



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

POTLAČENÍ SÍŤOVÉHO RUŠENÍ V SIGNÁLECH EKG

SUPPRESSION OF POWER-LINE INTERFERENCE IN ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kateřina Gregorová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2016

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Kateřina Gregorová

ID: 155573

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Potlačení síťového rušení v signálech EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s vlastnostmi signálů EKG a s druhy rušení, které se v nich vyskytují. 2) Vypracujte stručný přehled metod pro potlačení síťového rušení. 3) Testujte lineární filtry různých typů a ze získaných poznatků doporučte vhodný typ lineárního filtru včetně šířky potlačovaného pásma s ohledem na poškození užitečného signálu a možné kolísání síťového kmitočtu v našich podmínkách. 4) Realizujte různé varianty adaptivních filtrů pro potlačení uvedeného rušení a vyberte variantu nejvhodnější. 5) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] J. JAN, Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. VUT v Brně, nakl. VUTIUM, 2002.

[2] S. LUO and P. JOHNSTON, A review of electrocardiogram filtering, Journal of Electrocardiology, vol. 43, pp.486-496, 2010.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

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

Konzultant bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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

Tato práce zahrnuje přehled jednotlivých metod filtrace EKG signálu, které potlačují síťové rušení. Zaměřuje se na parametry ovlivňující kvalitu filtrace u tří hlavních skupin filtrů: FIR, IIR a adaptivní filtry. Hlavní podstatou je vyhodnocení navržených metod z hlediska kvality filtrace. Tato kvalita je hodnocena průměrným výstupním SNR, směrodatnou odchylkou a dobou filtrace. Kritéria úspěšnosti filtrace vychází ze základních požadavků na číslicové filtry. Návrh filtrů je realizován v programovém prostředí Matlab.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, EKG, CSE, úzkopásmové rušení, širokopásmové rušení, lineární filtrace, adaptivní filtrace, SNR, směrodatná odchylka

ABSTRACT

This work includes an overview of the different methods of filtering of ECG signals that suppress the network interference. It focuses on the parameters that affect the quality of filtration for the three main groups of filters: FIR, IIR and adaptive filters. The main objective is to evaluate proposed methods in terms of the quality of filtration. This quality is rated an average output SNR, standard deviation and time filtering. The criteria of success is based on the filtration of the basic requirements on digital filters. Design of filter is realized in the Matlab programming environment.

KEYWORDS

Electrocardiography, ECG, CSE, narrowband interference, broadband interference, linear filtering, adaptive filtering, SNR, standard deviation

GREGOROVÁ, K. *Potlačení síťového rušení v signálech EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 51 s.
Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Filtrace síťového rušení v signálech EKG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	vi
Seznam tabulek	viii
Úvod	1
1 Elektrokardiografie	2
1.1 Elektrická aktivita srdce.....	2
1.2 Záznam srdeční aktivity.....	3
1.2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody	3
1.2.2 Goldbergovy unipolární končetinové svody.....	4
1.2.3 Wilsonovy hrudní unipolární svody	4
1.3 Elektrokardiogram	5
2 Rušení v signálech ekg	7
2.1 Úzkopásmové rušení.....	7
2.1.1 Drift.....	7
2.1.2 Síťový brum.....	8
2.2 Širokopásmové rušení.....	9
2.2.1 Myopotenciály	9
2.2.2 Skokové změny izoliny.....	9
2.2.3 Impulsní rušení	10
3 Filtrace signálů EKG	11
3.1 Výpočet poměru signál/šum (SNR).....	11
3.2 Výpočet směrodatné odchylky.....	11

4	Databáze CSE	12
5	Číslicové filtry	13
5.1	Převod spojitých signálů na diskrétní	13
5.2	Dělení číslicových filtrů.....	14
5.3	Základní požadavky na číslicové filtry	15
6	Lineární filtrace	16
6.1	FIR filtry	16
6.1.1	Nulování spektrálních čar	16
6.1.2	Návrh filtru metodou váhování impulzní charakteristiky	17
6.1.3	Lynnovy filtry	19
6.2	IIR filtry	22
6.2.1	Butterworthův filtr	22
6.2.2	Čebyševův filtr 1. typu.....	24
6.2.3	Čebyševův filtr 2. typu.....	25
6.2.4	Eliptický filtr.....	27
7	Adaptivní filtrace	29
7.1	Adaptivní filtr 1. typu	29
7.2	Adaptivní filtr 2. typu	31
8	Hodnocení účinnosti navržených metod	34
8.1	Účinnost FIR filtrů.....	34
8.2	Účinnost IIR filtrů.....	36
8.3	Účinnost Adaptivní filtrace.....	37
9	Závěr	39
10	Literatura	40

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 2.1: EKG rušené myopotenciály a pohybovými artefakty	9
Obr. 2.2: EKG rušené skokovými změnami izolinie	10
Obr. 2.3: Impulsní rušení signálu EKG	10
Obr. 6.1: Filtrace nulováním spektrálních čar (převzato z [5])	17
Obr. 6.2: Detail amplitudové charakteristiky <code>fir1</code> filtru, pro $n = 1000$	19
Obr. 6.3: Detail amplitudové charakteristiky <code>fir1</code> filtru, pro $n = 500$	19
Obr. 6.4: Amplitudová charakteristika navrženého Lynnova filtru pro $K = 50$	20
Obr. 6.5: Detail amplitudové charakteristiky Lynnova filtru pro $K = 50$	21
Obr. 6.6: Histogramy chybovosti Lynnova filtru pro $K = 50$ (vlevo) a $K = 100$ (vpravo)	21
Obr. 6.7: Detail amplitudové charakteristiky Butterworthova filtru 2. řádu	22
Obr. 6.8: Závislost řádu Butterworthova filtru na výstupním SNR.....	23
Obr. 6.9: Detail amplitudové frekvenční charakteristiky Butterworthova filtru 10. řádu	23
Obr. 6.10: Amplitudová charakteristika Čebyševova filtru 1. typu 2. řádu a přípustného zvlnění 0,5 dB	25
Obr. 6.11: Amplitudová charakteristika Čebyševova filtru 1. typu 10. řádu a přípustného zvlnění 0,5 dB	25
Obr. 6.12: Amplitudová frekvenční charakteristika Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 20 dB.....	26
Obr. 6.13: Detail amplitudové charakteristiky Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 20 dB.....	26
Obr. 6.14: Detail amplitudové charakteristiky Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 50 dB.....	27
Obr. 6.15: Amplitudová charakteristika eliptického filtru 10. řádu se vstupními parametry	

$R_p = 0,5 \text{ dB}$ a $R_s = 50 \text{ dB}$	28
Obr. 7.1: Blokové schéma adaptivního filtru 1. typu.....	29
Obr. 7.2: Původní signál, rušený signál a signál po průchodu adaptivním filtrem 1. typu	31
Obr. 7.3: Schéma adaptivního filtru 2. typu	31
Obr. 7.4: Vliv rychlosti adaptace filtru v závislosti na průměrném výstupním SNR a směrodatné odchylce.....	32
Obr. 7.5: Histogram chybovosti adaptivního filtru 2. typu.....	33
Obr. 8.1: Rozdíl vstupního a filtrovaného signálu po filtraci nulováním spektrálních čar	35
Obr. 8.2: Detail rozdílu vstupního a filtrovaného signálu po filtraci nulováním spektrálních čar	36
Obr. 8.3: Srovnání histogramů chybovosti IIR filtrů 10. řádu.....	37

SEZNAM TABULEK

Tab. 4.1: Přehled záznamů v databázi CSE	12
Tab. 6.1: Vliv vstupních parametrů Čebyševova filtru 1. typu na výstupní hodnoty filtru	24
Tab. 7.1: Závislost délky impulsní charakteristiky na výstupních hodnotách adaptivního filtru 1. typu	30
Tab. 8.1: Porovnání účinnosti FIR filtrů	35
Tab. 8.2: Porovnání účinnosti IIR filtrů 10. řádu.....	37

ÚVOD

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která umožňuje snímat a zaznamenávat elektrickou aktivitu srdce. Při těchto dějích může dojít k znehodnocení signálu rušením, proto je důležité naměřený signál vhodně předzpracovat, aby nedocházelo k chybnému vyhodnocení EKG.

V úvodní kapitole této práce je stručně popsána elektrická aktivita srdce a její snímání. Následně jsou popsány různé typy rušení a možnosti jejich filtrace. Konkrétně se práce zabývá filtrací síťového rušení signálů EKG, k jehož odstranění využívá lineární a adaptivní filtry navržené v programovém prostředí Matlab. Z filtrů lineárních jsou to tři základní typy filtrů s konečnou impulsní charakteristikou a čtyři typy filtrů s nekonečnou impulsní charakteristikou. Dále jsou v práci popsány dva typy filtrů adaptivních. Pro získání optimálních návrhů je popis filtrů doplněn různými závislostmi vstupních údajů na účinnost filtrace.

Filtrace je vždy prováděna na celém souboru signálů EKG, který obsahuje 125 jednotlivých záznamů o 12 svodech. Vyhodnocení a porovnávání je následně prováděno na krátkém úseku ohraničeném předposledním a posledním QRS komplexem a to z důvodu ustálení filtrace. Takovéto vyhodnocení je umožněno díky programu pro detekci QRS komplexu, který byl poskytnut vedoucím bakalářské práce, doc. Ing. Jiřím Kozumplíkem, CSc.

V závěru práce je celkové zhodnocení účinnosti filtrace jednotlivých typů filtrů a jejich vzájemné porovnání.

1 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiogram (EKG) je výstupem z měření elektrické aktivity srdce. Toto měření je prováděno za pomoci elektrod umístěných na těle pacienta. Elektrody měří změny napětí způsobené akčními potenciály dráždivých srdečních buněk, které způsobují srdeční kontrakce. V kardiogramu je zaznamenaná série vln reprezentující výsledný srdeční cyklus. Morfologie a časování vln obsahuje informace, které se využívají v diagnostice srdečních onemocnění. Srdeční onemocnění se odráží v poruše elektrické aktivity srdce.

Dále je v této kapitole stručně popsána elektrická aktivita srdce a způsoby jejího měření. Měla by uvést do problematiky elektrokardiografie a seznámit se základními principy a pojmy. Informace k této kapitole byly čerpány z [1].

1.1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

Srdce je do jisté míry autonomní svalový orgán, jehož primární funkcí je pumpovat do těla okysličenou krev. Srdeční cyklus vzniká šířením elektrického impulzu srdcem, který spouští mechanickou aktivitu. Šíření elektrického impulzu tedy předchází kontrakci srdce.

Každý srdeční cyklus se skládá ze dvou fází, které z elektrického hlediska nazýváme depolarizace a repolarizace. Po mechanické stránce se pak jedná o stah a uvolnění. Depolarizace se projevuje náhlou změnou membránového potenciálu buňky (-90 mV až 20 mV během 1 ms). Tato prudká změna napětí způsobuje depolarizaci okolních buněk a důsledkem toho se elektrický impulz šíří napříč myokardem. Po depolarizaci okamžitě následuje repolarizace, během ní se membránový potenciál postupně vrací na svoji klidovou hodnotu.

K inicializaci srdečního cyklu dochází v buňkách sinoatriálního uzlu. Tyto buňky mají schopnost spontánně generovat elektrické impulzy. Dále se vzruchy šíří svalovinou síní do síňokomorového uzlu a následně vstupují do Hisova svazku, který je jediným elektrickým spojením mezi síněmi a komorami. Impulz je šířen vodivými svazky do levé a pravé komory a dále do rozsáhlé sítě vodivých vláken nazvaných Purkyňova vlákna.

Zvláštností srdečních buněk je, že se jejich membránový potenciál nevrací rychle zpět na původní hodnotu, ale zůstává 200-350 ms ve fázi plató. To souvisí i s tepovou frekvencí, která může být teoreticky až 240-300 tepů/minutu. Reálně zřídka kdy překročí 220 tepů/minutu a to pouze u mladých lidí, s věkem tepová frekvence klesá. Tato frekvence je primárně určována sinusovým uzlem a také ovlivňována vnější informací, která je zprostředkována autonomním nervovým systémem.

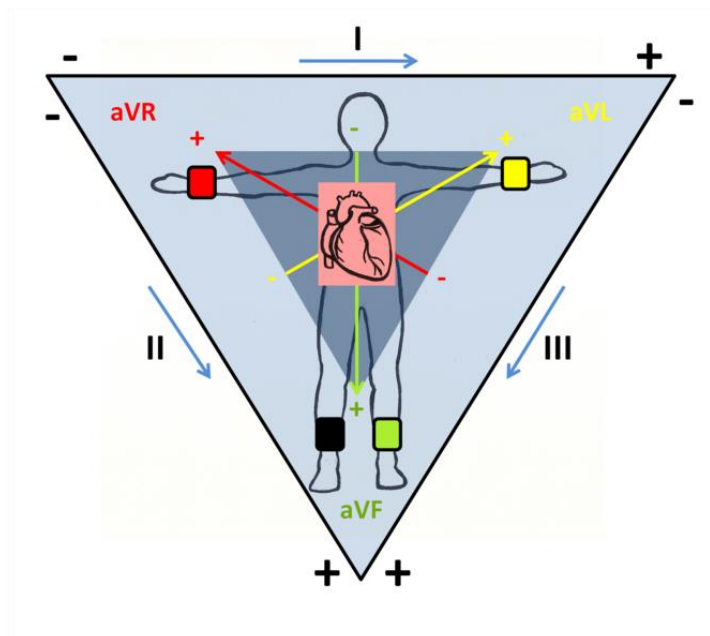
1.2 ZÁZNAM SRDEČNÍ AKTIVITY

Tělesné tekutiny fungují jako dobré vodiče, proto lze snímat změny srdečních potenciálů také z povrchu těla. Měření je prováděno připojením sady elektrod ke kůži. Rozdíl napětíových potenciálů mezi dvěma elektrodami je označován jako svod. EKG se obvykle zaznamenává pomocí vícesvodového zapojení elektrod, které zahrnuje unipolární, či bipolární svody, nebo oboje. Unipolární svody zaznamenávají napětí mezi měřící a referenční elektrodou, zatímco bipolární svody měří napětí mezi dvěma měřícími elektrodami.

