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

ÚZKOPÁSMOVÉ FILTRY PRO SIGNÁLY EKG

NARROW BAND FILTERING OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE TOMÁŠ NĚMEČEK
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.
SUPERVISOR

BRNO 2012

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student:	Tomáš Němeček	***ID:***	125063
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Úzkopásmové filtry pro signály EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku potlačení kolísání nulové izolínie (driftu) a síťového brumu v signálech EKG. 2) Navrhněte a v prostředí Matlab realizujte lineární horní propusti odvozené z Lynnových filtrů pro potlačení driftu pro vzorkovací kmitočet 500 Hz. Soustřeďte se na nerekurzívní filtry s nejvyšší možnou mezní frekvencí nastavenou podle tepové frekvence, aby vzniklá chyba nepřesáhla 10 mikrovoltů. Navržené filtry testujte na umělých signálech databáze CSE, která vám bude zpřístupněna. 3) Získané výsledky porovnejte s výsledky filtrace ve frekvenční oblasti nulováním spektrálních čar. 4) Navrhněte a realizujte vícepásmové filtry potlačující brum ze signálů EKG. Zaměřte se na nerekurzívní systémy odvozené z Lynnových vícepásmových propustí. Navržené filtry testujte na reálných signálech databáze CSE. 5) Zhodnoťte vliv šířky potlačovaného pásma na výsledné zkreslení užitečného signálu

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] TOMPKINS, W. J. (Editor). Biomedical Digital Signal Processing. New Jersey: Prentice-Hall, 1993.
[2] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J. Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab. Skripta FEKT VUT v Brně, 2001.

Termín zadání:	6.2.2012	***Termín odevzdání:***	25.5.2012

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

Cílem této bakalářské práce bylo seznámit se s problematikou a způsoby filtrování signálu EKG. Zaměření bylo na úzkopásmovou filtraci a to především pomocí filtrů Lynnova typu. Úkolem této práce bylo navrhnout filtry na potlačení rušení zvaného drift a rušení zvaného brum. Oba filtry by měly co nejméně poškozovat samotný nosný signál.

Klíčová slova

EKG, Lynnův filtr, drift, Matlab, úzkopásmová filtrace, brum, nulování spektrálních čar

Abstract

Main objective of this bachelors thesis, was to learn about issues and possibilities of ECG filtration. This thesis is focused on narrowband filtration by Lynn’s filters. The objective for this thesis was to design filters for filtration of interferences called drift and brum. Both of them should not affect the relevant part of signal.

Key words

ECG, Lynn‘s filter, drift, Matlab, narrowband filtration, brum, spectral line erasing

NĚMEČEK, T. *Úzkopásmové filtry pro signály EKG: bakalářská práce.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 36 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Úzkopásmové filtry pro signály EKG jsem vypracoval 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této 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 23. května 2012 .....

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 23. května 2012 .....

podpis autora

Obsah

1 Úvod 7

2 EKG 8

2.1 Vznik, šíření vzruchu 8

2.2 Rušení 8

2.2.1 Drift 9

2.2.2 Brum 9

2.2.3 Myopotenciály 9

3 Filtry 10

3.1 IIR 11

3.2 FIR 11

3.2.1 Lynnovy filtry 12

4 Potlačení driftu Lynnovým filtrem 13

4.1 Teoretické předpoklady 13

4.2 Definování filtrů 14

4.3 Realizace 15

4.3.1 Detektor QRS komplexu 15

4.3.2 Filtrace 16

4.4 Vyhodnocení 21

4.4.1 Původní filtr 22

4.4.2 Filtr se ziskem -0,5 dB 23

4.4.3 Filtr se ziskem -3 dB 25

5 Potlačení driftu pomocí nulování spektrálních čar 26

5.1 Teoretické předpoklady 26

5.2 Realizace 26

5.3 Vyhodnocení 28

6 Potlačení síťového rušení - brumu 30

6.1 Teoretické předpoklady 30

6.2 Definování filtrů..... 30

6.3 Realizace..... 30

7 Závěr 34

Literatura.....35

Přílohy 36

1 Úvod

Tématem této práce je úzkopásmová filtrace EKG signálu. V úvodu práce se nachází krátké seznámení s principy vzniku a šíření vzruchů v srdci. V následující části se nachází popis jednotlivých typů rušení a možnosti jejich filtrace.

Úkolem práce je návrh a použití úzkopásmových filtrů, které by měly co nejúčinněji potlačovat dané rušení a zároveň co nejméně poškozovat samotný signál. Pokud by bylo použito filtrů, jejichž charakteristika by nebyla úzkopásmová, docházelo by při filtraci k výraznému poškození signálu a k výraznému snížení jeho výpovědní hodnoty. Jak u potlačení rušení zvaného drift, tak u potlačení rušení zvaného brum, lze pomocí změn určitých parametrů filtrů dosáhnout změny šířky potlačovaného pásma. Při správné kombinaci nastavených parametrů bude rušení prakticky úplně odstraněno a samotný signál EKG zůstane neporušen. Maximální možná připustitelná chyba po filtraci je 10 μV.

Samotné testování bude probíhat na umělých signálech z databáze CSE. Ty jsou pro toto testování ideální, neboť mají konstantní tepovou frekvenci a měli by obsahovat minimum rušení. Budeme se snažit najít vhodné parametry nastavující šířku potlačovaného pásma. Filtraci provedeme s několika nastaveními, zjistíme, jak se liší signál po filtraci od původního signálu, a následně zpracujeme a vyhodnotíme naměřené hodnoty.

2 EKG

2.1 Vznik, šíření vzruchu

Běžné buňky kosterní a příčně pruhované svaloviny, reagují na podněty z mozku a jsou ovladatelné vůlí. Buňky hladké svaloviny vůlí ovladatelné nejsou, ale většinou jsou stále řízeny impulzy přímo z mozku. Buňky myokardu jsou však na impulzech vedených z mozku nezávislé. Schopnost specializovaných buněk v srdci generovat vzruchy se nazývá srdeční automacie. [10]

Buňky v myokardu se dělí na dvě zásadní skupiny. Jednou skupinou jsou buňky, které vytvářejí a vedou vzruchy (převodní systém srdeční). Druhou skupinou jsou buňky (pracovní myokard), které jako odpověď na vzruch kontrahují. [9]

Převodní systém srdeční se skládá z několika částí. Samotný podnět pro podráždění vzniká v sinoatriálním uzlu, který se nachází ve stěně pravé předsíně. Tento uzel je zdrojem impulzů – pacemaker. Z tohoto uzlu se vzruch dostává do uzlu atrioventrikulárního. Ten se nachází u vnitřního cípu trojcípé chlopně. Dále je impulz veden přes Hisův svazek. Ten je, spolu s atrioventrikulárním uzlem, jediným vodivým spojením mezi síněmi a komorami.[10] Dále je vzruch veden a dělen do dvou Tawarových ramének, která pokračují do Purkyňových vláken, které podráždění přenesou na myokard komor.

Samotné podráždění srdce je elektrickým jevem. Je tedy doprovázeno změnami potenciálu. Ač jsou velice malé, tak jsou měřitelné. Těchto změn se využívá v elektrokardiografii (dále EKG). Vyšetření EKG se v průběhu let stalo základním vyšetřením srdeční svaloviny. Je neinvazivní, tudíž pro pacienta nijak obtěžující. Pro lékaře je však informačně velice obsáhlé a nepostradatelné.

2.2 Rušení

Signál EKG je velice snadno ovlivnitelný nežádoucím rušením. Může přicházet přímo od pacienta, nebo přes kabel přípojky elektrické sítě. Vzhledem k důležitosti tohoto měření jsou přístroje snímající EKG vybaveny řadou filtrů, které mají toto rušení co nejúčinněji potlačit a zároveň co nejméně nebo vůbec zkreslit samotný signál.

2.2.1 Drift

Mezi rušení, které přihází přímo od pacienta lze řadit drift neboli kolísání nulové izolinie. Tento typ rušení může být způsoben dvěma základními jevy. Do záznamu se může promítnout dýchání, nebo pomalé pohyby pacienta. Tyto aditivní signály dosahují frekvence do 2 Hz. Drift může být také způsoben elektrochemickými jevy na rozhraní elektroda-kůže a vznikem tzv. půlčlánkového napětí. Toto rušení dosahuje frekvence cca 0,8Hz. [7,8] Obecně frekvence driftu nepřesahuje hodnotu 2 Hz. Jeho filtrování je však ztíženo tím, že hlavní frekvence EKG (tepová frekvence) se pohybuje kolem 1 Hz a tudíž může při filtraci docházet k nežádoucímu zkreslení užitečné části spektra signálu a tím ke znehodnocení měření.

2.2.2 Brum

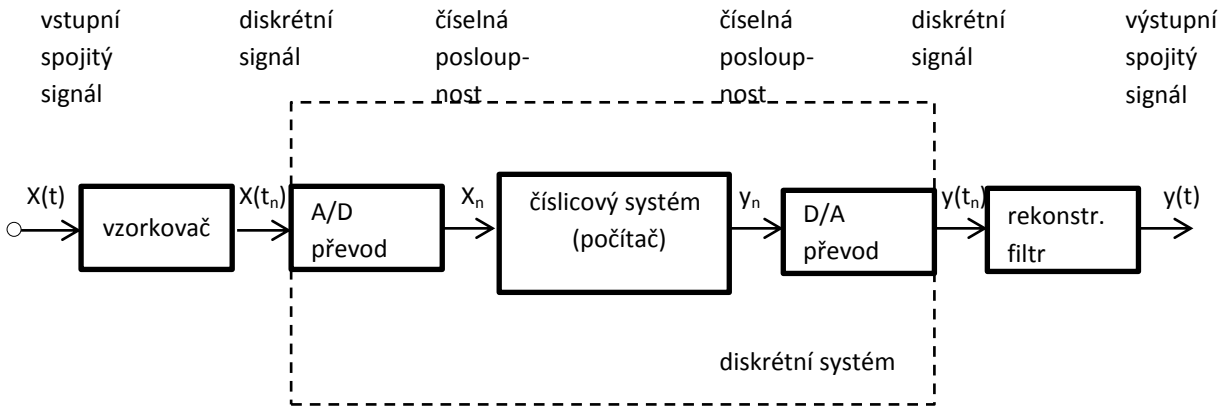
Dalším typem rušení, které může signál ovlivnit je brum. Jedná se o proniknutí napětí elektrické sítě do signálu. V evropských zemích má tento šum frekvenci téměř přesně 50 Hz. Někdy se zřetelně projeví i vyšší harmonické složky. Ve Spojených státech amerických je tato frekvence o 10 Hz vyšší, tedy 60 Hz. Vzhledem k tomu, že frekvenční rozsah tohoto rušení je tak malý, je na jeho odstranění potřeba použít úzkopásmové filtry. Ideálním řešením by bylo použít metodu nulování spektrálních čar, kde by část signálu s frekvencí 50 Hz byla odstraněna. Metodu nulování spektrálních čar lze ale použít pouze při zpracování v off-line režimu. [6,8]

2.2.3 Myopotenciály

Poslední kategorií aditivního rušení signálu EKG jsou myopotenciály. Toto rušení vzniká svalovou aktivitou snímané osoby. U klidového EKG se v porovnání s například driftem jedná o rušení vysokofrekvenční. Frekvence myopotenciálů se mohou pohybovat i nad 100 Hz. Při snímání zátěžového EKG dosahují mnohem nižších frekvencí. Zhruba od 10 Hz výše. [8]

3 Filtry

„Úkolem číslicových filtrů je požadovaným způsobem ovlivnit kmitočtové spektrum vstupního signálu.“[1] Jinak řečeno mají číslicové filtry za úkol upravit danou část spektra tak, jak požadujeme. Abychom mohli použít číslicové filtry, musíme původní vstupní signál, který je většinou spojitý navzorkovat. Soustavy, které takový výpočet zprostředkovávají, nazýváme diskrétní systémy.



