1:length(Lmez)
    mx = max(s(Lmez(i):Pmez(i)));
    for j = Lmez(i):1:Pmez(i)
        if s(j) == mx
            ref(i) = j;
        end
    end
end

% kresba referencnich bodu do signalu s

subplot(5,1,5);plot(s,'black');
title('Kresba referencnich bodu do signalu s')

od = min(s); do = max(s);
for k = 1:length(ref)
    line([ ref(k) ref(k)], [od do]),
end
hold off

%***** buffer intervalu RR *****
h=figure;
set(h,'NumberTitle','off');set(h,'Name','Buffer intervalu RR');

for j = 1:(length(ref)-1);
    K(j)=(ref(j+1)-ref(j));
End

subplot(2,1,1);plot(K,'black');title('Buffer intervalu RR')

%***** interpolace *****
for n=1:(length(ref)-2)
    for m=0:K(n)
        deltax(n)=(K(n+1)-K(n))/K(n);
        x(ref(n)+m)=K(n)+m*deltax(n);
    end
end
end

```

```

for n=1:ref(1)-1                                %doplnění začátku bufferu
    x(n)=x(ref(1));
endth(x)+1:length(s)                            %doplnění konce bufferu
    x(n)=x(length(x));
end

subplot(2,1,2),plot(x,'black');
title('Interpolovaný buffer intervalu RR')

xm=max(x);
%*****
for m=1:4000
    y(m)=0;
    h0=ones(1,round(x(m+xm)));                 %trojúhelníková impulsní char.
    h1=conv(h0,h0);
    for n=1:2*x(m+xm)-1
        vz(n)=h1(n)*s(m+xm-round(x(m+xm))+h1(n));
        y(m)=y(m)+vz(n);
    end
end
for m=1:length(y)-1
    yz(m)=y(m)/(x(m+xm)^2);                   %výstup dolní propust
end

taumax=max(x)-1                               %maximální zpoždění

for n=1:length(yz)
    r(n)=s(n-taumax)-yz(n);                 %výstup horní propust
end

h=figure;
set(h,'NumberTitle','off');set(h,'Name','Výsledek filtrace ');
subplot(2,1,1),plot(s,'black');
title('Vstupní signál');xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]');
subplot(2,1,2),plot(r,'black');
title('Výstupní signál');xlabel('Vzorky [-]');ylabel('Napeti [uV]');

```


Příloha 2. Obsah přiloženého CD

Diplomová_prace.pdf	-zdrojový tvar diplomové práce
Signály	-použité signály
Zadání diplomové práce.pdf	-zadání diplomové práce
Vzor desek.pdf	-vzor desek diplomové práce
hp_nerek.m	-zdrojový kód nerekurzivní horní propusti
hp_konverze.m	-zdrojový kód horní propusti s konverzí f_{vz}
pz_nerek.m	-zdrojový kód nerekurzivní pásmové zadržky
pz_konverze.m	-zdrojový kód pásmové zadržky s konverzí f_{vz}
casove_promeny.m	-zdrojový kód časově proměnného filtru