Standardně se užívá dvanáctisvodové EKG, které je nejčastěji užívaným svodovým systémem v klinické praxi. Je tvořeno třemi různými svodovými kombinacemi: Einthovenovy bipolární končetinové svody, Goldbergovy unipolární končetinové svody a Wilsonovy hrudní unipolární svody.

1.2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

Měří rozdíly potenciálů mezi elektrodami a udávají jejich výslednou amplitudu. Vektorový součet těchto končetinových svodů je roven nule. Elektrody jsou umístěny na levé ruce (žlutá), pravé ruce (červená) a levé noze (zelená). Tyto elektrody tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník v jehož pomyslném těžišti leží srdce. Pravá noha bývá připojena k zemnicí elektrodě [2].



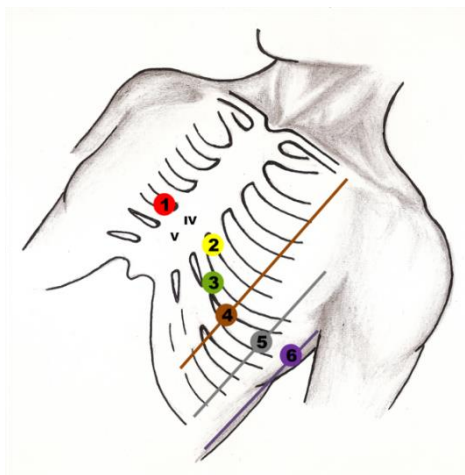
Obr. 1.1: Zobrazení Einthovenových bipolárních svodů (I, II, III) a unipolárních Goldbergových svodů (aVR, aVL, aVF) (převzato z [2])

1.2.2 Goldbergovy unipolární končetinové svody

Tyto svody využívají stejné elektrody jako při měření Einthovenových bipolárních svodů. Napětí na některé končetinové elektrodě se měří proti tzv. ústřední nebo Wilsonově svorce. Tato svorka spojuje tři končetinové elektrody přes tři stejně velké odpory ($5k\Omega$) do jednoho uzlu, proto je na ní napětí rovno nule. Goldberg navrhnul, aby byl odpojen odpor vedoucí k aktivní elektrodě, čímž došlo k zesílení signálu asi o polovinu. Tyto svody se značí aVL, aVR a aVF (Obr. 1.1).

1.2.3 Wilsonovy hrudní unipolární svody

Jsou stejně jako Golbergovy svody unipolární a měří se proti již zmíněné Wilsonově svorce. Dávají detailnější pohled na srdce než svody končetinové, jelikož měřicí elektrody jsou umístěny na přesně definovaných místech v oblasti hrudníku (Obr. 1.2), tedy blíže srdce. Značí se V1 – V6 [3].



Obr. 1.2: Umístění elektrod při měření Wilsonových svodů (převzato z [2])

1.3 ELEKTROKARDIOGRAM

Elektrokardiogram je grafický záznam elektrické aktivity srdečního svalu metodou elektrokardiografie. Vlastním záznamem elektrického proudu v srdečním svalu jsou vlny a kmity, popř. denivelace ze základní izoelektrické linie. Základem EKG je zápis průběhu jednoho srdečního cyklu (Obr. 1.3).



Obr. 1.3: Typický průběh EKG

Vlna P odpovídající stahu přesněji depolarizaci síní. Po ní následuje komplex QRS odpovídající stahu komor a konečně vlna T odpovídající návratu komor do původního stavu, tj. jejich repolarizaci. Někdy je patrna ještě vlna U, která odpovídá repolarizaci některých částí převodního systému. Na záznamu se hodnotí tvary vln a kmitů, jejich výška a vzdálenost. Výška vln a kmitů je úměrná velikosti srdečního proudu zvětšuje se

např. při hypertrofii některých částí srdce a pro její přesné hodnocení se na začátku záznamu zapisuje kalibrační značka – cejch. Vzdálenosti mezi jednotlivými úseky nás informují o trvání různých dějů srdečního cyklu. K tomu musíme znát rychlost posuvu záznamového papíru, většinou se užívá 25 mm/s. Při této rychlosti odpovídá 1 mm trvání 0,04 s. Ze záznamu lze také přesně zjistit srdeční frekvenci [4].

2 RUŠENÍ V SIGNÁLECH EKG

Při snímání EKG získáváme nejen užitečný signál, ale také signál rušivý, který je k hodnocení a určení diagnózy nežádoucí. Proto je zde snaha jej odstranit. K tomu je důležité znát jednotlivé typy rušení a techniky pro odstranění nežádoucích signálů, nebo alespoň pro jejich potlačení. V praxi však neexistuje algoritmus, který by odstranil pouze nežádoucí šum. Vždy dochází k menšímu či většímu poškození užitečného signálu proto je nutné zajistit, aby zkreslení signálu nepřekročilo přípustnou mez.

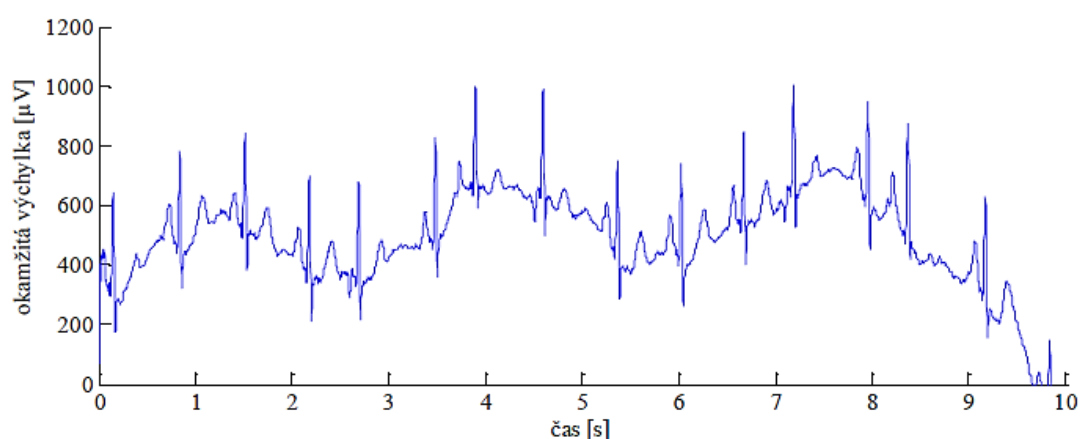
Z hlediska šířky frekvenčního pásma dělíme rušení na úzkopásmové (viz kap. 2.1) a širokopásmové (viz kap. 2.2). Informace ke kapitole 2 byly čerpány z [5][6][7].

2.1 ÚZKOPÁSMOVÉ RUŠENÍ

Mezi úzkopásmové rušení řadíme drift, tedy kolísání nulové izolinie a síťový brum. Spektra užitečného a rušivého signálu se prolínají, ale jeho filtrace není obtížná díky úzkému pásmu, ve kterém se rušení vyskytuje. Filtrací dojde k odstranění také užitečného signálu o stejné frekvenci jako je rušení, ale nedochází k jeho výraznému zkreslení.

2.1.1 Drift

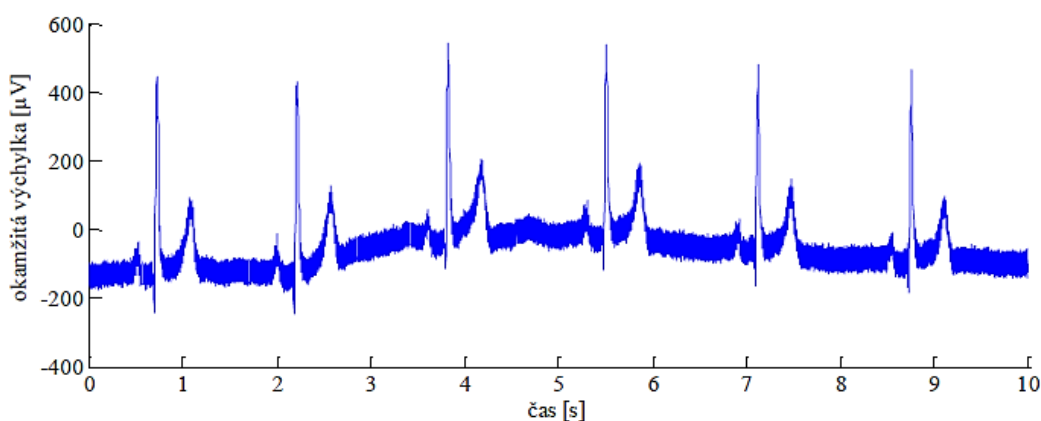
Drift neboli kolísání nulové izolinie, je typ rušení, které vzniká elektrochemickými ději na rozhraní kůže – elektroda, špatným kontaktem elektrody s pokožkou, pomalými pohyby pacienta, nebo dýcháním. Toto rušení má náhodný charakter a dosahuje frekvence asi do 2 Hz (Obr. 2.1). K filtraci driftu se používají analogové horní propusti s mezní frekvencí 0,6 Hz. Tato frekvence se volí tak aby nedocházelo ke zkreslení užitečného signálu, který začíná od 0,7 Hz. Další vhodný způsob filtrace je pomocí číslicových filtrů.



Obr. 2.1: Záznam EKG rušený driftem

2.1.2 Síťový brum

Síťový brum (Obr. 2.2) je nejobvyklejší typ rušení. Bývá způsoben indukčními vlivy elektrovedné sítě, do které je zapojen samotný přístroj a přístroje v okolí. V evropských státech kolísá frekvence rušení mezi 49,8 – 50,2 Hz, ve státech amerických se tato frekvence pohybuje v rozmezí 59,8 – 60,2 Hz. Síťový brum je možné minimalizovat vhodnou úpravou podmínek snímání a umístěním EKG přístroje. Pokud vnějšími úpravami nedojde k dostatečnému odstranění brumu, je nutné provést filtraci. Filtry volíme úzkopásmové, aby nedocházelo ke zkreslení užitečného signálu.



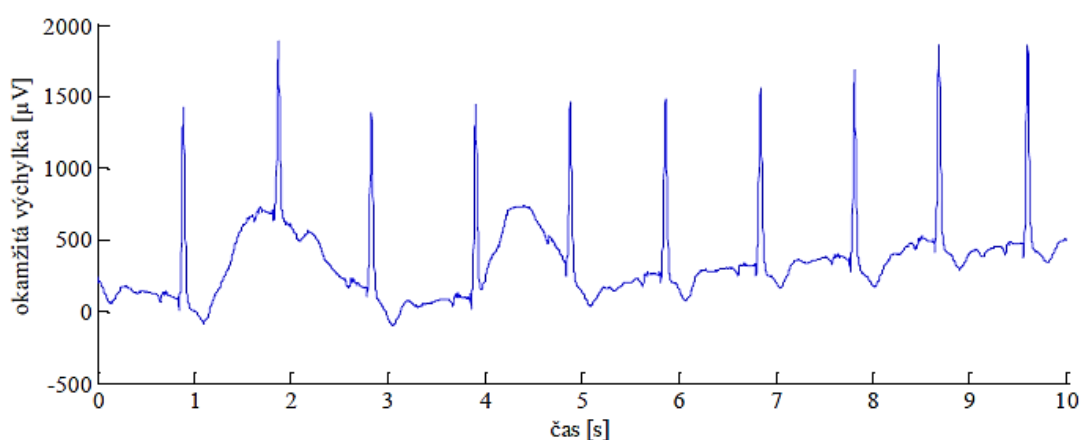
Obr. 2.2: EKG rušené síťovým brumem

2.2 ŠIROKOPÁSMOVÉ RUŠENÍ

Širokopásmové rušení je pro hodnocení EKG závažnějším problémem, jelikož jeho frekvenční pásmo výrazně zasahuje do pásma užitečného signálu. Nejčastějším rušením tohoto typu jsou myopotenciály vznikající při náhodných spontánních pohybech pacienta, nebo při zátěžovém EKG. Dalším méně častým příkladem širokopásmového rušení je rušení impulsní, či skoková změna izolinie.

2.2.1 Myopotenciály

Myopotenciály (Obr. 2.1) mívají víceméně náhodný charakter a šířka jejich frekvenčního pásma se pohybuje u klidového EKG od 100 Hz do několika kHz. U zátěžového EKG se spodní hranice posouvá již na 10 Hz. Tato informace může být značným problémem pro hodnocení EKG, jelikož se rušení prolíná s téměř celým spektrem užitečného signálu. Spektrum užitečného signálu se pohybuje v rozmezí přibližně 0,07 Hz až 125 Hz, u vysokofrekvenčního EKG až po 1000 Hz.