Obr. č. 1 Řetězec číslicového zpracování signálu; převzato z [3]

Jak je z obrázku č. 1 patrné, nejprve je nutno vstupní spojitý signál vhodným způsobem navzorkovat. Poté následuje převod do digitální formy a dále samotné zpracování. Pokud máme požadavek také výstupního spojitého signálu je nutné číselnou posloupnost zpět převézt na diskrétní signál a následně vhodným rekonstrukčním filtrem na spojitý signál.[3] Hlavní oblastí našeho zájmu je samotný číslicový systém, který signál zpracovává.

Číslicové filtry mají mnoho výhod i nevýhod. Z nevýhod jmenujme například limitaci rozsahu vstupního signálu Nyquistovým kmitočtem. Z výhod poté například pružnost zpracování nebo časovou neměnnost filtrů.

Nejčastěji používané filtry jsou filtry lineární. Tyto filtry splňují princip superpozice. Dále je také potřeba předpokládat, že signál je směsí určitého počtu harmonických složek. Při samotné filtraci dochází k potlačování určitých vybraných harmonických složek. [4]

Lineární číslicové filtry jsou obecně popsané diferenční rovnicí, převzatou z [2].

$$y(n) = \sum_{i=0}^{r} L_i x(n-i) - \sum_{i=1}^{m} K_i y(n-i) \tag{1}$$

- x – vstupní diskrétní funkce
- y – výstupní diskrétní funkce
- m – řád systému
- L_i, K_i – konstanty určující vlastnosti systému.

3.1 IIR

Filtry IIR – *infinite impulse response*. Jak již z názvu vyplývá, mají nekonečnou impulsní charakteristiku. Aby toho bylo dosaženo, jedná se vždy o realizaci rekurzivní, tedy s použitím zpětnovazební smyčky. Jejich stabilita je závislá na rozložení pólů v rovině jednotkové kružnice. Aby byl filtr stabilní, musí být všechny póly uvnitř jednotkové kružnice. Oproti filtrům FIR jsou méně výpočetně náročné. Při stejných vlastnostech filtrů FIR a IIR tedy bude filtr typu IIR nižšího řádu. Díky tomu bude také generovat menší zpoždění. Na druhou stranu je jejich návrh složitější, jsou citlivější na numerickou přesnost výpočtů. Obecná diferenční rovnice pro IIR filtry je stejná jako rovnice (1). Jsou tedy použity obě určující konstanty. [3]

3.2 FIR

Filtry FIR – *finite impulse response*. Tyto filtry jsou vždy realizovány jako nerekurzivní. Jedná se o filtry s konečnou impulsní charakteristikou. FIR filtry jsou vždy stabilní a můžeme je navrhnout tak, aby měly přesně lineární fázovou charakteristiku. Jsou však většinou vyšších řádů, tudíž generují větší zpoždění a jsou výpočetně náročnější než filtry IIR. Lze je popsat rovnicí převzatou z [3].

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} x_{n-k} h_k \tag{2}$$

- x – vstupní diskrétní funkce
- y – výstupní diskrétní funkce
- h – vektor systémových konstant

3.2.1 Lynnovy filtry

Speciálním případem FIR filtrů jsou filtry Lynnovy. Vycházejí z hřebenových filtrů. Ty mají na jednotkové kružnici rovnoměrně rozloženy nulové body. Tyto nulové body mohou být neutralizovány opět rovnoměrným rozložením pólů.

Hřebenové filtry mají dvě základní firmy přenosové funkce. Lze je popsat rovnicemi převzatými z [4].

$$H(z) = \frac{1}{2}(1 + z^{-n}), N = 1, 2, 3, \ldots \tag{3}$$

$$G(z) = \frac{1}{2}(1 - z^{-n}), N = 1, 2, 3, \ldots \tag{4}$$

Rovnice (3) popisuje dolní propust a rovnice (4) popisuje propust horní.

Eliminací některých nulových bodů hřebenových filtrů póly, vznikají filtry Lynnovy. Ty jsou většinou úzkopásmové, nebo vícepásmové propusti. Lze je popsat rovnicemi převzatými z [4].

$$H(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} = \frac{1}{K}\left(1 + z^{-p} + z^{-2p} + \ldots + z^{-(pK-p)}\right), celé\ K, p \tag{5}$$

$$H(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} = \frac{1}{K}\left(1 - z^{-p} + z^{-2p} - \ldots - z^{-(pK-p)}\right), sudé\ K \tag{6}$$

$$H(z) = \frac{1 + z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} = \frac{1}{K}\left(1 - z^{-p} + z^{-2p} - \ldots + z^{-(pK-p)}\right), liché\ K \tag{7}$$

Rovnice (5) popisuje dolní propust a rovnice (6) a (7) popisují horní propust. Konstanta K závisí na šířku propustného pásma a konstantě p, která určuje počet propustných pásem.

4 Potlačení driftu Lynnovým filtrem

4.1 Teoretické předpoklady

Jak již bylo řečeno v úvodu, úkolem této práce je pokusit se vytvořit takovou horní propust, která by účinně potlačovala drift a zároveň co nejméně zasahovala do samotného signálu EKG.

Běžně je jako mezní frekvence pro on-line zpracování uváděna frekvence 0,67 Hz. V případě zpracování off-line je ideální frekvencí frekvence EKG, čili tepová frekvence. V mnoha případech je ale tepová frekvence nižší než je maximální frekvence driftu. Při takovéto filtraci tedy dojde k určitému potlačení driftu a zároveň nebude poškozen samotný signál EKG. Je ale zřejmé, že v daném signálu zůstane určitá část driftu, který může znesnadnit následné zpracování signálu. Pokud by byla tepová frekvence vyšší než maximální frekvence driftu, byla by tato filtrace účinná, tedy by byl drift odstraněn úplně. Frekvence driftu může dosahovat až 2Hz. Druhý případ tedy při měření klidového EKG není pravděpodobně moc častý, jelikož by tepová frekvence musela být vyšší než 2 Hz tedy 120 tepů za minutu. [8]

Nabízí se otázka, jak účinněji potlačovat drift tak, aby bylo poškození signálu EKG nulové, nebo co nejmenší. Pokud bychom propustné pásmo používané horní propusti v rozumné míře rozšířili, docílili bychom lepšího potlačení driftu. Dojde ale také k poškození samotného signálu EKG. Je nutné stanovit maximální možný útlum, který je ještě akceptovatelný a umožňuje stále bezproblémové následné zpracování. V této práci budeme za akceptovatelnou chybu považovat 10 μV.

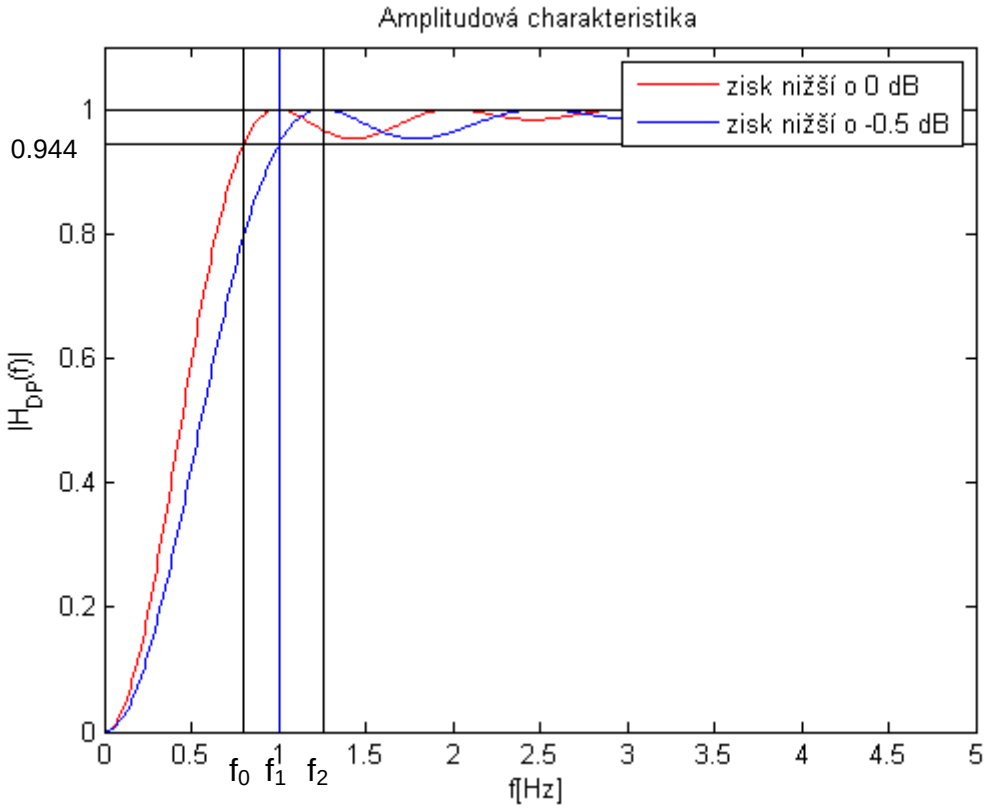
Předpokládáme tedy, že pokud bude mezní frekvence nastavena na frekvenci EKG a pásmo nebude nijak rozšířeno, bude chyba nulová, nebo zcela minimální. Dále vytvoříme takové filtry, které budou mít na dané mezní frekvenci zisk -0,5 dB a -3 dB.

Chyby generovaná filtrem se ziskem -0,5 dB by měla být stále přijatelná. Předpokládáme, že filtr se ziskem -3 dB již bude tvořit chybu výraznější a signál EKG bude značně poškozen.

Vzhledem k relativně snadnému způsobu návrhu budeme používat výhradně filtry Lynnovy.

4.2 Definování filtrů

V první řadě je potřeba vytvořit příslušné filtry. První filtr, který bude mít mezní frekvenci rovnou frekvenci EKG, lze vytvořit snadno. Pro nás jsou však zásadní zbylé dva filtry. Rozšíření pásma budeme realizovat změnou konstanty K, která v případě Lynnových filtrů určuje šíři propustného pásma. Čím je konstanta vyšší, tím je pásmo užší. V našem případě bude tedy potřeba danou konstantu snížit právě tak, abychom na mezní frekvenci dosáhli zisku -0,5 dB respektive -3 dB.



Obr. č. 2 Získání konstanty pro snížení koeficientu K

Vycházíme z předpokladu, že

$$c = \frac{f_1}{f_0} = \frac{f_2}{f_1}, \tag{8}$$

$$f_2 = c \cdot f_1 . \tag{9}$$

Frekvence f_0 odpovídá frekvenci, kde původní filtr protne hranici 0,9441 tedy právě -0,5 dB. F_1 je mezní frekvence původního filtru a f_2 je mezní frekvence výsledného filtru se ziskem -0,5 dB. V našem případě je f_0= 0,798 Hz, f_1=1 Hz.

Konstanta c je tedy podle rovnice (8) rovna c≈1,253. Frekvence f_2 je podle rovnice (9) rovna f_2≈1,253 Hz. Vzhledem k tomu, že

$$K = \frac{f_{vz}}{f_{mez}}, \tag{10}$$

platí mezi mezní frekvencí a konstantou K nepřímá úměra. Abychom tedy získali konstantu K pro filtr se ziskem -0,5 dB je ji potřeba koeficientem c vydělit, tedy platí

$$K_2 = \frac{K}{c}. \tag{11}$$

Obdobně lze odvodit konstantu c, která je zapotřebí pro vytvoření filtru se ziskem -3 dB na frekvenci EKG. V tomto případě je konstanta rovna c=1,742.

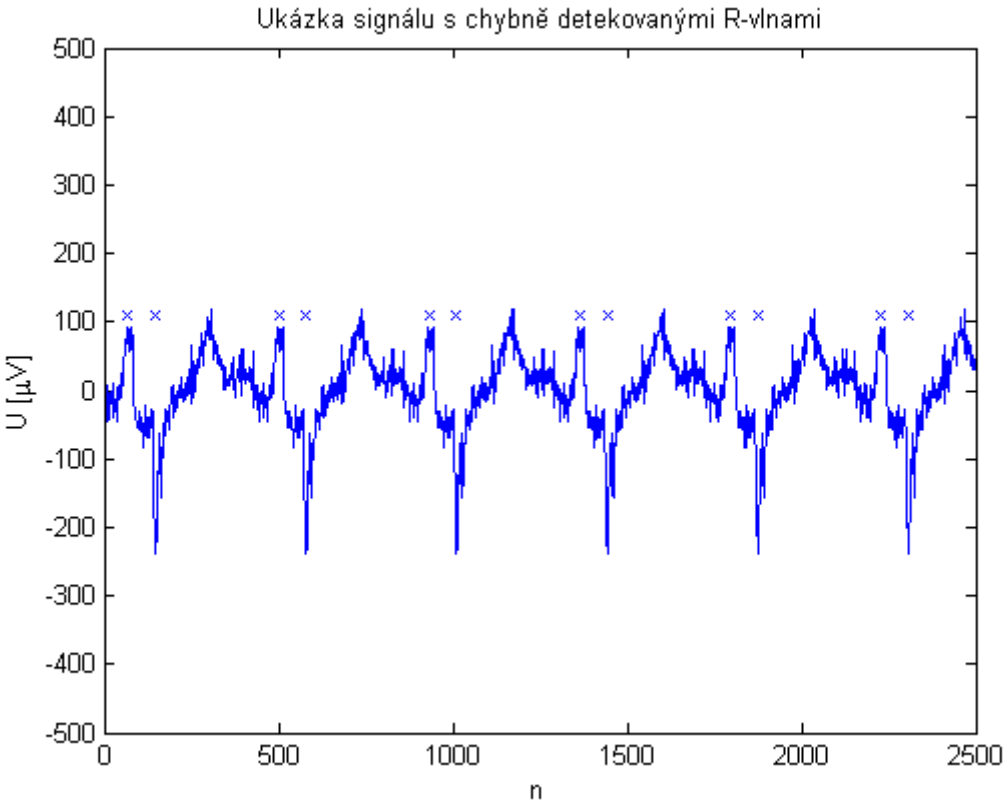
Ověření předpokladu, že filtr se ziskem -0,5 dB bude generovat chybu nepřesahující 10 μV, budeme provádět v programu MATLAB. K dispozici máme databázi umělých signálu CSE, konkrétně soubory MA1_001_12.mat až MA1_125_12.mat. Každý z těchto souborů obsahuje data dvanácti svodů. Jedná se tedy o 1500 průběhů. Vzorkovací frekvence signálů je 500 Hz. Jak již bylo řečeno, signály jsou umělé. Daný soubor má konstantní frekvenci EKG a neobsahuje žádný drift. Jsou tedy ideální pro určení vzniklé chyby. Každý průběh bude filtrován třemi filtry. První je filtr, kde je mezní frekvence rovna frekvenci EKG. Druhý filtr má na původní mezní frekvenci zisk -0,5 dB a poslední filtr má zisk -3 dB. Výstup každého filtru je odečten od původního signálu. Tím získáme právě chybu, kterou filtr způsobuje. Výsledky jsou postupně ukládány do vektoru, ze kterého jsou následně dále zpracovávány.

4.3 Realizace

4.3.1 Detektor QRS komplexu

Abychom mohli stanovit mezní frekvenci, je nejprve potřeba zjistit frekvenci EKG. K tomuto účelu používáme detektor QRS komplexu, který vytvořil Ing. Martin Vítek Ph.D. V první fázi tvorby programu jsme používali vlastní detektor QRS komplexu. Část testovaných signálů má ale nestandardní průběh a detektor Ing. Vítka prokazoval vyšší úspěšnost při detekci. Samotná detekce QRS komplexů a přesné určení jejich poloh je pro náš program zcela zásadní. Ze zjištěných údajů je

vypočítávána mezní frekvence filtru a také je na základě zjištění polohy R-vln signál zkracován na celočíselný počet period. U několika průběhů však i tento detektor selhal a špatně určil polohu R-vlny. U špatně detekovaných signálů, vzhledem k nestandardnímu průběhu, detekoval kromě R-vlny ještě další vlnu a tím pádem vznikaly při zkracování signálu, odečítání střední hodnoty i při výpočtu mezní frekvence výrazné chyby.



Obr. č. 3 Ukázka špatné detekce R-vln

Jak je z grafu patrné, byly detekovány dvě vlny a následné výpočty byly zcela znehodnoceny. Tyto signály byly proto z měření vyřazeny. Jejich seznam se nachází v příloze.

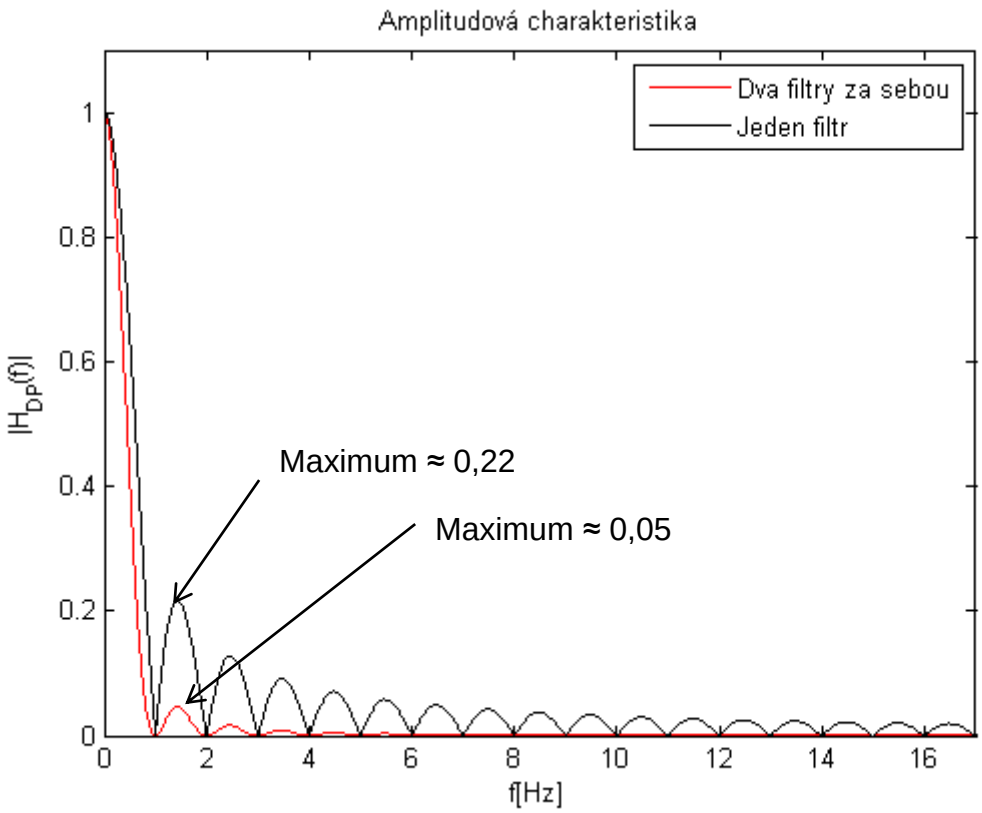
4.3.2 Filtrace

Před začátkem samotné filtrace je nutno od původního signálu odečíst jeho stejnosměrnou složku. Ta by totiž mohla způsobovat výrazné chyby při závěrečném vyhodnocení. Odstranění této složky je realizováno odečtením střední hodnoty signálu od samotného signálu. Aby však nedošlo k dalšímu zkreslení, je potřeba nejprve signál zkrátit na přesný počet period. Pokud by signál neměl délku

celočíselného počtu period, odečtení střední hodnoty by stejnosměrnou složku neodstranilo, popuze by změnilo její hodnotu.

Z detektoru QRS získáme souřadnice komplexů, následně z nich vypočteme frekvenci EKG. Z této frekvence vypočítáme pomocí vzorce (10) konstantu K, pro filtr s mezní frekvencí rovnou frekvenci EKG. Pomocí koeficientů c pro dané filtry spočítáme i další konstanty K pro zbylé dva filtry.

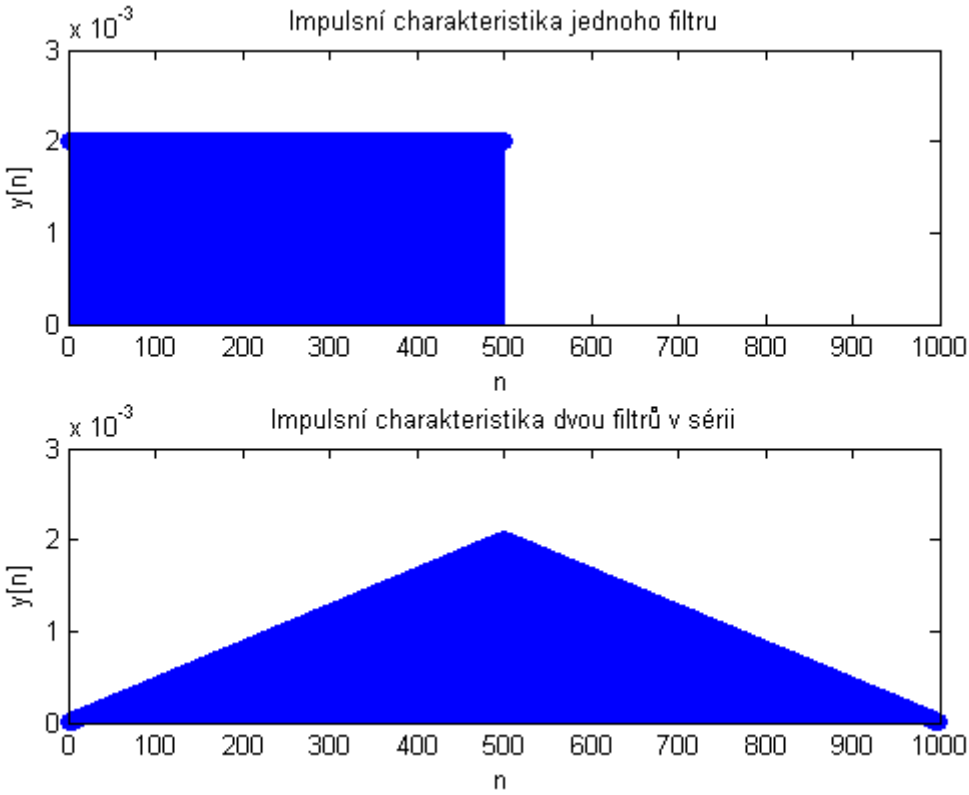
Jako filtr používáme horní propust odvozenou z Lynnovy dolní propusti. Abychom dosáhli co nejmenšího zvlnění amplitudové frekvenční charakteristiky, je zvolen postup doporučovaný v [8], tedy řazení dvou filtrů za sebou. Jak je vidět na obrázku číslo 3, je výsledné zvlnění znatelně nižší, než v případě pouze jednoho filtru. V případě jednoho filtru má největší lalok velikost asi 0,22. V případě zapojení dvou filtrů za sebou se velikost největšího laloku sníží asi na 0,05. Velikost laloku je tedy přibližně čtvrtinová.