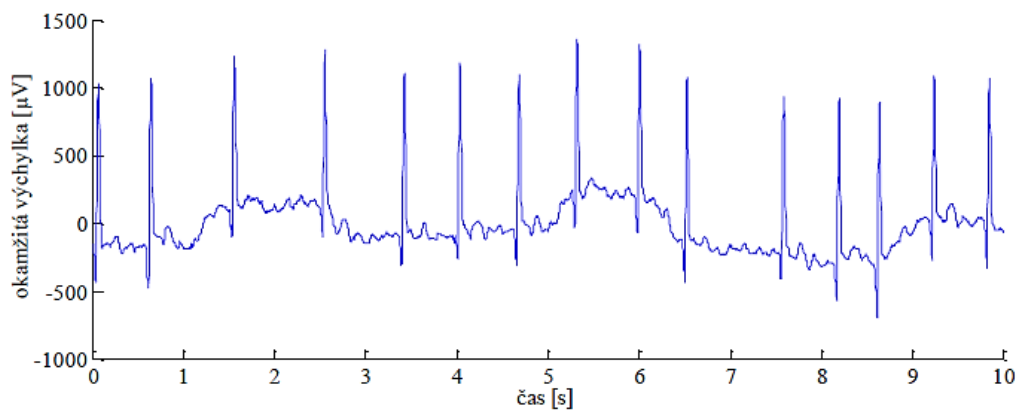


Obr. 2.1: EKG rušené myopotenciály a pohybovými artefakty

2.2.2 Skokové změny izolinie

Tyto skokové změny jsou náhodné a obvykle bývají způsobeny špatným kontaktem elektrody s kůží pacienta. Třením elektrody o kůži vzniká impedance, která má skokový charakter a posouvá nulovou izolinii. Rušení zasahuje oblast užitečného signálu ve frekvenčním pásmu 1 – 15 Hz. Zasahuje do všech pozorovaných vln a kmitů, proto je

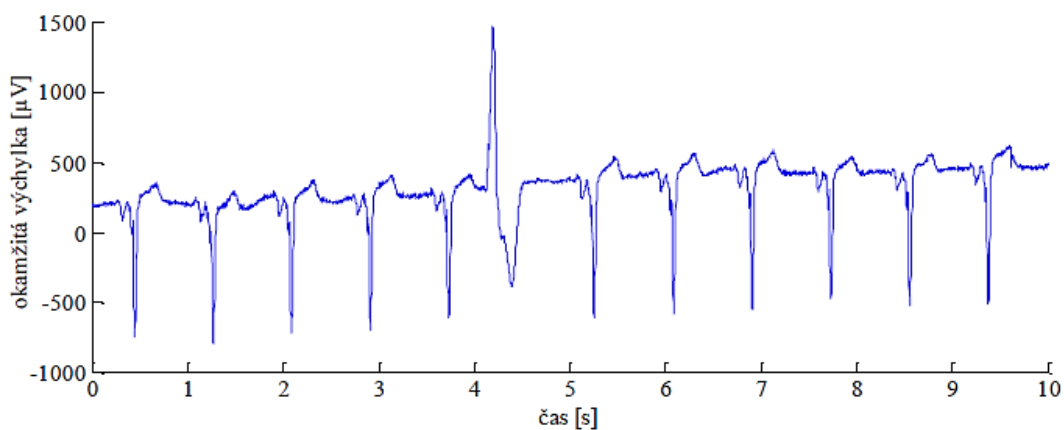
velmi obtížně filtrovatelné. Zároveň bývá zaměňováno s R kmitem, například u ambulantního monitorování. S tímto typem rušení se setkáváme zejména u zátěžového EKG.



Obr. 2.2: EKG rušené skokovými změnami izolinie

2.2.3 Impulsní rušení

Impulsní rušení se projevuje rychlými skokovými změnami, velmi často zasahujícími až do krajních, limitních hodnot. Objevuje se v blízkosti silových elektronických přístrojů nebo komunikačních signálů. Toto rušení nelze účinně odstranit, pouze potlačit a to nejčastěji mediánovými filtry.



Obr. 2.3: Impulsní rušení signálu EKG

3 FILTRACE SIGNÁLŮ EKG

Filtrace signálů bývá jedním z prvních kroků úprav a následného hodnocení získaných biologických signálů. Tyto signály bývají často znehodnoceny celou řadou rušivých artefaktů, které je nutno účinně odstranit, nebo alespoň potlačit. Při těchto úpravách je nutné dbát o zachování užitečného signálu v co nejlepší kvalitě. Proto je velmi často hodnotícím kritériem poměr výkonu signálu a výkonu šumu.

3.1 VÝPOČET POMĚRU SIGNÁL/ŠUM (SNR)

Poměr signál/šum je získán za pomoci vzorce (3.1). Je definován jako poměr výkonu užitečného signálu a výkonu neužitečného šumu. Jeho jednotkou jsou decibely [dB]:

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} [s(n)]^2}{\sum_{n=1}^{N-1} [y(n) - s(n)]^2}, \quad (3.1)$$

kde $s(n)$ jsou n -té vzorky čistého signálu a $y(n)$ vzorky signálu poškozeného.

3.2 VÝPOČET SMĚRODATNÉ ODCHYLKY

Dalším hodnotícím kritériem je hodnota směrodatné odchylky, která je v přiloženém programu zjišťována funkcí `std`. Tato funkce pracuje s následující rovnicí (3.2). Pro náhodnou proměnnou A složenou z N hodnot je směrodatná odchylka definována jako

$$S = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |A_i - \mu|^2}, \quad (3.2)$$

kde μ je střední hodnota:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i. \quad (3.3)$$

Směrodatná odchylka je druhou odmocninou rozptylu. Některé definice směrodatné odchylky používají normalizační faktor N místo $N-1$ [8].

4 DATABÁZE CSE

Jedná se o standardní databázi elektrokardiogramů (Commoc Standards for quantitative Electrocardiography), na jejímž vzniku se podíleli vědci z 32 institucí celého světa od roku 1980. Databáze vznikla za účelem standardizovaného hodnocení programů pro analýzu EKG [16].

Tato databáze je složena ze tří částí. První dvě, třísvodová a vícesvodová databáze, byly vytvořené pro testování a vývoj algoritmů. Třetí, diagnostická část, pro jejich kontrolu a hodnocení. Dále jsou signály rozdělené na signály originální a umělé, které vznikly opakováním jednoho srdečního cyklu originálního signálu [17]. Přehled tohoto rozdělení je uveden v Tab. 4.1: Přehled záznamů v databázi CSE.

Pro testování účinnosti filtrace v této práci jsou použity vícesvodové umělé signály. Konkrétně set 3, tedy signály MA1_01 – MA1_125. Filtrován je vždy celý soubor, který obsahuje 125 EKG signálů o 12 svodech.

Tab. 4.1: Přehled záznamů v databázi CSE

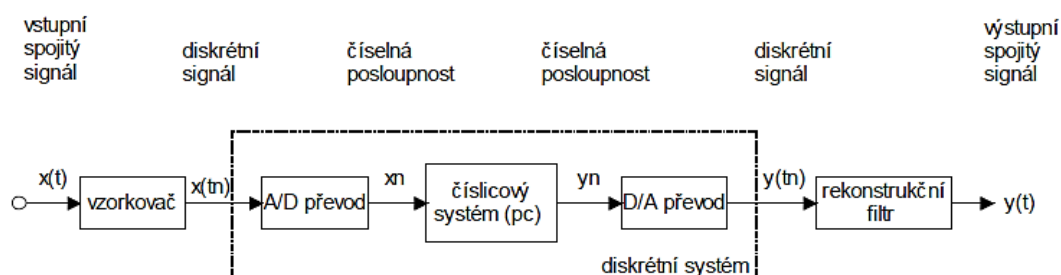
CSE	Třísvodová databáze	Vícesvodová databáze	Diagnostická databáze
Originální	Set1: 125 signálů EO1_001 – EO1_125 Set2: 125 signálů EO2_001 – EO2_125	Set3: 125 signálů MO1_001 – MO1_125 Set4: 125 signálů MO2_001 – MO2_125	Set5: 1220 signálů D_00001 – D_01220
Umělé	Set1: 155 signálů EA1_001 – EA1_155 Set2: 155 signálů EA2_001 – EA2_155	Set3: 125 signálů MA1_001 – MA1_125 Set4: 125 signálů MA2_001 – MA2_125	

5 ČÍSLICOVÉ FILTRY

Číslicové filtry jsou takové algoritmy, které jsou schopné změnit spektrum vstupního diskrétního signálu daným způsobem. Můžou pracovat ve dvou oblastech a to v oblasti časové a frekvenční. Pokud chceme aplikovat číslicový filtr na spojitý signál, je nutné jej nejdříve upravit do diskrétní podoby, poté filtrovat a následně převést zpět na původní spojitý signál.

5.1 PŘEVOD SPOJITÝCH SIGNÁLŮ NA DISKRÉTNÍ

Tento proces je zobrazen na Obr. 5.1. Jestliže chceme zpracovat diskrétně spojitý signál $x(t)$ a výsledný výstupní signál $y(t)$ má být opět spojitý, je prvním článkem zpracování vzorkovač. Tento vzorkovač v zadaných časových okamžicích t_n získává vzorky vstupu x_n , které tvoří vstupní posloupnost systému. Dalším článkem je analogově – číslicový (-digitální) převodník (A/D převodník), jež určuje počet kvantizačních hladin, na které budou zaokrouhleny velikosti amplitud. Následuje samotný číslicový systém, jehož výkon musí být dostatečný na to, aby zvládl mezi dvěma po sobě jdoucími vstupními vzorky vypočítat vzorek výstupu, dle požadovaných vlastností. Výstupní signál y_n je převeden zpět do spojitě podoby za pomoci D/A převodníku a rekonstrukčních filtrů.



Obr. 5.1: Řetězec vstupního zpracování analogového signálu (převzato z [10])

5.2 DĚLENÍ ČÍSLICOVÝCH FILTRŮ

1. podle linearity

- lineární, pro které platí princip superposice

$$G\left(\sum_i a_i s_i(nT)\right) = \sum_i a_i G(s_i(nT)), \quad (5.1)$$

kde G je operátor, realizovaný systémem, a $\{s_i(nT)\}$ je konečná množina signálů, násobených odpovídajícími skalárními konstantami a_i .

- nelineární jsou všechny systémy, pro které princip superposice neplatí.

2. podle setrvačnosti

- systémy bez paměti, využívající k výpočtu výstupních hodnot pouze okamžité hodnoty vstupů
- systémy s pamětí, které obsahují zpožďovací členy, tj. paměťové registry, se dále dělí na:
 - *nerekurzivní*, které využívají pro výpočet výstupu jen vstupních hodnot, tj. systémy bez zpětných vazeb, např. filtry typu FIR
 - *rekurzivní*, využívající jak vstupních, tak i zpožděných výstupních hodnot. Jde tedy o systémy se zpětnými vazbami, např. filtry typu IIR

3. podle délky impulsní charakteristiky

- FIR, s konečnou délkou impulsní charakteristiky
- IIR, s nekonečnou odezvou na jednotkový impuls a zpětnou vazbou

4. podle časové stálosti

- *časově invariantní*, kde je filtr přesně definován na začátku filtrace a nadále nemění svoji strukturu
- *proměnné v čase*, filtr se mění také během filtrace, např. adaptivní filtry [10]

5.3 ZÁKLADNÍ POŽADAVKY NA ČÍSLICOVÉ FILTRY

Při návrhu filtrů je nutno vycházet z určitých základních požadavků, které jsou na ně kladeny. Především se jedná o:

- nejlepší možné potlačení rušení
- nejmenší zkreslení užitečného signálu
- co nejrychlejší odezva systému
- minimální paměťové nároky [10][6]

6 LINEÁRNÍ FILTRACE

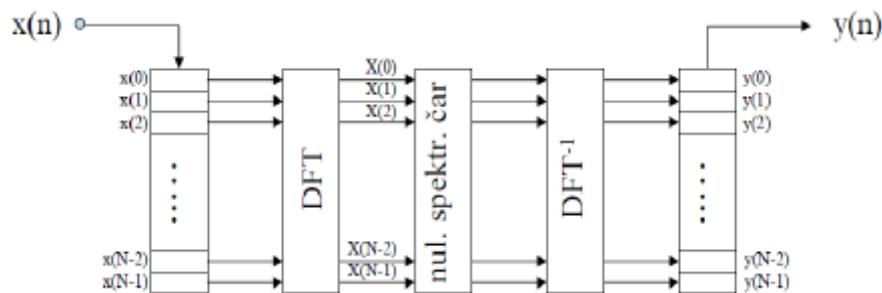
Lineární filtry tvoří jednu velkou skupinu, do které patří jak FIR tak IIR filtry. Tyto filtry se vyznačují tím, že pro ně platí princip superpozice. To znamená, že odezva systému tvořeného lineárním filtrem na součet dvou či více signálů musí být rovna součtu odezev tohoto systému na jednotlivé signály. Smyslem lineární filtrace je, aby výsledný signál byl lepší než původní, obsahující síťové rušení, či signál uměle zašuměný. Důležitým prvkem pro popis systému v časové oblasti je jednotkový impuls. Pokud tento impuls přivedeme na vstup lineárního systému, na výstupu dostáváme impulsní charakteristiku. Spektrum impulsní charakteristiky je frekvenční charakteristika, popisující filtr v oblasti frekvenční [9].

6.1 FIR FILTRY

Základní vlastností FIR filtrů je jejich konečná odezva na jednotkový impuls, tedy konečná impulsní charakteristika a absolutní stabilita. Nevýhodou je, že jsou znatelně pomalejší než IIR filtry a znatelně zpomalují vstupní signál. Obvyklým požadavkem tedy je dosáhnout lineární fázové charakteristiky procházející nulou. K tomu je nutné navrhnout takový filtr, který má symetrickou impulsní charakteristiku. FIR filtry mohou být realizovány rekurzivně nebo nerekurzivně. Nerekurzivní filtr se vyznačuje tím, že má všechny póly v počátku, naopak u rekurzivního filtru jsou póly vyrušeny nulami [11][3].

6.1.1 Nulování spektrálních čar

Tato metoda vychází z principu vzorkování frekvenční charakteristiky. Spočívá v nulování spektrálních čar v místech výskytu daného rušení v signálu. Při filtraci síťového rušení je to na frekvenci 50 Hz. Nevýhodou tohoto způsobu filtrace je zpracování pouze offline, tedy nutnost nahrát celý signál do paměti a poté provádět samotnou filtraci. Proto jej nelze aplikovat v reálném čase. Princip nulování spektrálních čar je znázorněn na Obr. 6.1.