Obr. č. 4 Ukázka amplitudové charakteristiky filtrů pro mezní frekvenci 1 Hz

Sériovým zapojením dvou totožných filtrů dojde také k významné změně impulsní charakteristiky. Jeden samotný filtr má impulsní charakteristiku obdélníkovou. Délka je K-1. Impulsní charakteristika dvou filtrů v sérii je vytvořena

konvolucí jejich impulsních charakteristik. Výsledný tvar je trojúhelníkový a délka je 2K-1. Rozdíl je vidět na obrázku číslo 5.



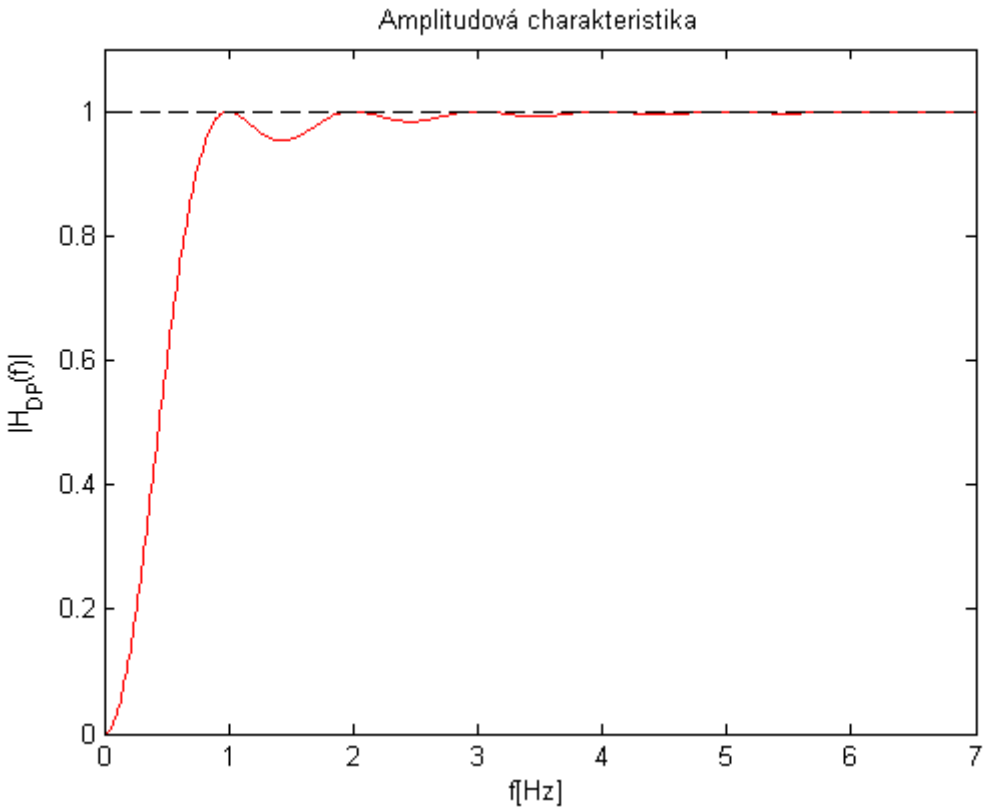
Obr. č. 5 Impulsní charakteristika filtrů pro K=500

Máme tedy dolní propust tvořenou dvěma filtry v sérii, které značně snižují velikost zvlnění amplitudové charakteristiky. Abychom získali propust horní, je potřeba upravit impulsní charakteristiku podle vzorce z [8].

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau} - H_{DP}(z), \tag{12}$$

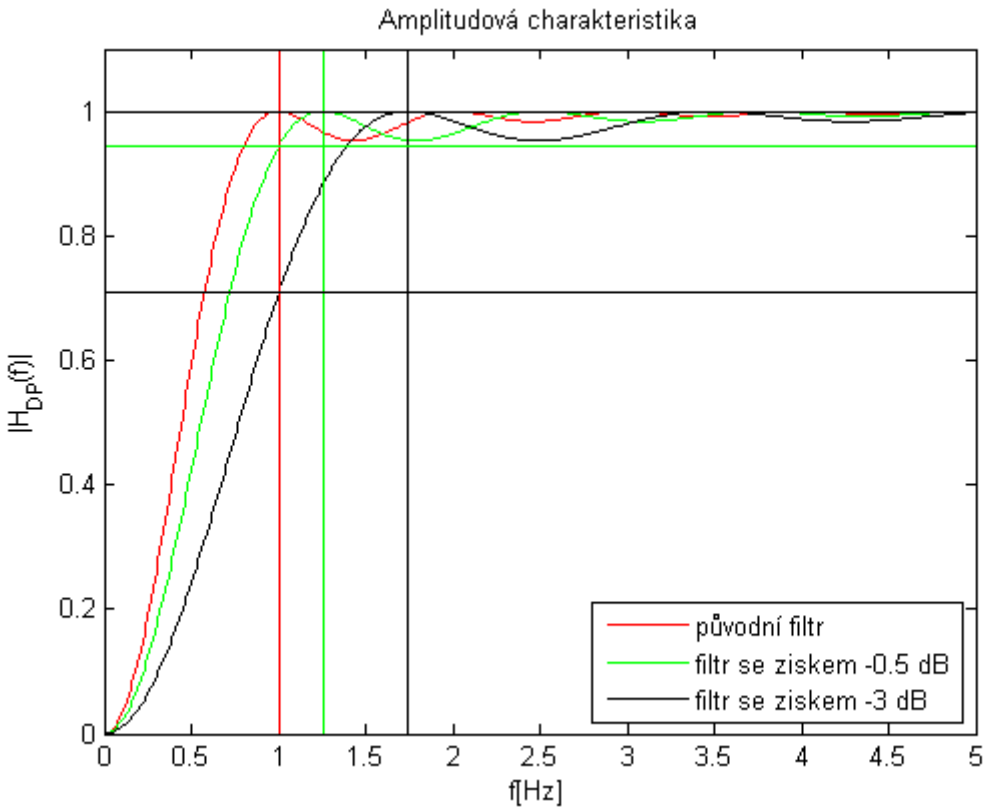
kde $\tau = K - 1$.

Amplitudová charakteristika výsledné horní propusti je vidět na obrázku číslo 6.



Obr. č. 6 Amplitudová charakteristika výsledného filtru

Spolu s filtrem s mezní frekvencí rovnou frekvenci EKG vytváříme také filtry s námi definovaným ziskem. Konstantu K pro filtr se ziskem -0,5 dB dělíme koeficientem 1,253 a koeficientem 1,740 pro filtr se ziskem -3 dB. Na obrázku číslo 7 je vidět rozdílná šířka propustných pásem jednotlivých filtrů.



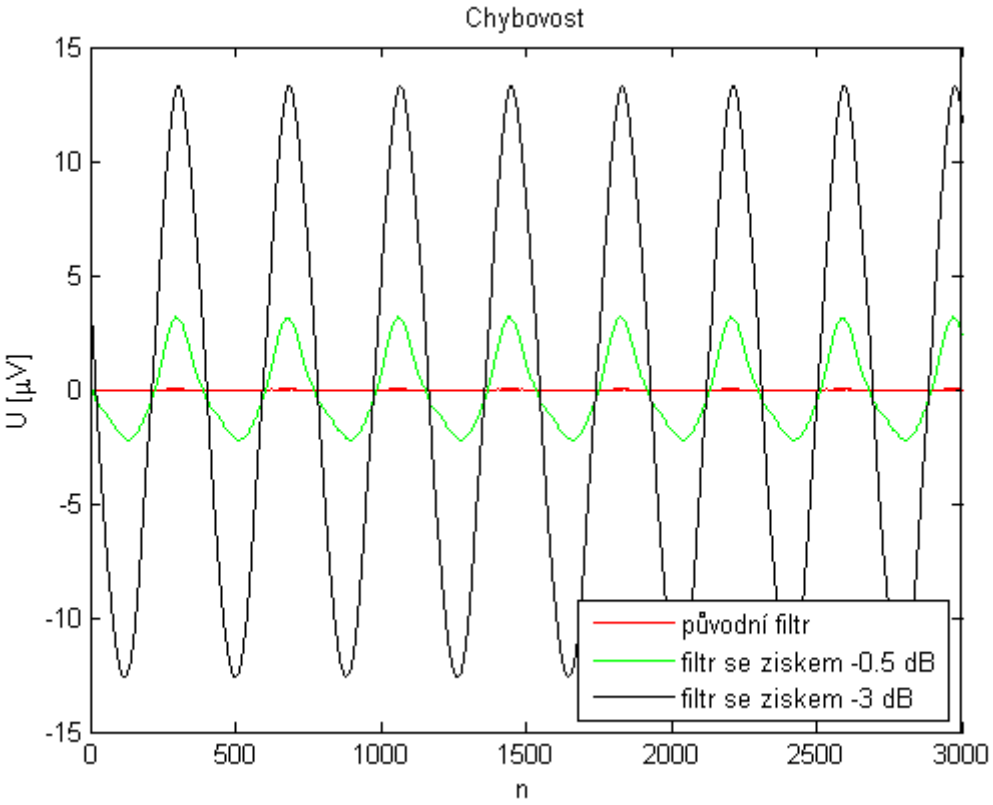
Obr. č. 7 Porovnání amplitudových charakteristik filtrů

Následuje již tedy samotná filtrace. Po odstranění zpoždění je výstup filtru odečten od původního signálu. Tímto způsobem je získán chybový vektor každého filtru. Chyby jednotlivých souborů respektive svodů jsou pro dané filtry ukládány do vektorů, které budou následně zpracovávány. Na výstupu programu jsou tedy tři histogramy. Každý je specifický pro daný filtr.

4.4 Vyhodnocení

Samotné vyhodnocení bude obsahovat tři prvky. Jedním bude grafické znázornění pomocí histogramu. Dalšími prvky budou střední hodnota a směrodatná odchylka.

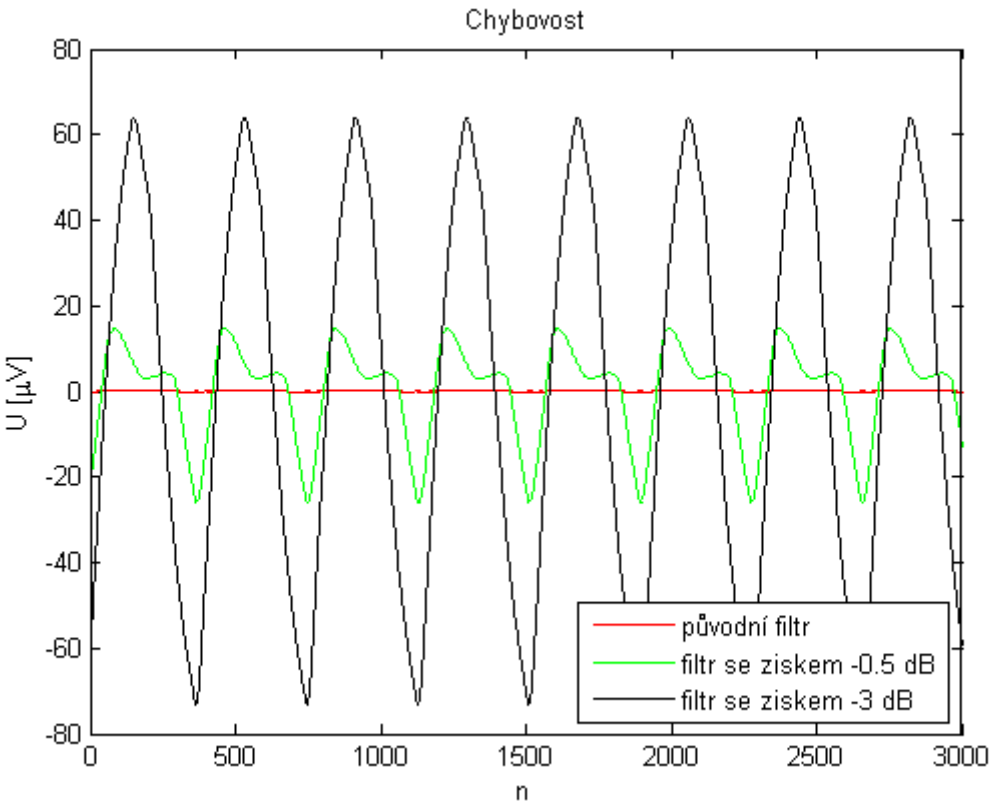
Pokud bychom vybrali soubor a svod, který by plně odpovídal našim předpokladům a dal by se označit jako ideální, jednalo by se o soubor MA1_012_12.mat svod číslo 1. Výsledný graf chybovosti vypadá takto.



Obr. č. 8 Ideální chybovost

Jak je vidět, chyba původního filtru je nulová. Drobné záchvěvy v grafu jsou zapříčiněny způsobem vykreslení a po přiblížení zmizí. Chyba filtru se ziskem -0,5 dB je v rozmezí -2,4 až 3 µV a chyba filtru se ziskem -3 dB je v rozmezí ±13 µV. Pokud by takto vypadaly průběhy chybovosti u všech souborů, dalo by se uvažovat o posunutí zisku až za hranici -1 dB a tím zlepšení samotné filtrace driftu.

V některých případech však byla chyba mnohem větší a výrazně překračovala hranici 10 µV i u filtru se ziskem -0,5 dB. Jako příklad uvedeme soubor MA1_125_12.mat svod číslo 9.

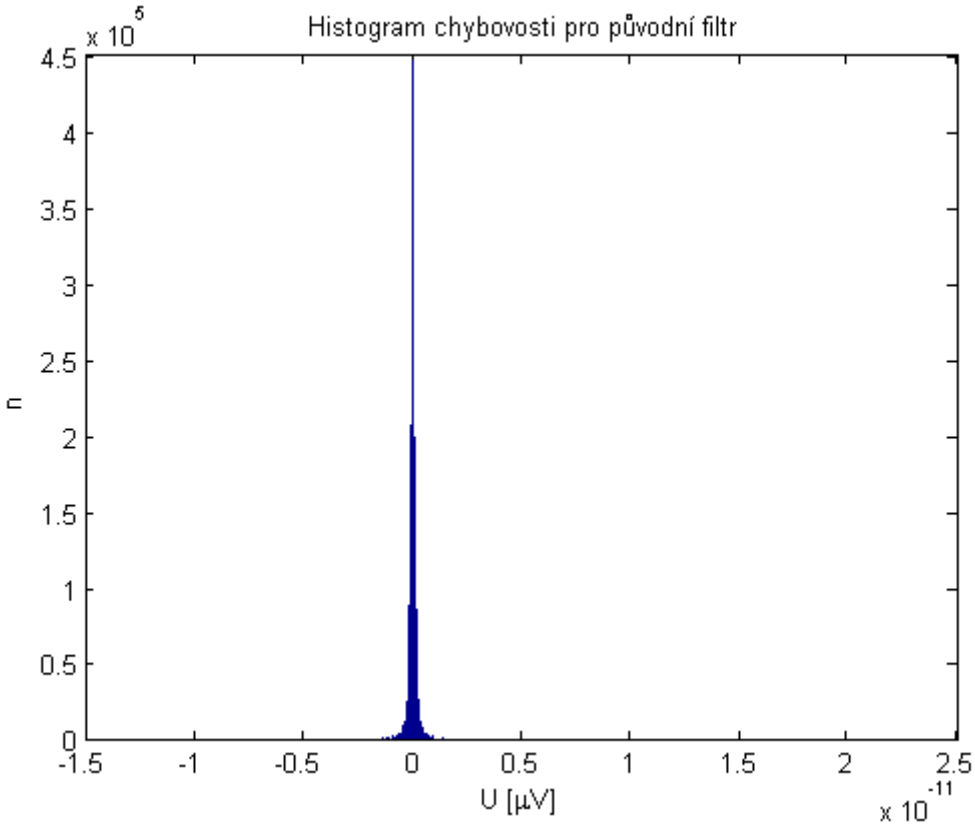


Obr. č. 9 Velká chybovost

Abychom zamezili ovlivnění chyby částí chybového signálu, která je ovlivněna zpožděním a „náběhem“ filtru, je z každého svodu každého souboru vybrán chybový vektor o délce 1400 prvků. Celkem máme tedy z každého filtru více jak 2000000 hodnot, které dále zpracováváme.

4.4.1 Původní filtr

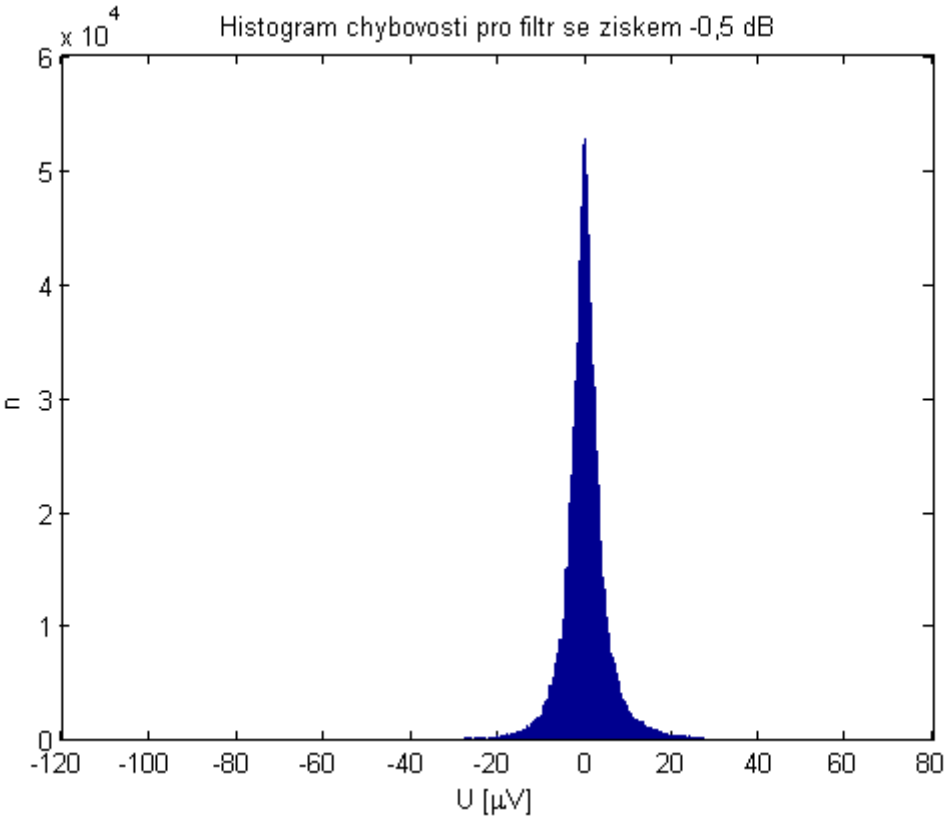
Střední hodnota chyby původního filtru je $-2{,}2498 \cdot 10^{-16}$ µV a směrodatná odchylka je $2{,}6638 \cdot 10^{-13}$ µV. Chybovost tohoto filtru vyšla naprosto podle předpokladů. Můžeme tedy s jistotou tvrdit, že pokud je mezní frekvence filtru nastavena na frekvenci EKG a propustné pásmo není nijak upraveno, nedochází k žádnému poškození samotného signálu EKG.



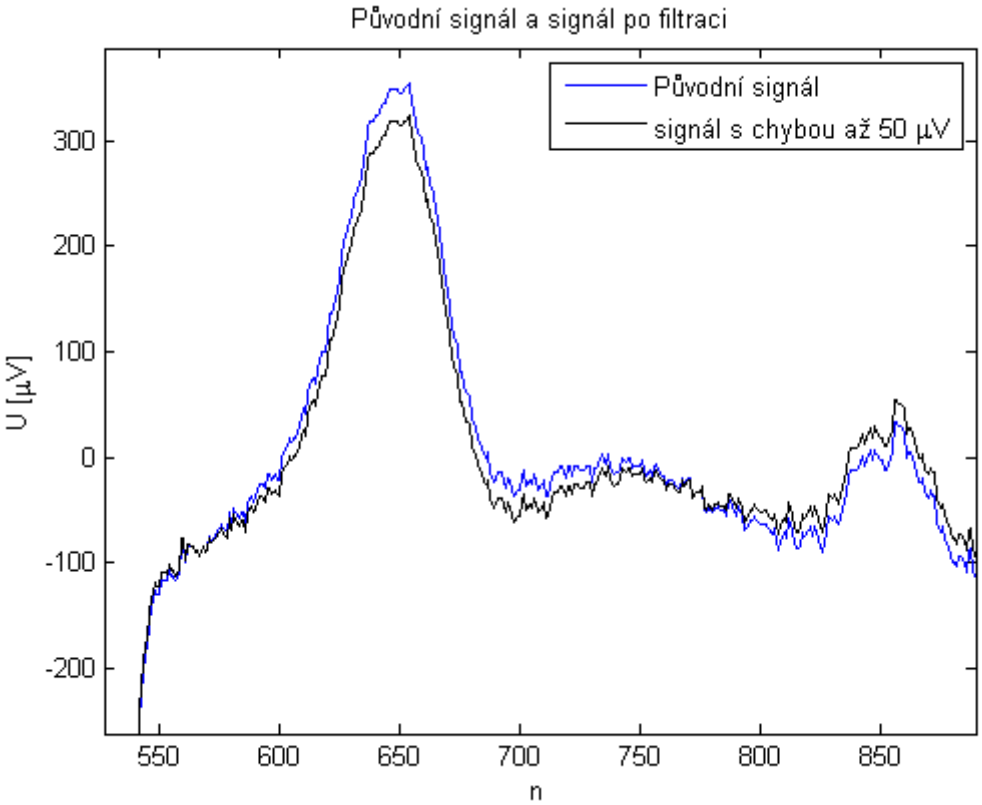
Obr. č. 10 Histogram chybovosti původního filtru

4.4.2 Filtr se ziskem -0,5 dB

Filtr se ziskem -0,5 dB již měl chybovost v mnohem větším rozsahu. Střední hodnota chyby původního filtru je $0{,}0124$ µV a směrodatná odchylka je $6{,}1209$ µV. Jak je vidět na obrázku číslo 12, při chybě na hranici 50 µV je zkreslení signálu již značné. V našem případě se ale naprostá většina hodnot nacházela ve stanoveném rozsahu ±10 µV. Tento filtr může být tedy také považován za použitelný. K jistému poškození signálu dochází, ale chybovost je ve většině případů ve stanovených mezích.