Obr. 6.1: Filtrace nulováním spektrálních čar (převzato z [5])

Po nahrání do paměti je signál pomocí DFT převeden do spektrální oblasti. Vzdálenost spektrálních čar pak odpovídá vzorci:

$$\Delta f = \frac{f_{vz}}{N}, \quad (6.1)$$

kde Δf je vzdálenost jednotlivých spektrálních čar, f_{vz} vzorkovací frekvence a N počet vzorků v celém signálu. Nulujeme vzorky v pásmu odpovídajícím požadované frekvenci a následně provedeme IDFT. Je třeba brát v úvahu symetrii spektra, proto nulujeme také komplexně sdružené vzorky [5].

Protože během 99,5% roku se frekvence síťového rušení v ČR pohybuje v rozmezí 49,5 – 50,5 Hz, jsou hranice pásmové zadržky nastaveny právě na tyto hodnoty [14].

6.1.2 Návrh filtru metodou váhování impulzní charakteristiky

Princip této metody vychází ze znalosti nekonečně dlouhé impulzní charakteristiky h_d popisující požadovaný filtr. Jestliže jsou požadavky na filtr specifikovány ve frekvenční oblasti $G_d(\omega)$, je nutné nejdříve provést výpočet přesných hodnot h_d pomocí rovnice (6.2).

$$G_d(\omega) = H_d(e^{j\omega T}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_d(n) e^{-j\omega n T}, \quad (6.2)$$

kde $G_d(\omega) = H_d(e^{j\omega T})$ je požadovaná frekvenční charakteristika, $h_d(n)$ jsou vzorky impulsní charakteristiky, ω je úhlová frekvence a T perioda. Vzorkovací frekvence je 500 Hz.

Koeficienty $h_d(n)$ lze stanovit z následujícího vztahu (6.3):

$$h_d(n) = \frac{T}{2\pi} \int_{-\pi/T}^{\pi/T} G_d(\omega) e^{j\omega n T} d\omega \quad (6.3)$$

V dalším kroku je vhodné omezit délku impulsní charakteristiky na zvolený rozsah N členů vynásobením vhodným konečným signálem (oknem). Dostáváme tak součin dvou signálů, kde konvoluce jejich spekter udává výslednou frekvenční charakteristiku navrženého filtru [10].

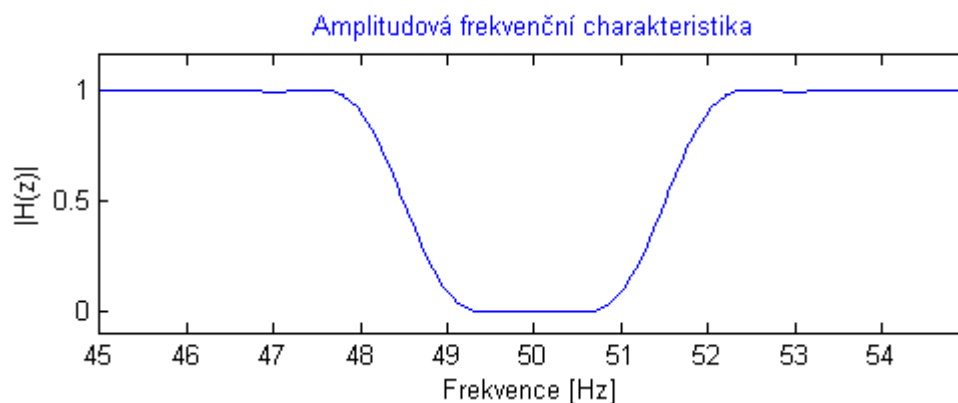
Návrh filtru lze v prostředí Matlab realizovat pomocí funkce `fir1`. Prostřednictvím této funkce je možné navrhnout FIR filtr s lineární fázovou charakteristikou. Funkci je možné vytvořit jednoduchým zápisem (6.4)

$$b = \text{fir1}(n, Wn, 'ftype', window), \quad (6.4)$$

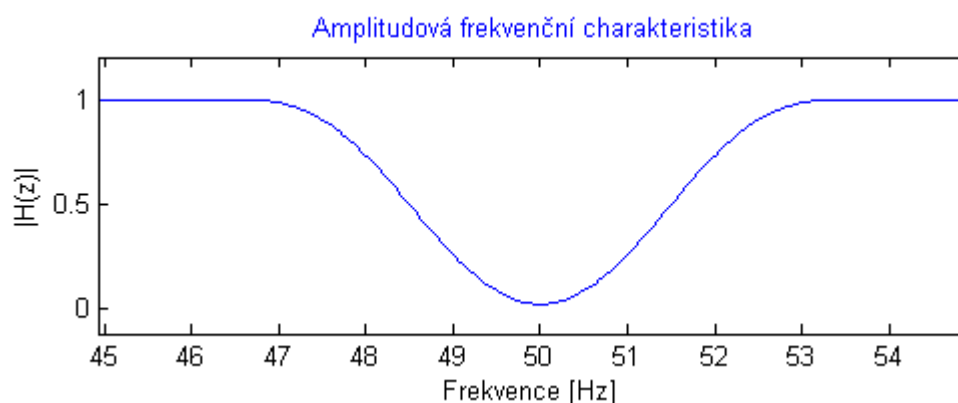
kde n vyjadřuje délku impulsní charakteristiky filtru, Wn je normovaná frekvence náležící intervalu $\langle 0; 1 \rangle$, což odpovídá $f_{vz}/2$, '`ftype`' značí druh filtru a `window` typ použitého okna, b je pak výsledný vektor odpovídající čitateli polynomu reprezentujícího přenosovou funkci. Jelikož se jedná o filtr FIR, jmenovatel musí být roven jedné.

Jestliže bychom vynechali v zápisu funkce třetí a čtvrtý parametr v závorce, tak bude funkce implicitně generovat filtr typu dolní propust a využívat Hammingovo okno. Pro filtraci síťového rušení je však nutné použít pásmovou zádrž, proto na pozici '`ftype`' uvedeme parametr '`stop`'. Typ okna použitého k filtraci je nutné ověřit.

Pro odstranění síťového rušení byly dle experimentu zvoleny tyto parametry: mezní frekvence od 48,5 Hz do 51,5 Hz, délka impulsní charakteristiky filtru 1000 a Hannovo okno pro omezení délky impulsní charakteristiky. Průměrné výstupní SNR po filtraci je pak 55,146 dB a směrodatná odchylka 9,836 μV .



Obr. 6.2: Detail amplitudové charakteristiky `fir1` filtru, pro $n = 1000$



Obr. 6.3: Detail amplitudové charakteristiky `fir1` filtru, pro $n = 500$

Na Obr. 6.2: Detail amplitudové charakteristiky `fir1` filtru, pro $n = 1000$ a Obr. 6.3 je vidět rozdíl amplitudových charakteristik v závislosti na délce impulsní charakteristiky filtru. Čím je impulsní charakteristika delší, tím je amplitudová charakteristika strmější a šířka potlačovaného pásma více odpovídá zvolenému rozsahu. Je-li impulsní charakteristika krátká, dochází k potlačení pouze zvolené frekvence a jakékoli kolísání může mít vliv na účinnost filtrace.

6.1.3 Lymnovy filtry

Lymnovy filtry vycházejí z hřebenových filtrů, je pro ně charakteristické rovnoměrné rozmístění nulových bodů po obvodu jednotkové kružnice a v místě, kde má docházet k propouštění daných frekvencí jsou v nulových bodech umístěny póly. Zbytek pólů je ve středu jednotkové kružnice. Výhodou Lymnových filtrů je jednoduchý návrh a

nenáročný výpočet odezvy. K nevýhodám patří, že jejich použitelnost závisí na vzorkovacím kmitočtu.

Obecný vzorec přenosové funkce Lynnova filtru typu vícepásmové propusti pro sudé K je:

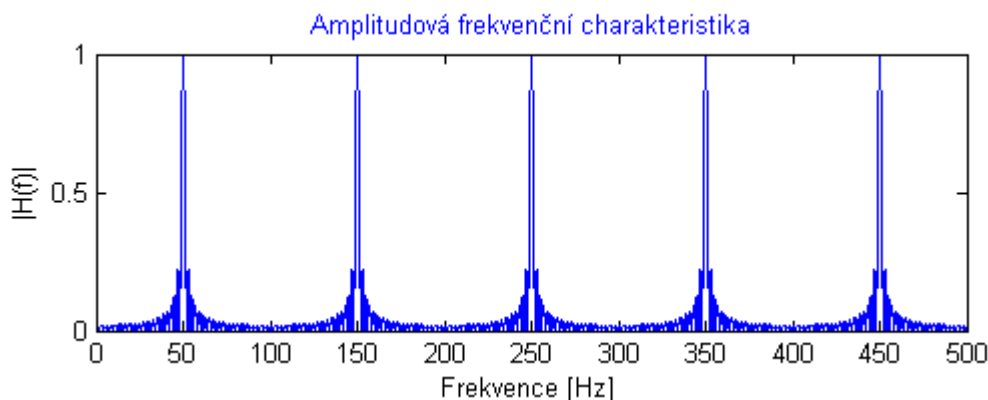
$$G(z) = \frac{1-z^{-pK}}{K(1+z^{-p})} = \frac{1}{K}(1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots - z^{-(pK-p)}), \quad (6.5)$$

kde p je konstanta dána poměrem vzorkovacího kmitočtu a kmitočtu potlačovaného signálu. Tato konstanta udává počet stejně vzdálených propustných pásem filtru. K je konstanta, která dle vztahu (6.6) udává šíři nepropustného pásma. Platí, že čím vyšší, tím užší propustné pásmo [3].

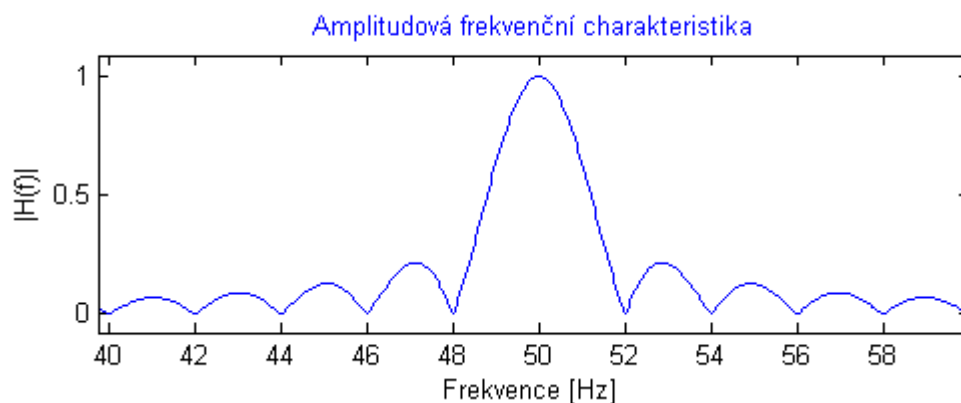
Volba šířky potlačovaného pásma, tedy pásma B mezi nejbližšími kmitočty z okolí středu potlačovaného pásma (50 Hz), na kterých má filtr jednotkový přenos je dána vztahem

$$B = \frac{2fvz}{pK} = \frac{200}{K}, \quad (6.6)$$

Při realizaci filtru je konstanta p nastavena na hodnotu 5, a to z důvodu, že je třeba propouštět pouze frekvenci 50 Hz. Současně jsou ale propouštěny také frekvence 150 a 250 Hz, tedy liché násobky potlačované frekvence (Obr. 6.4).

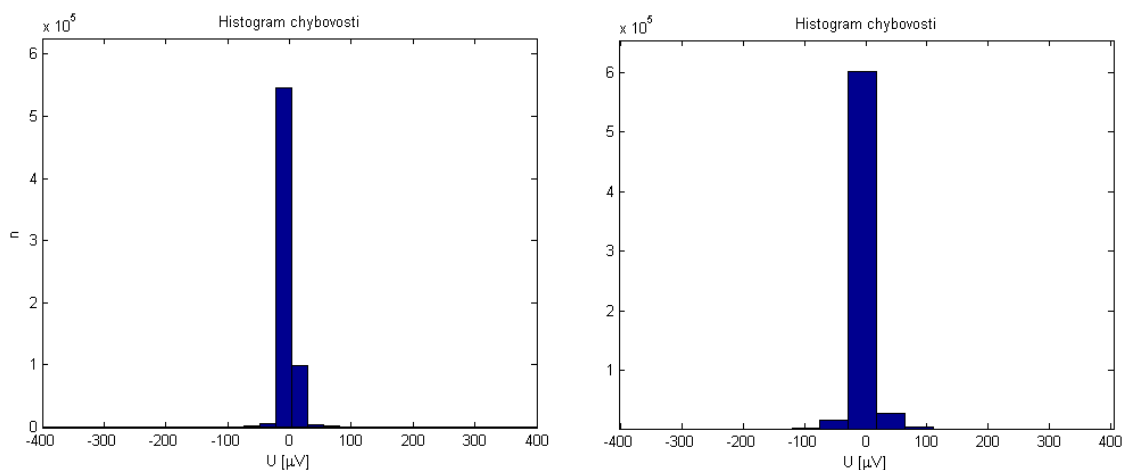


Obr. 6.4: Amplitudová charakteristika navrženého Lynnova filtru pro $K = 50$



Obr. 6.5: Detail amplitudové charakteristiky Lynnova filtru pro $K = 50$

Při postupném zvyšování konstanty K dochází ke snižování šířky propustného pásma. Maximální velikost K je však 333 a to proto, že je pro filtraci použitý příkaz `filtfilt` a v tomto případě může být délka impulzní charakteristiky rovna maximálně jedné třetině délky vstupního signálu. V tomto případě se jako nejvhodnější hodnota K jeví hodnota 50 (odpovídá filtrovanému frekvenčnímu pásmu 48,5 - 51,5 Hz), jelikož při zvyšování, dochází ke zhoršování výstupního SNR, zkreslování výstupního signálu přechodovými jevy a zvyšuje se hodnota směrodatné odchylky (Obr. 6.6).