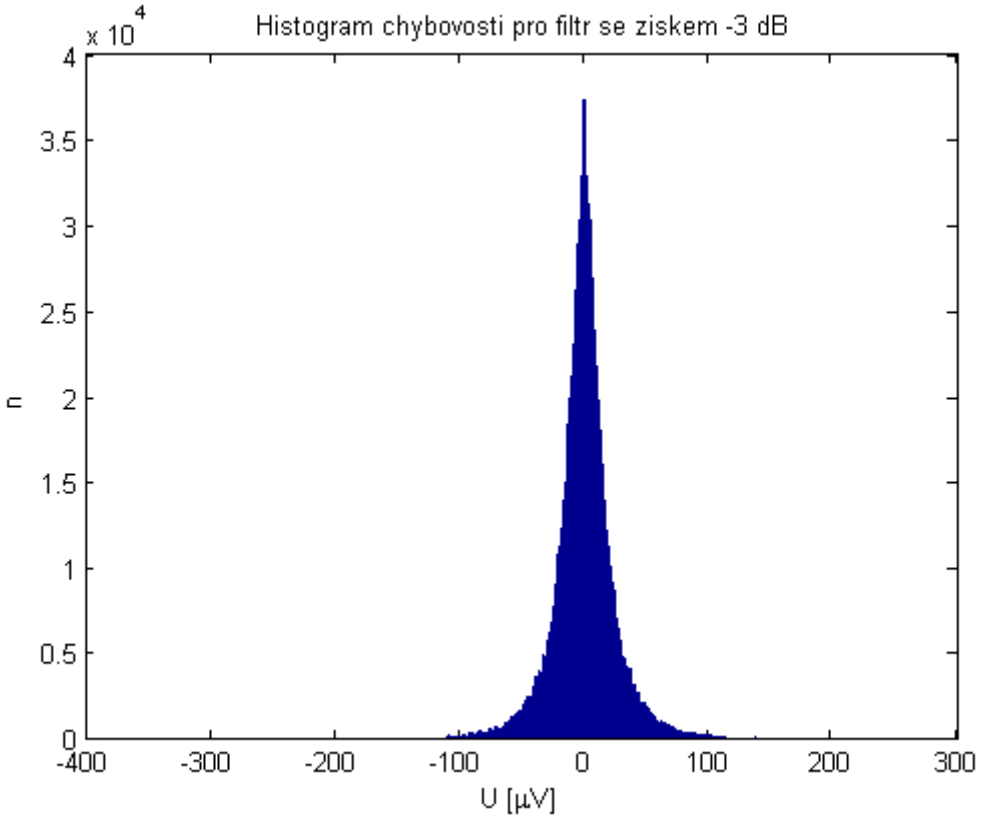
Obr. č. 11 Histogram chybovosti filtru se ziskem -0,5 dB



Obr. č. 12 Porovnání původního signálu a signálu po filtraci

4.4.3 Filtr se ziskem -3 dB

Filtr se ziskem -3 dB vykazoval dle předpokladů chybovost nejvyšší. I tento filr ale generuje chybové hodnoty, které jsou ojedinělé a od průměru se liší opravdu hodně. Maximální odchylka je 320 µV. Většina hodnot se však vyskytuje v rozmezí ± 50 µV. Střední hodnota chyby původního filtru je $0{,}0339$ µV a směrodatná odchylka je $26{,}2635$ µV. Chyby, které tento filtr vykazuje, ale znemožňují jeho použití v praxi, neboť jsou příliš vysoké a zkreslení samotného signálu je již značné.



Obr. č. 13 Histogram chybovosti filtru se ziskem -0,5 dB

Celkově lze tedy říci, že všechny filtry splnily naše předpoklady. Původní filtr negeneruje při filtraci žádnou chybu. Filtr se ziskem -0,5 dB generuje chybu v námi stanovených mezích a je tedy ideálním kompromisem mezi účinností při potlačení rušení a poškozením samotného signálu. Filtr se ziskem -3 dB signál poškozuje již hodně a je tedy dále nepoužitelný.

5 Potlačení driftu pomocí nulování spektrálních čar

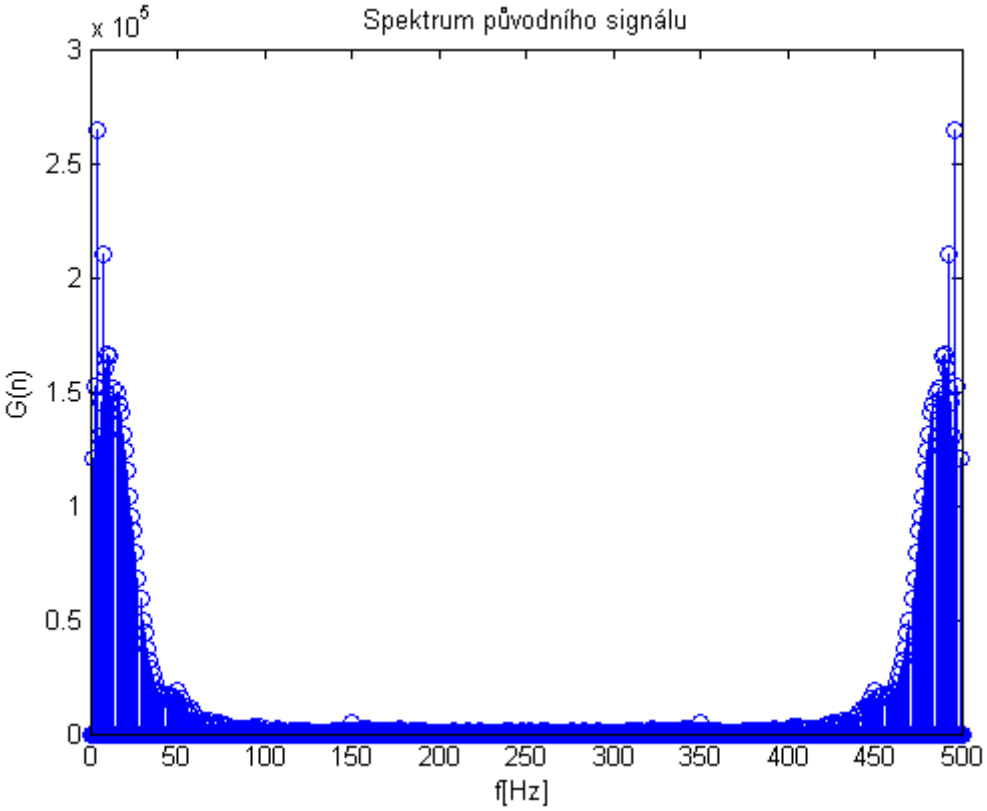
5.1 Teoretické předpoklady

Filtrace pomocí nulování spektrálních čar je ideálním způsobem, jak ze signálu odstranit rušení, které má snadno definovatelný frekvenční rozsah.

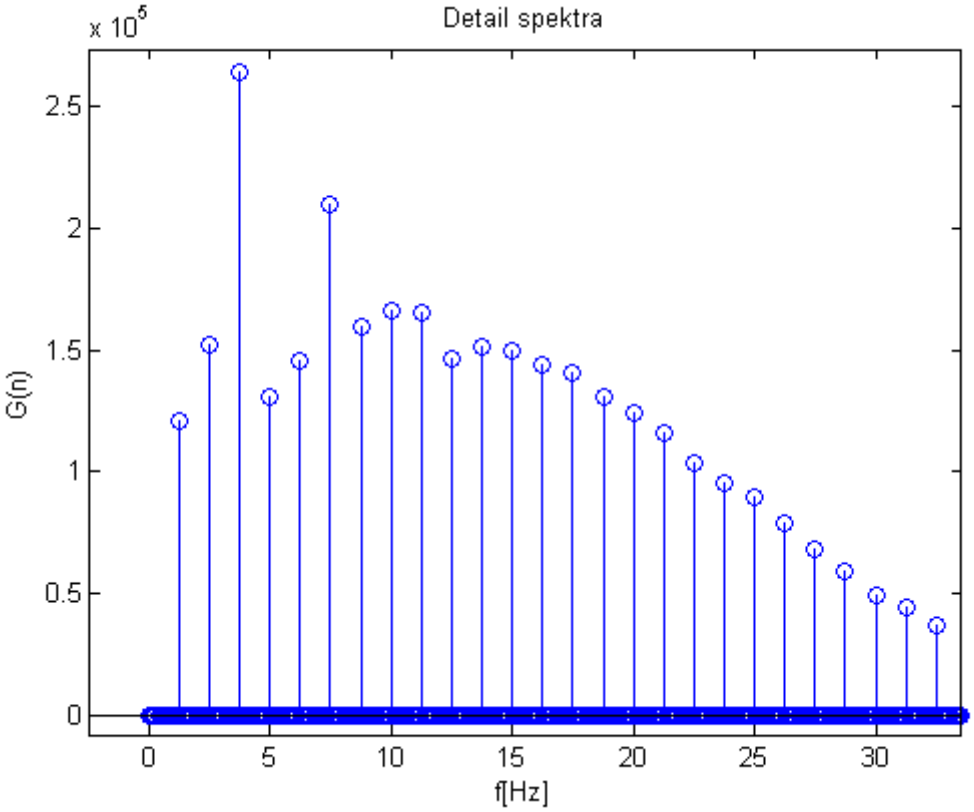
Princip metody nulování spektrálních čar je snadný. Pomocí rychlé Fourierovy transformace získáme spektrum signálu. Spektrum by mělo být ideálně čárové. Toho lze ale dosáhnout pouze pokud má signál konečný, celočíselný počet period. Po získání spektra je ihned patrné zastoupení frekvencí. Stačí vybrat frekvence, které chceme odstranit a ze spektra je vymazat, respektive nahradit nulovou hodnotou. Nesmíme však zapomenout, že spektrum je souměrné a tudíž je potřeba vynulovat i hodnoty na druhé straně. Po vynulování požadovaných frekvencí použijeme zpětnou Fourierovu transformaci, abychom získali zpět samotný signál, nyní již však zbavený nežádoucího šumu. [8]

5.2 Realizace

Program MATLAB je na tento způsob práce se signálem vybaven mnoha funkcemi a knihovnami. Pro získání spektra signálu použijeme funkci `fft`. Jedná se o rychlou Fourierovu transformaci. Po vykreslení absolutní hodnoty získáme takovýto graf.