Obr. 6.6: Histogramy chybovosti Lynnova filtru pro $K = 50$ (vlevo) a $K = 100$ (vpravo)

6.2 IIR FILTRY

IIR filtry, neboli filtry s nekonečnou impulsní odezvou jsou vždy rekurzivní. Charakteristické jsou nekonečnou odezvou na jednotkový impuls. Mají poměrně složitý obecný návrh, jsou citlivé na numerickou přesnost výpočtu a není u nich zcela zaručena stabilita. Stabilní IIR filtry musí mít póly ležící vždy uvnitř jednotkové kružnice, zatímco nulové body lze umístit také vně této kružnice.

U IIR filtrů lze dosahovat strmějších přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem zvyšováním řádu filtru. Kdežto u FIR filtrů je stejného požadavku docíleno prodlužováním impulsní charakteristiky [13].

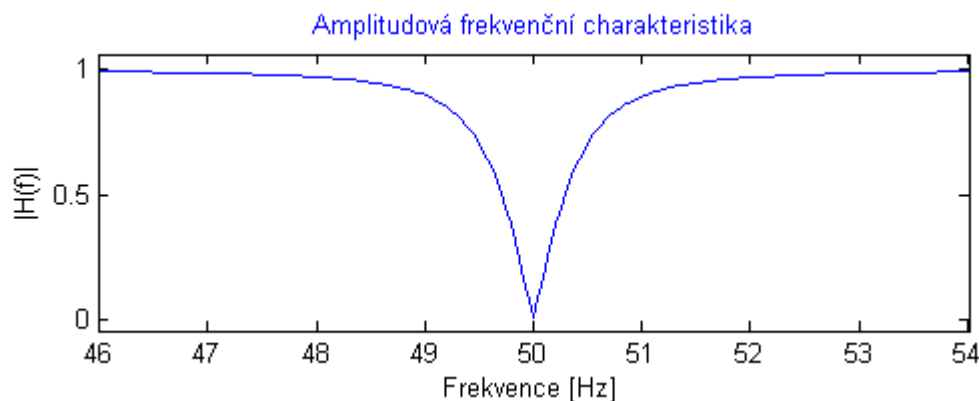
6.2.1 Butterworthův filtr

K návrhu tohoto typu filtru lze v Matlabu použít funkci `butter`. U této funkce je důležité definovat řád filtru a mezní frekvence, které však musí být v normovaném vektoru $\langle 0; 1 \rangle$. Výpočet je tedy proveden podle vzorce (6.7)

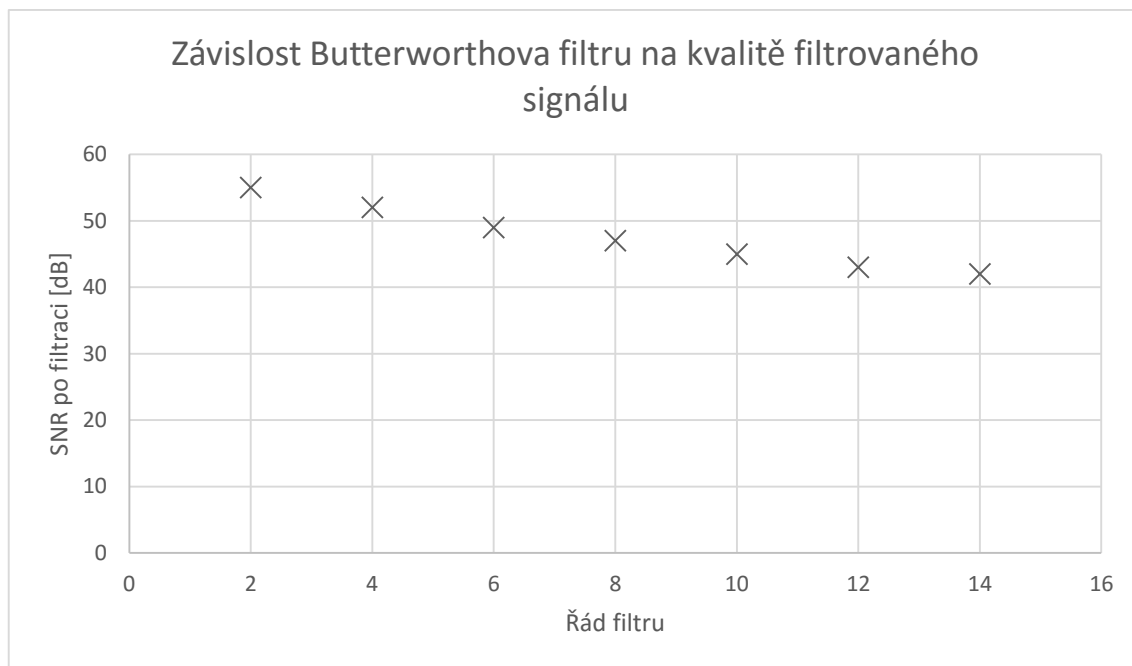
$$\overline{W}_n = \left[\frac{z}{f_{vz}/2} \frac{k}{f_{vz}/2} \right], \quad (6.7)$$

kde W_n je normovaný vektor, f_{vz} je vzorkovací frekvence, z je spodní hranice a k horní hranice potlačovaného pásma.

Na základě experimentu byly zvoleny mezní frekvence 49,5 Hz a 50,5 Hz. Řád filtru lze libovolně volit, avšak podle Obr. 6.7 a Obr. 6.8 se nabízí zvolení 2. řádu, přičemž od 16. řádu se filtr stává nestabilním.

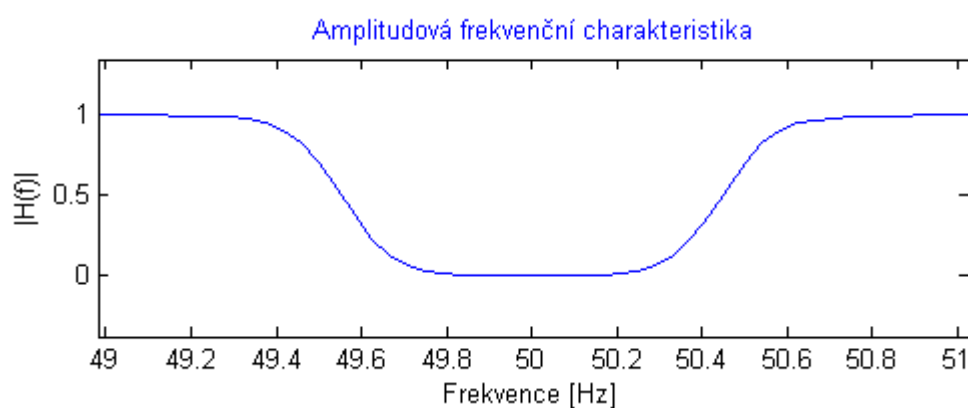


Obr. 6.7: Detail amplitudové charakteristiky Butterworthova filtru 2. řádu



Obr. 6.8: Závislost řádu Butterworthova filtru na výstupním SNR

Zde se však nabízí otázka, zda je hodnota výstupního SNR jediným dokladem správné funkčnosti filtru. Jestliže je filtr 2. řádu, jsou výstupní hodnoty SNR a směrodatné odchylky nejlepší jak je vidět na Obr. 6.8. Pro účinnou filtraci je však podstatné odstranění všech rušivých složek. Jak již byl řečeno dříve, síťové rušení v našich podmínkách kolísá mezi frekvencemi 49,5 Hz a 50,5 Hz. Proto je podstatnější potlačení širšího pásma. Proto volíme řád vyšší, v tomto případě 10. řád filtru (Obr. 6.9).



Obr. 6.9: Detail amplitudové frekvenční charakteristiky Butterworthova filtru 10. řádu

Pro Butterworthův filtr je typické, že jeho amplitudová charakteristika je monotónní, tedy nemá žádné překmány jak v propustné tak nepropustné oblasti (Obr. 6.9).

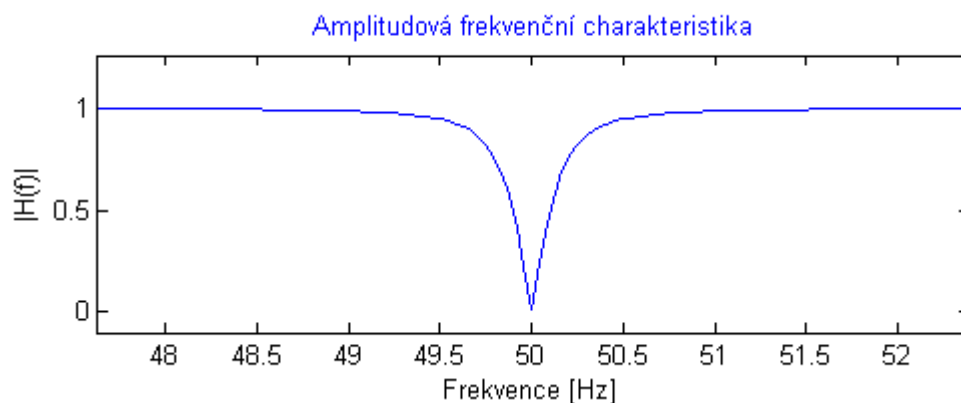
6.2.2 Čebyševův filtr 1. typu

Pro filtraci za použití Čebyševova filtru je v Matlabu použita funkce `cheby1`, kde definujeme stejné parametry jako za použití předchozího filtru. Navíc je zde parametr definující velikost překmitu v propustné oblasti amplitudové frekvenční charakteristiky v dB.

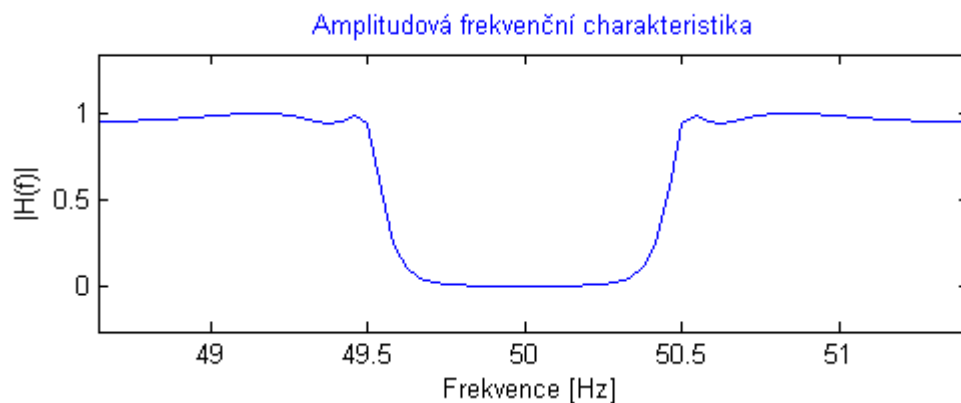
Tab. 6.1: Vliv vstupních parametrů Čebyševova filtru 1. typu na výstupní hodnoty filtru

ŘÁD	2	4	6	8	10
RP [DB]	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
SNR [DB]	64,102	37,101	58,332	36,607	51,804
SM. ODCHYLKA	4,707	15,791	10,746	19,169	16,992
RP [DB]	1	1	1	1	1
SNR [DB]	65,352	31,476	57,03	31,201	51,296
SM. ODCHYLKA	5,094	27,97	11,528	30,06	17,853
RP [DB]	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
SNR [DB]	66,491	28,255	55,757	28,08	50,188
SM. ODCHYLKA	5,586	39,951	12,105	41,41	18,540
RP [DB]	2	2	2	2	2
SNR [DB]	65,273	26,029	55,097	25,886	50,110
SM. ODCHYLKA	5,884	51,402	12,612	52,536	19,110

Z Tab. 6.1 vychází s nejlepšími hodnotami filtr 2. řádu s přípustným zvlněním 0,5 dB (Obr. 6.10). Avšak bereme-li v potaz stejné pravidlo, jako u předchozího filtru, tedy potlačení všech rušivých složek, můžeme považovat za účinný filtr 10. řádu s přípustným zvlněním 0,5 dB (Obr. 6.11).



Obr. 6.10: Amplitudová charakteristika Čebyševova filtru 1. typu 2. řádu a přípustného zvlnění 0,5 dB



Obr. 6.11: Amplitudová charakteristika Čebyševova filtru 1. typu 10. řádu a přípustného zvlnění 0,5 dB

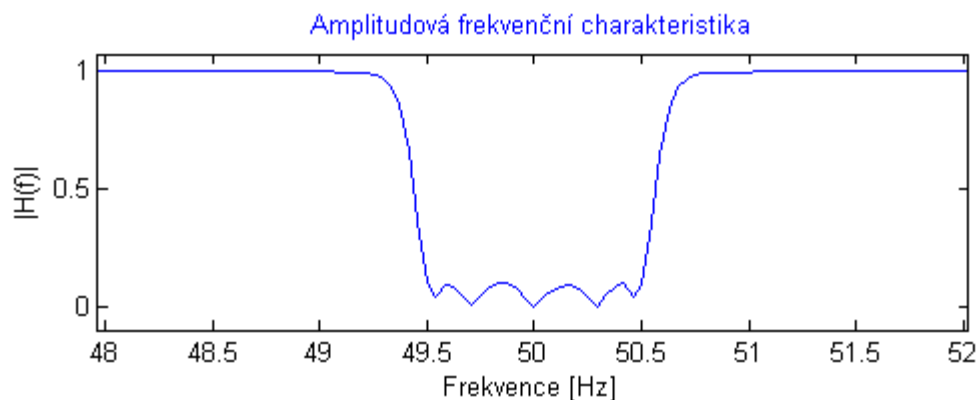
Zvolíme-li filtr 10. řádu přípustného zvlnění 0,5 dB docílíme výstupního SNR 51,804 dB a směrodatné odchylky 16,992 μV .

6.2.3 Čebyševův filtr 2. typu

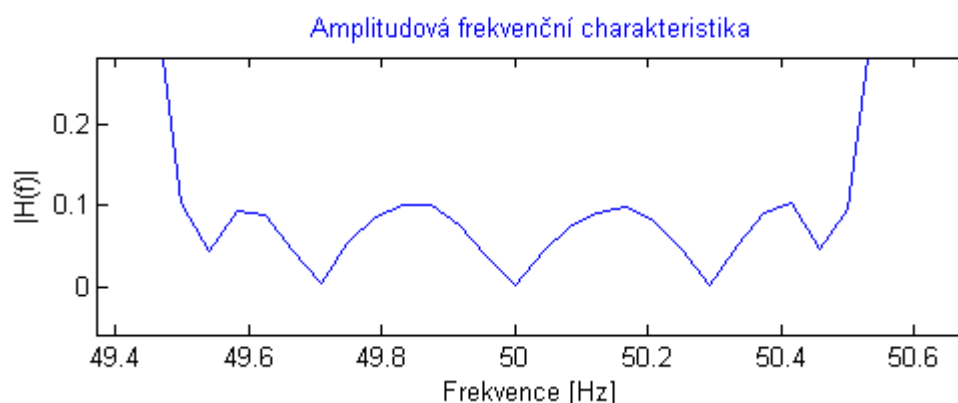
Čebyševův filtr 2. typu se od předchozího liší tím, že se volí maximální přípustné zvlnění amplitudové frekvenční charakteristiky v pásmu nepropustném. V Matlabu je pro tento typ filtrace používána funkce `cheby2`.

Pro filtraci síťového rušení byly zadány hodnoty mezní frekvence 49,5 – 50,5 Hz, 10. řád a přípustné zvlnění 20 dB, což můžeme dle experimentu označit v tomto případě za

optimální. Na Obr. 6.12 je zobrazen detail amplitudové charakteristiky právě pro toto nastavení. Hodnota výstupního SNR je pak 59,204 dB a směrodatná odchylka 10,884 μV .

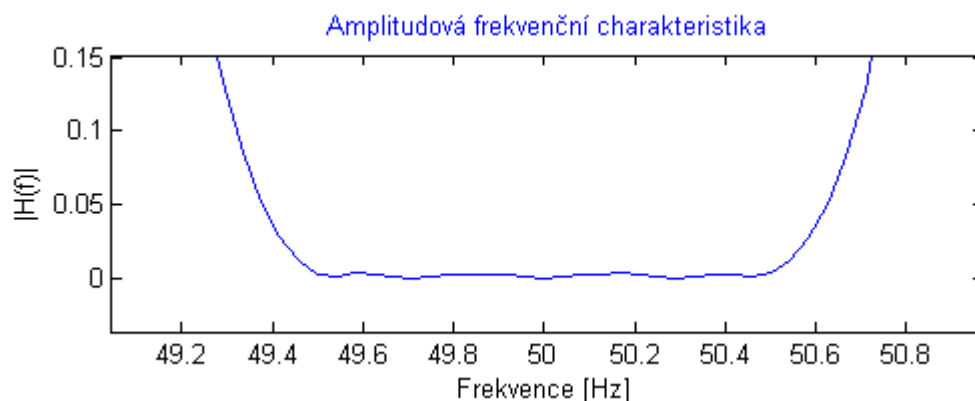


Obr. 6.12: Amplitudová frekvenční charakteristika Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 20 dB



Obr. 6.13: Detail amplitudové charakteristiky Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 20 dB

Pokud bude hodnota přípustného zvlnění nadále zvyšována, klesá hodnota výstupního SNR a zvyšuje se hodnota směrodatné odchylky. Na úkor tohoto faktu, však můžeme podle amplitudové charakteristiky považovat filtr za účinnější, jelikož dochází k potlačení širšího pásma v okolí 50 Hz. Vyskytuje se zde předpoklad, že dojde k odstranění síťového brumu i v případě kolísání frekvence tohoto rušení.



Obr. 6.14: Detail amplitudové charakteristiky Čebyševova filtru 2. typu 10. řádu s přípustným zvlněním 50 dB

Zvolíme-li filtr 10. řádu s přípustným zvlněním 50 dB, budou hodnoty průměrného výstupního SNR 50,177 dB a směrodatné odchyly 20,011 μ V.

6.2.4 Eliptický filtr

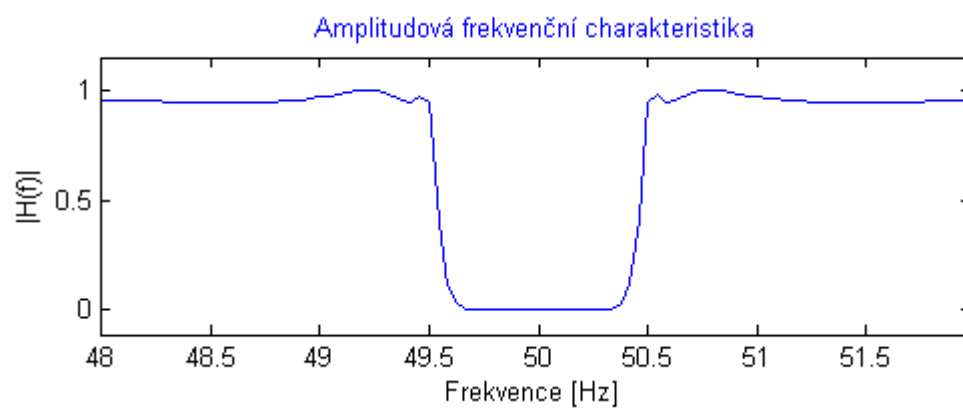
Eliptický filtr je charakterizován překmity v propustné i nepropustné oblasti amplitudové frekvenční charakteristiky. Je rychlejší jak předchozí filtry a přechod mezi propustným a nepropustným pásmem je strmější.

V Matlabu je pro tento filtr zadáván příkaz `ellip`.

$$[b, a] = \text{ellip}(n, Rp, Rs, Wn, 'ftype'), \quad (6.8)$$

kde b, a jsou koeficienty filtru, n je řád filtru, Rp a Rs jsou velikosti překmitu amplitudové frekvenční charakteristiky v propustném a nepropustném pásmu. Wn je normovaná frekvence náležící intervalu $\langle 0; 1 \rangle$, což odpovídá $f_{vz}/2$ a ' $ftype$ ' značí druh filtru.

Pro odstranění síťového rušení je nejvhodnější zvolit hodnoty vstupních parametrů jako u předchozích dvou typů filtru. Proto je zvolen 10. řád, velikost překmitu v propustném pásmu 0,5 dB a v nepropustném 50 dB. Zvolené filtrované pásmo je 49,5 – 50,5 Hz. Výsledná amplitudová charakteristika je zobrazena na Obr. 6.15.



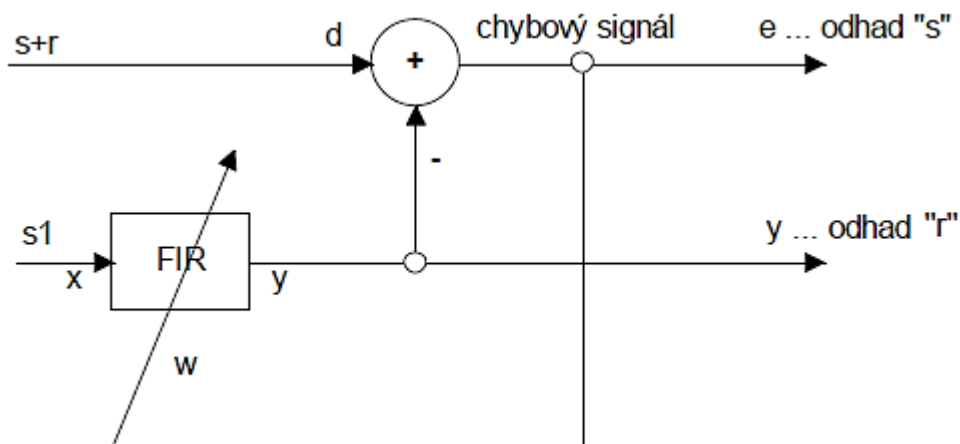
Obr. 6.15: Amplitudová charakteristika eliptického filtru 10. řádu se vstupními parametry $R_p = 0,5$ dB a $R_s = 50$ dB

7 ADAPTIVNÍ FILTRACE

Adaptivním filtrem je takový filtr, který je během své práce schopen se v daném prostředí učit, tedy je schopen získávat potřebné informace. Během filtrace mění své parametry za účelem dosažení co nejmenší energie chybového signálu. Typické užití adaptivních filtrů je tam, kde neznáme vstupní parametry, ale je znám signál korelovaný s užitečným signálem nebo s rušením. Podle typu použitého pomocného signálu je optimálním odhadem žádoucího signálu signál výstupní a to v případě, že pomocný signál souvisí s užitečným signálem. Jestliže pomocný signál souvisí s rušením, je optimálním odhadem žádoucího signálu rozdílový (chybový) signál filtru [10].

7.1 ADAPTIVNÍ FILTR 1. TYPU

Princip adaptivního filtru 1. typu je zobrazen na následujícím schématu (Obr. 7.1)



Obr. 7.1: Blokové schéma adaptivního filtru 1. typu

Na vstup filtru jsou přiváděny dva signály r a s_1 , kde r je síťové rušení a s_1 pomocný harmonický (obdélníkový) signál shodného kmitočtu s kmitočtem elektrovedné sítě. Tyto dva signály jsou vzájemně korelovány. Signál s je užitečný signál. Filtr používá pro adaptaci algoritmus střední kvadratické chyby, kterou je třeba minimalizovat [5]

$$E\{e^2\} \rightarrow \min. \quad (7.1)$$

Minimalizace chyby je nutná proto, aby se signál y blížil vstupnímu signálu s . Bez tohoto předpokladu nelze získat odhad tohoto signálu s a zároveň signálu r , který bude odpovídat chybovému signálu e ($y = \hat{s}, e = \hat{r}$).

Hledání minima lze provést gradientní metodou, kdy minimu chyby odpovídá gradient. Ten je vektorem nul a současně musí být optimálním vektorem $\mathbf{w}_h$. Za operátor gradientu lze dosadit a získat tak výsledný vztah pro adaptaci vektoru $\mathbf{w}_h$ [5].

$$\bar{\mathbf{w}}_{k+1} = \bar{\mathbf{w}}_k - 2\mu e(k)\bar{\mathbf{s}}_{1k}, \quad (7.2)$$

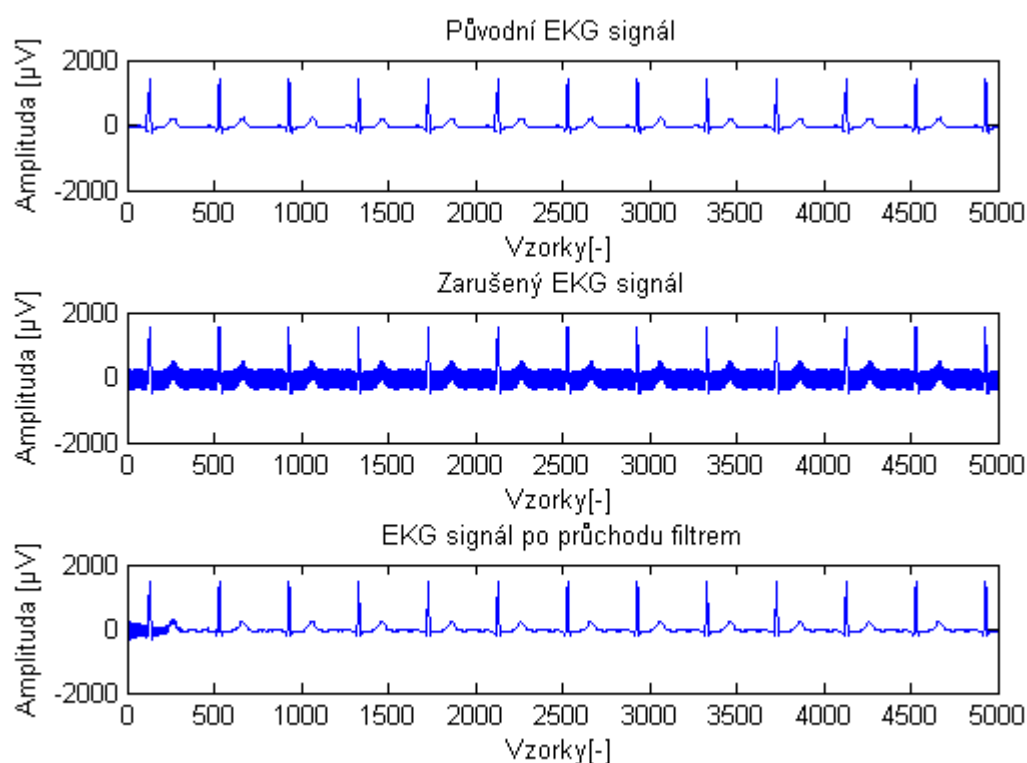
kde $\bar{\mathbf{w}}_k$ je vektor $\mathbf{w}_h$ v k -tém taktu a rychlost adaptace je určena konstantou μ . Tedy pro každý vzorek, který projde systémem je spočítána chyba, která je váhována adaptačním koeficientem. Mezi volitelné parametry patří konstanta μ určující rychlost adaptace a délka impulsní charakteristiky.

Za nejvhodnější konstantu určující rychlost adaptace můžeme dle experimentu považovat hodnotu 0,002, kdy dojde k ustálení za 0,4 s, a délku impulsní charakteristiky 5 při vzorkovací frekvenci 500 Hz. Směrodatná odchylka je dle Tab. 7.1 rovna 7,704 μV a výstupní SNR 58,987 dB.