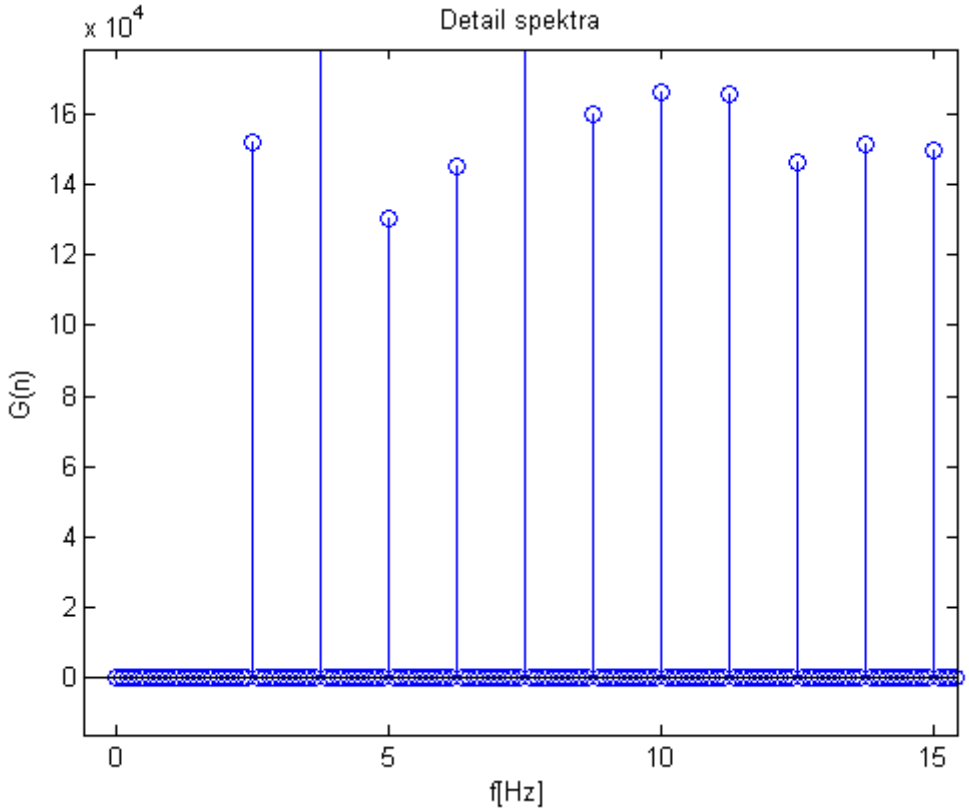


Obr. č. 14 Ukázka spektra signálu



Obr. č. 15 Detail spektra původního signálu

Z grafů je patrné, že po dodržení pravidla s konečným počtem period v signálu je spektrum čárové. Pokud bychom tedy chtěli ze signálu odstranit frekvence nižší 2 Hz, vynulujeme prvky, které této frekvenci odpovídají. Spektrum by poté vypadalo takto.



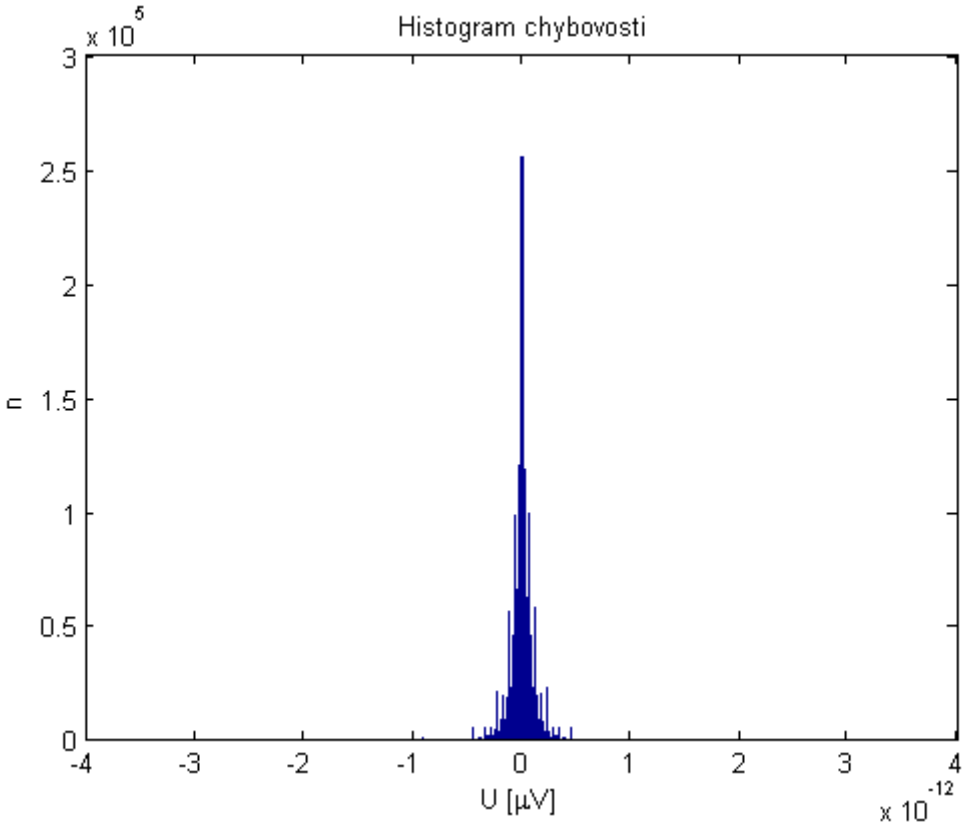
Obr. č. 16 Detail spektra po vynulování

Původní spektrum obsahovalo Před hranicí 5 Hz tři spektrální čáry. Po nulování již obsahuje pouze dvě. Byly vynulovány všechny prvky, které měly frekvenci nižší než 2 Hz. Po tomto kroku již jen stačí pomocí příkazu `ifft` převést zpět do původní podoby.

V našem případě je mezní frekvence pro nulování nastavena na frekvenci EKG. Filtrace by tedy neměla nijak poškodit samotný signál EKG. Předpokládáme tedy, že chyba generovaná tímto způsobem filtrování bude nulová.

5.3 Vyhodnocení

Dle předpokladů je generovaná chyba téměř nulová. Střední hodnota chyby původního filtru je $-4{,}7609 \cdot 10^{-16}$ μV a směrodatná odchylka je $1{,}112 \cdot 10^{-13}$ μV.



Obr. č. 17 Histogram chybovosti po nulování spektrálních čar

Filtrace pomocí nulování spektrálních čar je tedy nejlepší metodou pro odstranění driftu. Nedochází při ní k poškození samotného signálu a výsledné chyby jsou menší než u původního Lynnova filtru s mezní frekvencí nastavenou na frekvenci EKG. Nelze ji však provádět on-line, a tudíž je v praxi těžko využitelná.

6 Potlačení síťového rušení - brumu

6.1 Teoretické předpoklady

Rušení, zvané brum, se do signálu EKG dostane z běžné napájecí sítě. V evropských zemích má frekvenci téměř přesně 50 Hz. Někdy se v signálu objeví i vyšší harmonické složky.

Abychom dokázali toto rušení odstranit, je potřeba vytvořit filtr, který bude úzkopásmový, aby odstranil pouze brum a samotný signál byl co nejméně poškozen. Ideálním způsobem pro filtraci brumu je již zmíněná filtrace pomocí nulování spektrálních čar, ale v praxi se používá klasické filtrování, především kvůli možností on-line zpracování. [8]

6.2 Definování filtrů

Vzhledem k malé obtížnosti návrhu a možnosti vytvořit velice úzké propustné/nepropustné pásmo tedy využijeme filtry Lynnova typu. Navrhneme vícepásmovou propust. V této práci použijeme filtr, jehož frekvenční charakteristiku lze popsat pomocí již zmíněné rovnice (6) ze strany dvanáct.

Konstanta K je počítána ze vzorce převzatého z [8]

$$K = \frac{2 \cdot fvz}{p \cdot B}, \tag{13}$$

kde *fvz* je vzorkovací frekvence signálu, *p* je počet propustných pásem a *B* je požadovaná šířka pásma. Náš filtr bude mít pět propustných pásem. Konstanta *p* tedy bude rovna pěti.

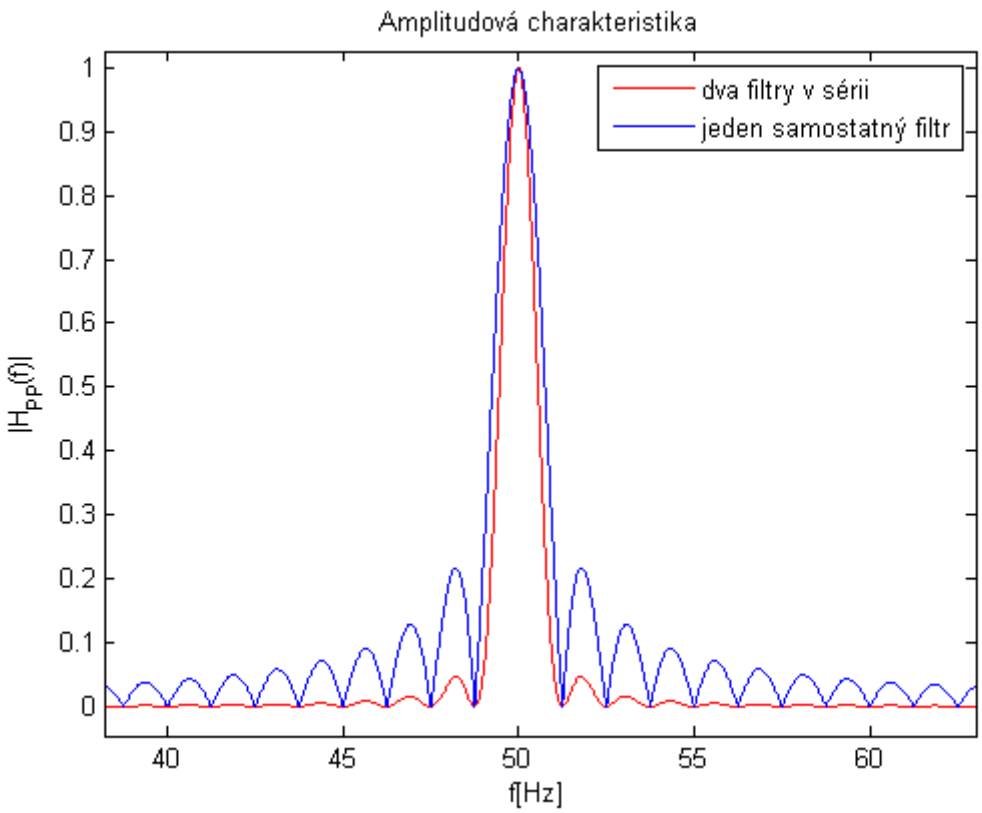
6.3 Realizace

Jelikož jsou naše signály umělé, a i když některé z nich obsahují jistý druh šumu, není přesně definován. Je tedy potřeba k původnímu signálu rušení přičíst. Používáme sinusovou vlnu o frekvenci 50 Hz a amplitudě 50 μV.