Tab. 7.1: Závislost délky impulsní charakteristiky na výstupních hodnotách adaptivního filtru 1. typu

<i>Délka impulsní charakteristiky</i>	<i>5</i>	<i>10</i>	<i>15</i>	<i>20</i>
<i>Směrodatná odchylka po ukončení filtrace</i>	7,704	8,729	10,806	12,831
<i>Průměrné SNR po ukončení filtrace</i>	58,987	58,104	53,801	51,926

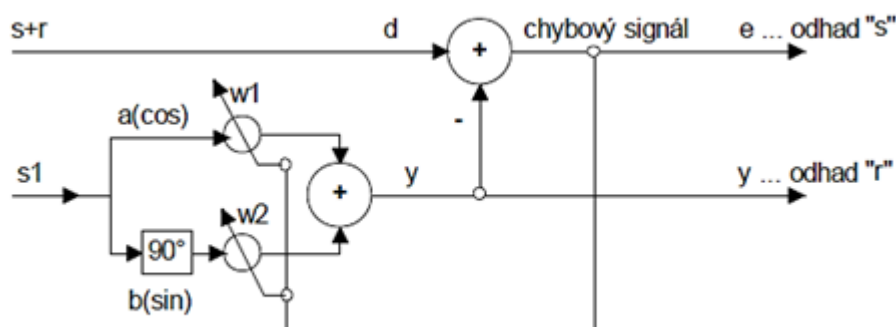
Na Obr. 7.2 je zobrazen signál původní, rušený a signál po průchodu adaptivním filtrem 1. typu. Na začátku filtrovaného signálu je vidět přechodový jev. Tento jev je způsoben pomalou adaptací filtru.



Obr. 7.2: Původní signál, rušený signál a signál po průchodu adaptivním filtrem 1. typu

7.2 ADAPTIVNÍ FILTR 2. TYPU

U tohoto typu filtru je pomocný signál, který je korelovaný se síťovým rušením, složen ze dvou harmonických signálů stejné frekvence. Tyto signály jsou vzájemně posunuty nejlépe o $\pi/2$ [3]. Může se tedy jednat o součet sinového a kosinového signálu (Obr. 7.3). Oba signály se odečítají od poškozeného signálu podle vzorce 7.3

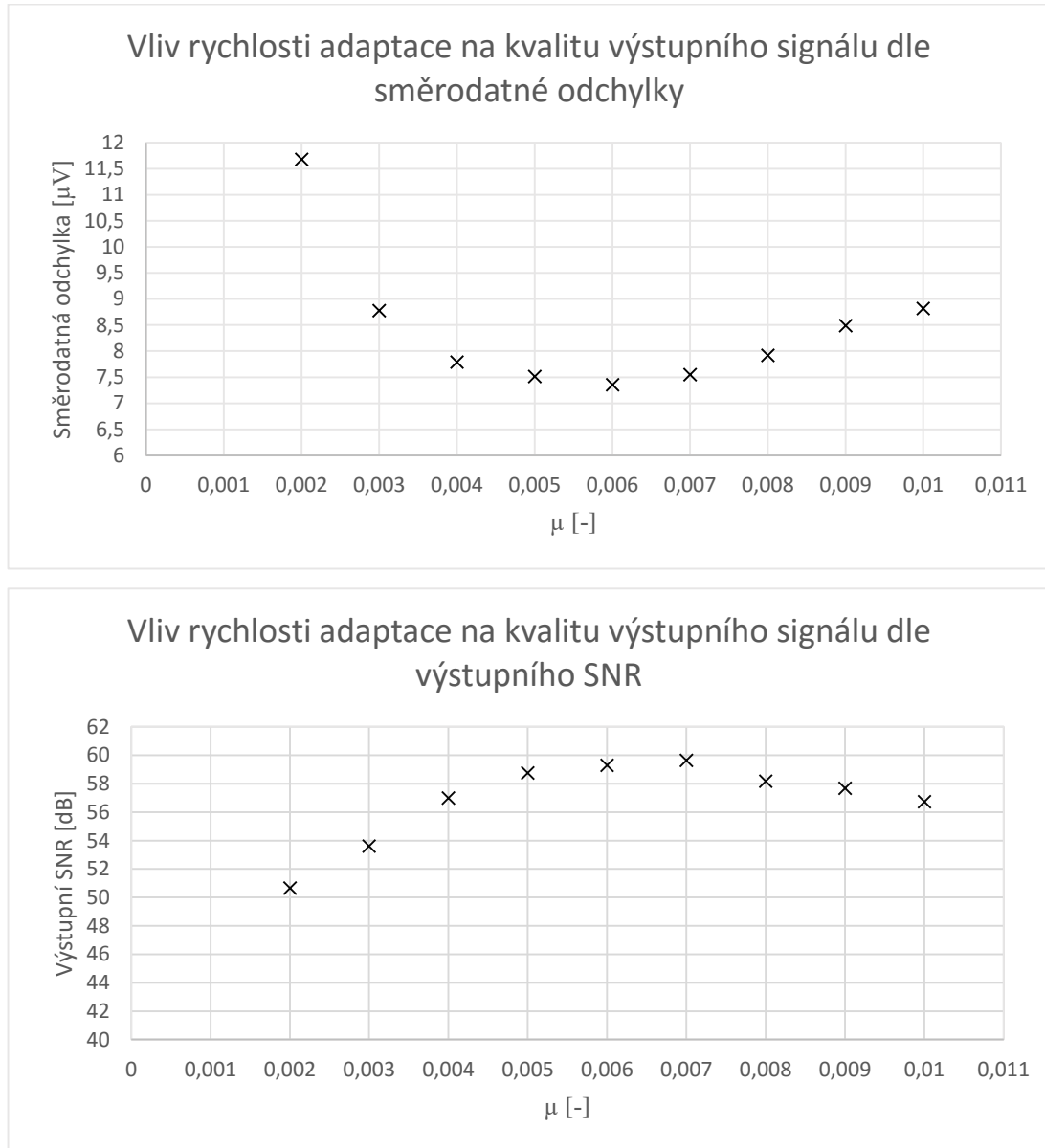


Obr. 7.3: Schéma adaptivního filtru 2. typu

$$\begin{aligned}w_1(k+1) &= w_1(k) + 2\mu e(k)a(k) \\w_2(k+1) &= w_2(k) + 2\mu e(k)b(k)\end{aligned}\quad (7.3)$$

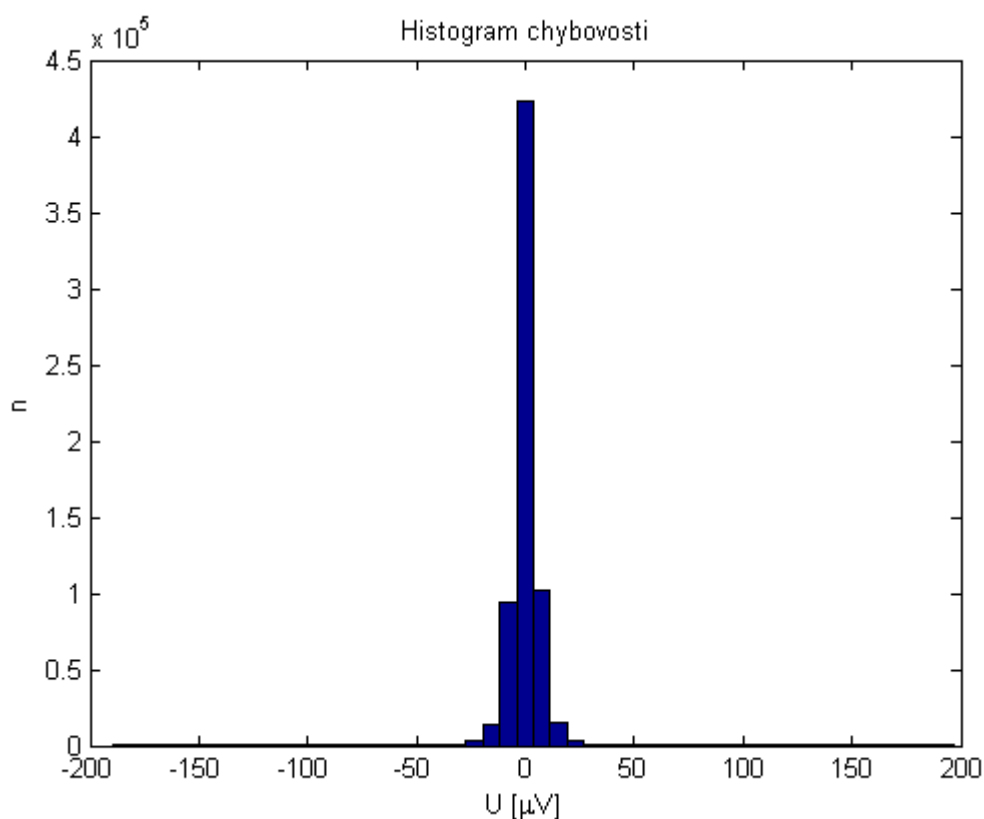
$$e(k) = d(k) - [w_1(k)a(k) + w_2(k)b(k)],$$

kde $e(k)$ je odhadovaný užitečný signál, $d(k)$ vstupní signál poškozený rušením, $w_1(k)$ a $w_2(k)$ jsou váhy k -tého taktu pomocných signálů a , b a μ je rychlost adaptace filtru [3].



Obr. 7.4: Vliv rychlosti adaptace filtru v závislosti na průměrném výstupním SNR a směrodatné odchylce

Volitelné vstupní parametry jsou u tohoto filtru počáteční váhy a rychlost adaptace filtru. Počáteční váhy mají nulovou hodnotu a rychlost adaptace je podle Obr. 7.4 zvolena 0,006, kdy dojde k ustálení přechodového jevu za 0,98 s. Hodnota směrodatné odchylky je pak nejnižší a to $7,413 \mu\text{V}$ a výstupní SNR má hodnotu 58,797 dB. Na Obr. 7.5 je zobrazen histogram chybovosti tohoto typu filtru.



Obr. 7.5: Histogram chybovosti adaptivního filtru 2. typu

8 HODNOCENÍ ÚČINNOSTI NAVRŽENÝCH METOD

Navrhnuté filtry byly testované na sérii signálů EKG z databáze CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography), což je databáze elektrokardiogramů, která vznikla za účelem standardizovaného hodnocení programů pro analýzu EKG. Vzorkovací frekvence těchto signálů je 500 Hz. Ke zjištění účinnosti filtrů byly signály EKG uměle zarušeny šumem o frekvenci 50 Hz, která odpovídá frekvenci síťového rušení. České technické normy ČSN EN 50160 stanovují kolísání síťové frekvence v rozsahu $50 \pm 0,5$ Hz (99,5 % v roce) a proto byly navrhnuté filtry ve většině případů testovány pro tuto šířku propustného pásma.¹

8.1 ÚČINNOST FIR FILTRŮ

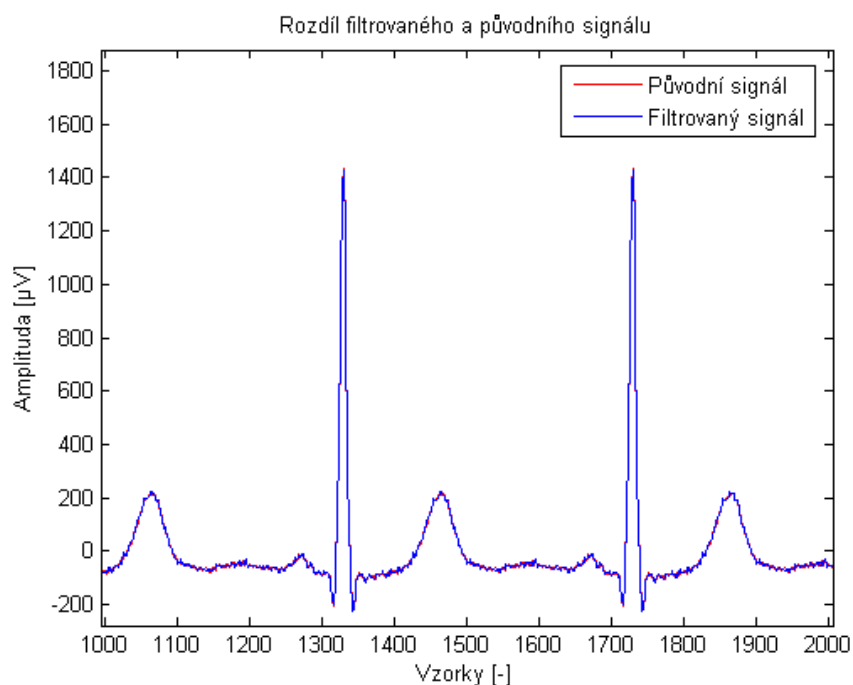
Podle Tab. 8.1: Porovnání účinnosti FIR filtrů se jako nejúčinnější z FIR filtrů se jeví filtrace nulováním spektrálních čar (Obr. 8.1), jednak potlačované pásmo odpovídá pásmu kolísání síťové frekvence, tudíž lze ve všech případech očekávat odstranění tohoto rušení. Taktéž hodnoty výstupních parametrů vykazují nejlepší výsledky. Jelikož je kvantovací krok signálů $5 \mu\text{V}$, je směrodatná odchylka téměř zanedbatelná. Omezením je zde to, že filtr nelze použít v reálném čase.

Filtrace váhováním impulsní charakteristiky je dle výstupních parametrů taktéž použitelná, avšak doba filtrace blíží se dvěma a půl minutě je značně nevyhovující. S nejhoršími výstupními hodnotami vyšla filtrace Lynnova, jejíž čas přesahující jednu minutu také nesplňuje požadavky ideální filtrace.

¹ Konkrétní šířka propustného pásma je vždy uvedena v popisu daného filtru nebo v Tab. 8.1 a Tab. 8.2.

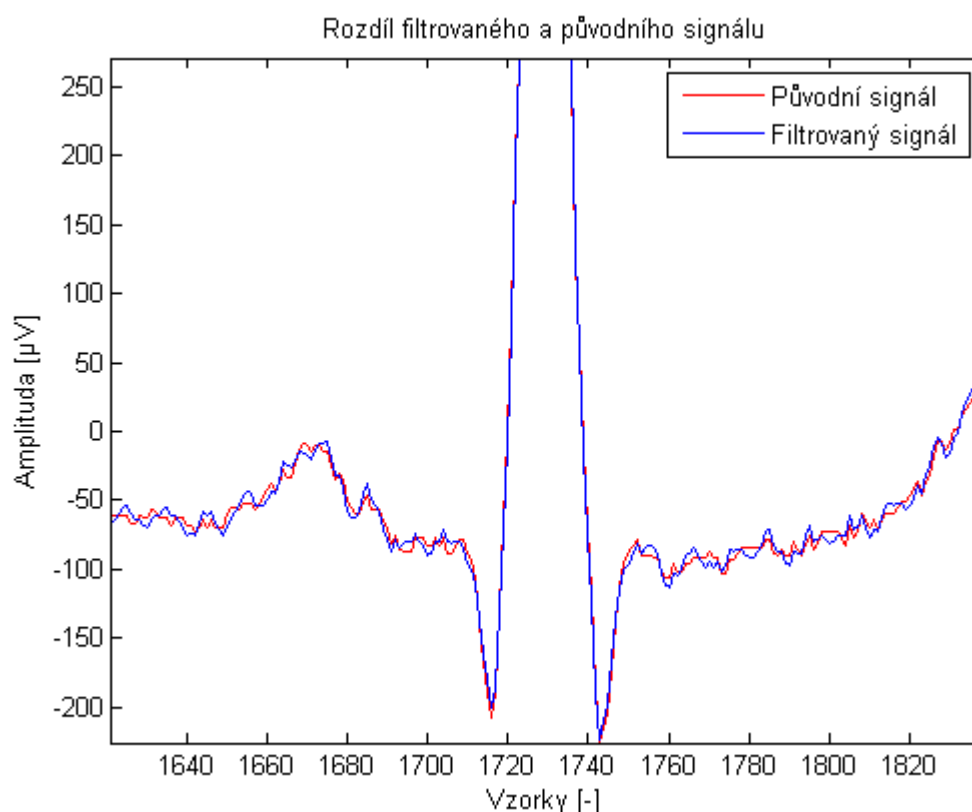
Tab. 8.1: Porovnání účinnosti FIR filtrů

<i>Typ filtru</i>	<i>Průměrné výstupní SNR [dB]</i>	<i>Směrodatná odchylka [μV]</i>	<i>Doba filtrace² [s]</i>	<i>Šířka filtrovaného pásmo [Hz]</i>
<i>Nulování spektrálních čar</i>	66,702	5,565	24,995	49,5 – 50,5
<i>Váhování impulsní charakteristiky</i>	55,146	9,836	146,351	48,5 – 51,5
<i>Lynnovy filtry</i>	54,373	13,675	66,304	48,5 – 51,5



Obr. 8.1: Rozdíl vstupního a filtrovaného signálu po filtraci nulováním spektrálních čar

² Orientační doba filtrace za předpokladu přímé realizace



Obr. 8.2: Detail rozdílu vstupního a filtrovaného signálu po filtraci nulováním spektrálních čar

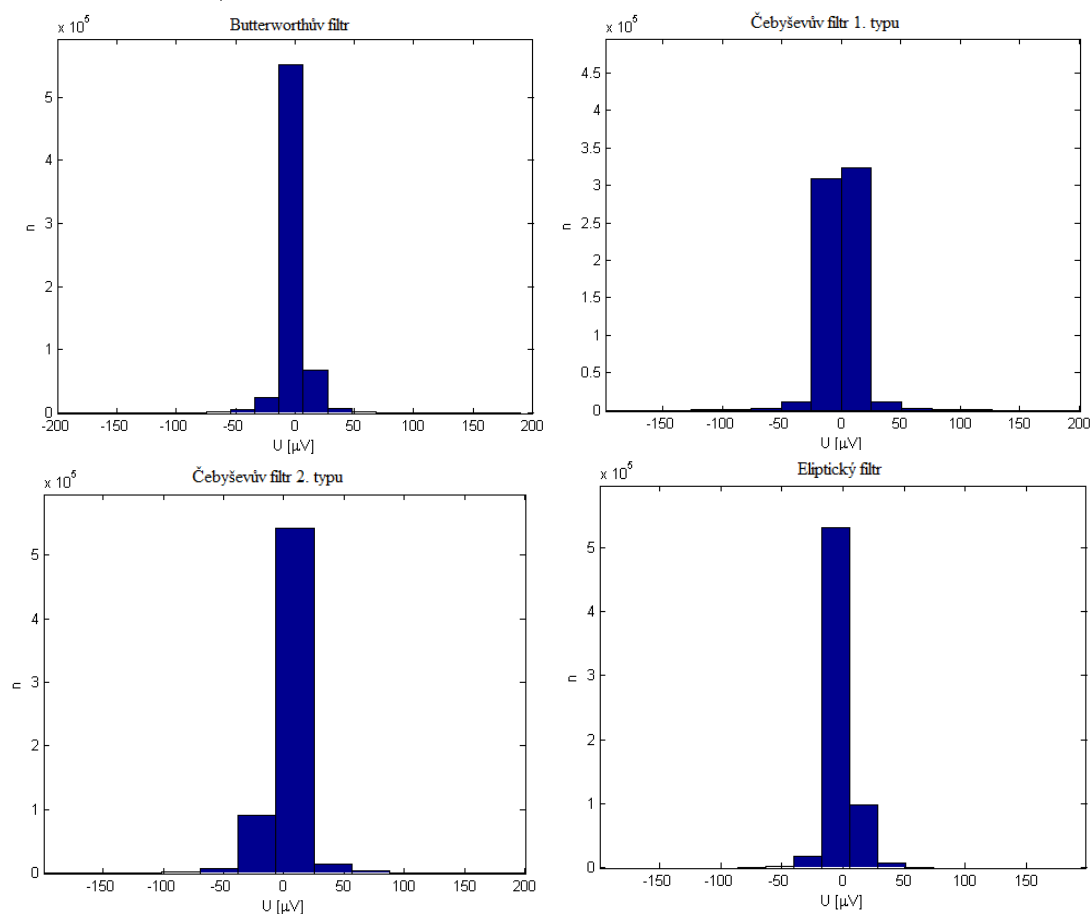
8.2 ÚČINNOST IIR FILTRŮ

IIR filtry vycházející z analogových filtrů dosahovaly podobných výsledků, avšak průměrný čas filtrace za použití těchto filtrů byl výrazně kratší. Z dosažených výsledků (Tab. 8.2: Porovnání účinnosti IIR filtrů) je patrné, že neúčinnějším filtrem z kategorie IIR filtrů je filtr Butterworthův.

Druhým v pořadí podle výstupních hodnot SNR a směrodatné odchylky je filtr eliptický, který kombinuje oba Čebyševovy filtry. Avšak doba výpočtu je ze všech uvedených IIR filtrů nejdelší. Na Obr. 8.3 je srovnání histogramů chybovosti všech zde uvedených IIR filtrů 10. řádu.

Tab. 8.2: Porovnání účinnosti IIR filtrů 10. řádu

Typ filtru	Průměrné výstupní SNR [dB]	Směrodatná odchylka [μV]	Doba filtrace [s]	Šířka filtrovaného pásmo [Hz]
Butterworthův filtr	54,943	14,713	32,771	49,5 – 50,5
Čebyševův filtr 1. typu	51,770	17,025	41,354	49,5 – 50,5
Čebyševův filtr 2. typu	50,177	20,011	39,603	49,5 – 50,5
Eliptický filtr	55,417	15,067	43,691	49,5 – 50,5



Obr. 8.3: Srovnání histogramů chybovosti IIR filtrů 10. řádu

8.3 ÚČINNOST ADAPTIVNÍ FILTRACE

Adaptivní filtr 1. typu se, co se týče délky filtrace, jeví jako nejméně vhodný. Výstupní hodnoty obou typů adaptivních filtrů jsou srovnatelné s filtrací za pomoci Butterworthova či eliptického filtru. Avšak doba filtrace adaptivního filtru 1. typu (téměř pět minut) je naprosto nepřijatelná. Přestože je známo, že doba celkové filtrace za použití adaptivních filtrů je závislá na nastavení rychlosti adaptace, je v tomto případě nemožné tuto dobu výrazně měnit. Docházelo by ke zhoršování výstupního SNR a zvětšování směrodatné odchylky.

<i>Typ filtru</i>	<i>Průměrné výstupní SNR [dB]</i>	<i>Směrodatná odchylka [μV]</i>	<i>Doba filtrace [s]</i>	<i>Šířka filtrovaného pásmo [Hz]</i>
<i>Adaptivní filtr 1. typu</i>	58,987	7,704	291,258	49,5 – 50,5
<i>Adaptivní filtr 2. typu</i>	58,797	7,413	26,618	49,5 – 50,5

K velice výraznému zkrácení doby filtrace, oproti filtru předchozímu, dochází za použití adaptivního filtru 2. typu. Doba potřebná k filtraci je nejkratší ze všech typů zde uvedených filtrů. Činí pouhých 26,618 sekundy. Průměrné výstupní SNR s hodnotou 58,892 dB se řadí k vyšším hodnotám. Naopak směrodatná odchylka nabývá hodnot nižších, čímž se tento typ filtru řadí k filtrům účinným.

9 ZÁVĚR

V této bakalářské práci je stručně popsána elektrická aktivita srdce a její snímání. Dále jsou uvedeny nejběžnější typy rušení při snímání signálů EKG a principy jejich eliminace případně úplného odstranění.

Cílem práce bylo porovnat úspěšnost filtrace síťového rušení několika typy lineárních a adaptivních filtrů. Při odstraňování síťového brumu vychází hodnocení úspěšnosti z hodnoty výstupního SNR, doby filtrace a z požadavku na doporučenou chybu filtrace. Tento požadavek je definován z mezinárodních doporučení pro počítačovou analýzu signálu EKG a jeho hodnota je $10 \mu\text{V}$ [15]. Tento požadavek je významněji překročen u všech IIR filtrů. Je to způsobené tím, že filtry jsou 10. řádu, avšak dle amplitudové charakteristiky mohou být účinné. Z FIR filtrů tuto hranici překračuje pouze Lynnův filtr a to hodnotou $13,675 \mu\text{V}$. Všechny ostatní typy filtrů tento požadavek za daných podmínek splňují.

Z pohledu hodnocení filtrace podle průměrného výstupního SNR se jako neúčinnější filtrace jeví filtrace nulováním spektrálních čar, kdy je hodnota výstupního SNR rovna 66,702 dB.

Z posledního úhlu pohledu, tedy z pohledu trvání filtrace je nejvhodnější filtrace pomocí nulování spektrálních čar. Dalším filtrem s krátkou dobou filtrace je pak adaptivní filtr 2. typu. Oba tyto filtry dosahují času kratšího než 30 sekund. Naopak nejméně vhodným je adaptivní filtr 1. typu a následně FIR filtr, který pro filtraci užívá váhování impulsní charakteristiky.

10 LITERATURA

- [1] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005. ISBN 0124375529.
- [2] *WikiSkripta: projekt sítě lékařských fakult MEFANET* [online]. [cit. 2016-05-09]. ISSN 1804 – 6517. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>.
- [3] KOZUMPLÍK, Jiří, Přednášky z předmětu AABS, FACS, FEKT VUT v Brně, 2014.
- [4] *Velký lékařský slovník* [online]. Maxdorf, 2016 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/pojem/elektrokardiogram>.
- [5] KOZUMPLÍK, Jiří, *Analýza biologických signálů*, Skripta FEKT VUT v Brně, 2008.
- [6] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [7] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [8] The MathWorks: Statistics and Machine Learning Toolbox [online]. Aktualizováno: version (R2016a). [cit. 2016-27-04]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/>.
- [9] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Brno: Vysoké učení technické, 2001. ISBN 80-214-1964-4.
- [10] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [11] *Číslicová filtrace: základy*. ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI. Katedra informatiky a výpočetní techniky [online]. Plzeň, 2014 [cit. 2014-11-17]. Dostupné z: http://www-kiv.zcu.cz/~mautner/Azs/Azs7_Cisliciva_filtrace_zaklady.pdf.
- [12] VÍTEK Martin, Materiály ke cvičení z předmětu AZSO, FEKT VUT v Brně, 2008.
- [13] Institut biostatistiky a analýz Masarykovy university: Filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou [online] Dostupné z: <http://portal.matematickabiologie.cz/>

- [14] Pravidla provozování distribučních soustav: Kvalita elektřiny v distribuční soustavě, způsoby jejího zjišťování a hodnocení (příloha č.3). [online]. [cit. 2016-05-10]. Dostupné z: <http://www.cezdistribuce.cz/edee/content/file-other/distribuce/energeticka-legislativa/ppds3-priloha.pdf>

- [15] BAILEY, J. J., A. S. BERSON, A. GARSON, L. G. HORAN, P. W. MACFARLANE, D. W. MORTARA a C. ZYWIETZ. : bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* [online]. 1990, **81**(2), 730-739 [cit. 2016-05-10]. DOI: 10.1161/01.CIR.81.2.730. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.81.2.730>

- [16] FAYN, J., P. RUBEL a P.W. MACFARLANE. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images. *Journal of Electrocardiology*. 2007, roč. 40, č. 3, s. 246–250. ISSN 0022-0736.

- [17] WILLEMS, J., M. a kol. Establishment of a reference library for evaluating computer ECG measurement programs. *Computers and Biomedical Research*. 1985, roč. 18, č. 5, s. 439–457. ISSN 0010-4809.