Při návrhu tohoto filtru vycházíme z [11], kde je uvedeno, že pokud je délka impulsní charakteristiky filtru shodná s délkou periody signálu EKG, je další prodlužování impulsní charakteristiky zbytečné. Při splnění této podmínky totiž

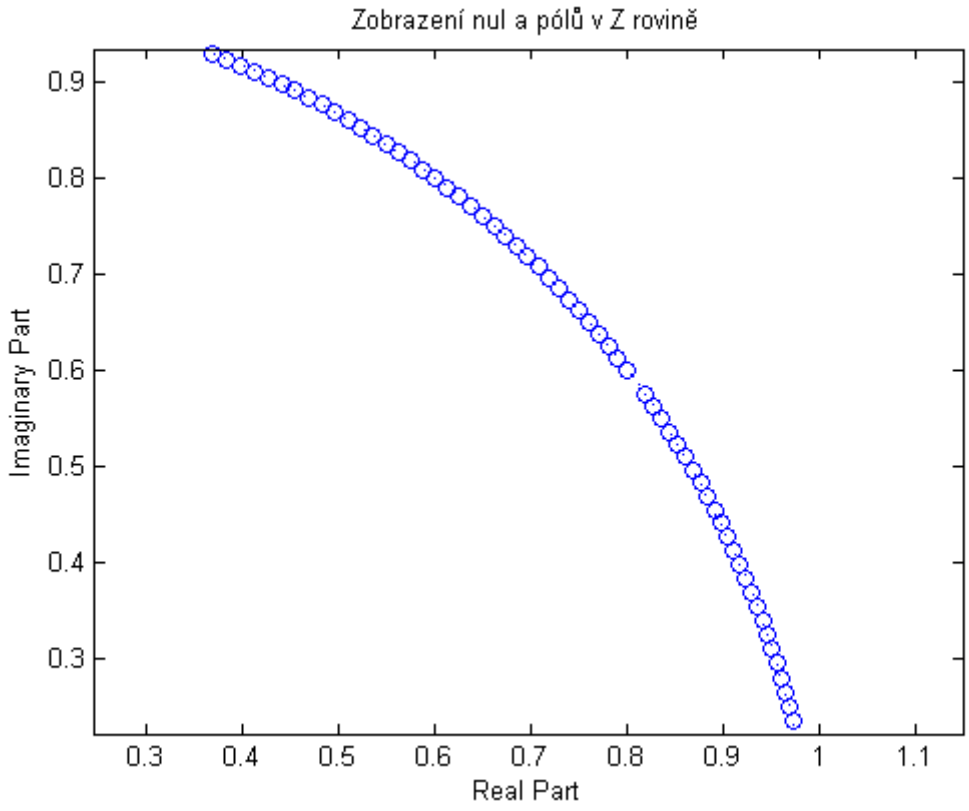
dochází k ideální filtraci a další prodloužení impulsní charakteristiky nemá na výslednou chybu vliv.

Opět používáme systém dvou filtrů řazených v sérii, abychom snížili zvlnění amplitudové charakteristiky. Použití dvou filtrů v sérii způsobí prodloužení impulsní charakteristiky přesně na délku dvou period signálu EKG. Impulsní charakteristika výsledného filtru bude mít tvar tlumených trojúhelníkových kmitů. Výstupní signály jsou v okolí QRS komplexů zkresleny, přičemž tvar a doba zkreslujících kmitů závisí na tvaru a délce impulsní charakteristiky filtru. Pokud tedy použijeme délku přesně dvou period, budou chybové kmity mezi komplexy interferovat a výsledné kmity budou mít konstantní amplitudu.

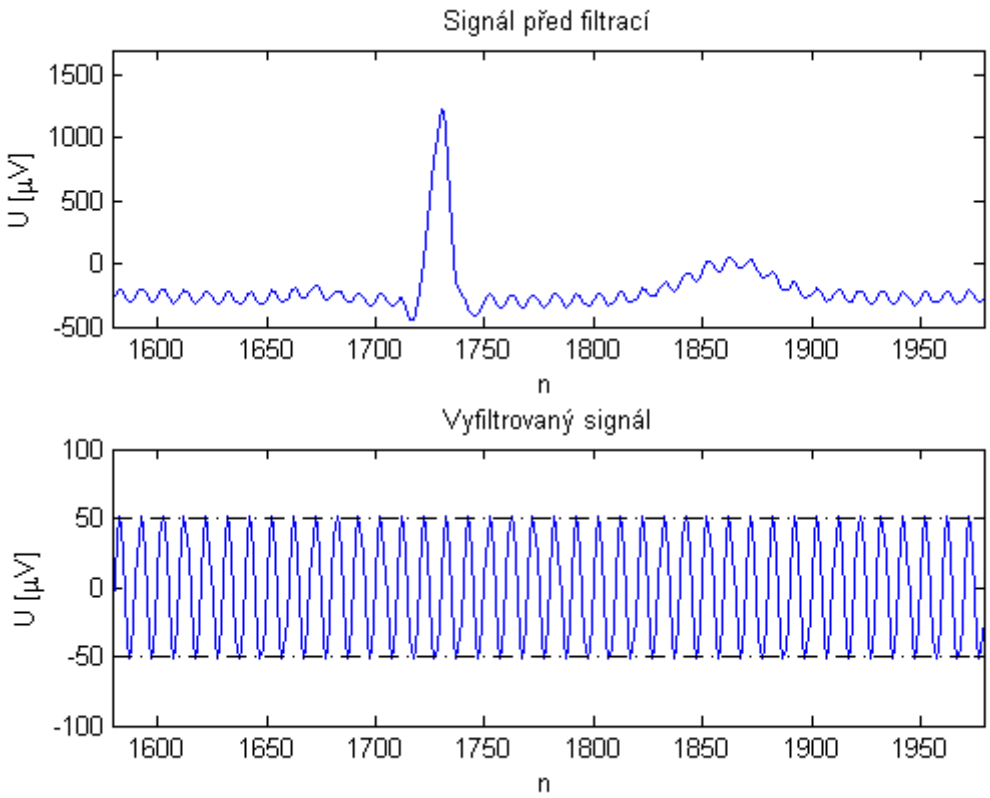


Obr. č. 18 Ukázka amplitudové charakteristiky filtrů na potlačení síťového rušení

Jak již bylo řečeno, jedná se o filtr vícepásmový. V našem případě je nastaven na potlačení pěti pásem. Tato vlastnost je dobře viditelná při zobrazení pomocí jednotkové kružnice. Pro lepší viditelnost je graf přiblížen do pravého horního kvadrantu. Stejných míst na kružnici se nachází cekem pět. Tato kružnice odpovídá impulsní charakteristice pro jeden samostatný filtr.

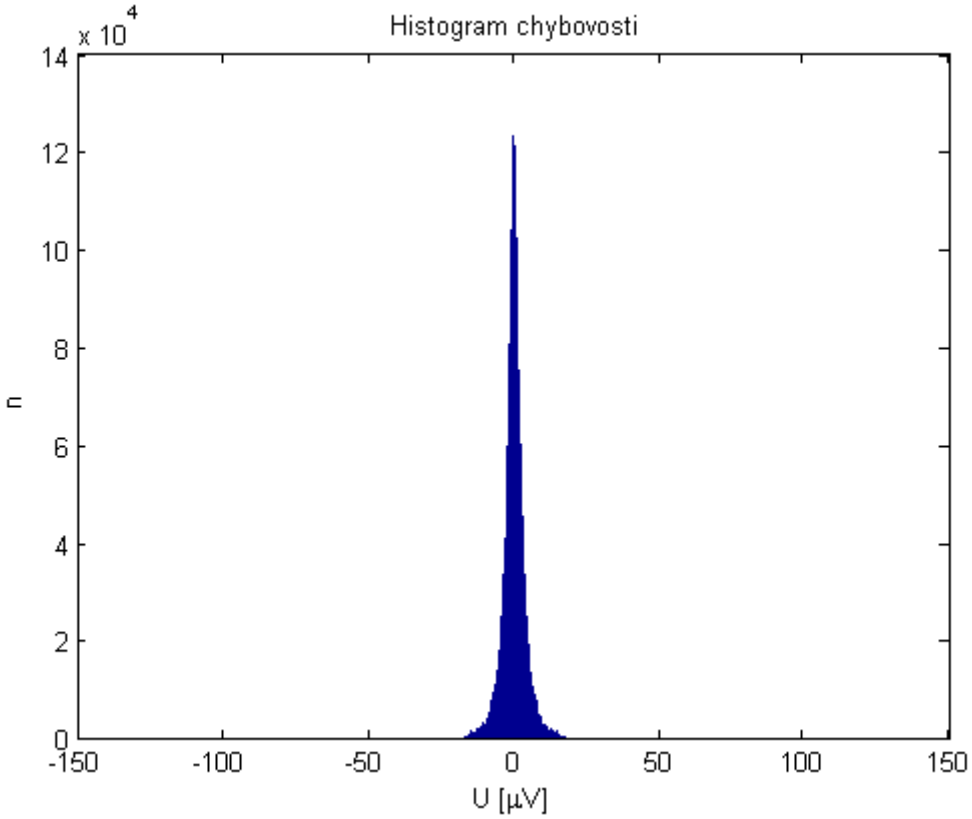


Obr. č. 19 Zobrazení nul a pólů v Z rovině pro jeden samostatný filtr



Obr. č. 20 Ukázka vyfiltrovaného signálu

Na grafu vyfiltrovaného signálu na obrázku číslo devatenáct jsou vyznačeny hranice ±50 μV. Je vidět, že ze signálu je odfiltrována kompletní složka obsahující sinusovou vlnu, kterou jsme jako umělé rušení k signálu na začátku programu přičetli. Další prodloužení impulsní charakteristiky by mělo za následek pouze zvýšení náročnosti výpočtů a prodloužení signálu poškozeného zpožděním a přechodným jevem, ale zlepšení samotné filtrace již možné není.



Obr. č. 21 Histogram chybovosti filtrace síťového rušení

Střední hodnota chyby původního filtru je $-1{,}1492 \cdot 10^{-4}$ μV a směrodatná odchylka je $5{,}4082$ μV. Naprostá většina hodnot je opět v intervalu ±10 μV, který máme stanovený jako limitní. Chyby, které se výrazně odchylují od normálu, jsou pravděpodobně způsobeny samotnými původními signály. Jak je již psáno výše, signály mohou obsahovat a obsahují jisté nedefinované rušení. Některé z nich obsahují rušení na frekvenci 60 Hz a některé obsahují rušení na frekvenci 50 Hz. Pokud tedy odstraňujeme ze signálu uměle přidanou složku, která má 50 Hz, a signál již toto rušení původně měl, při závěrečném hodnocení se její odstranění bude jevit jako chyba.

7 Závěr

V první části této práce bylo cílem seznámit se s problematikou filtrování signálu EKG a vytvořit takovou horní propust, která by filtrovala drift účinněji než filtr s mezní hodnotou nastavenou na pevné hodnotě. Výstupní signál takového filtru by se od signálu vstupního neměl lišit o více než 10 μV.

Návrh filtrů spočíval nalezení frekvence R-vln v signálu. Tato frekvence následně byla použita jako mezní frekvence. Realizovali jsme tři filtry, kde jsme postupně rozšiřovali propustné pásmo.

Původní filtr s mezní frekvencí rovnou frekvenci EKG ve všech případech splnil naše předpoklady a vykazoval chybu blížící se nule.

Filtr se ziskem -0,5 dB na mezní frekvenci již způsoboval chyby větší, ale stále byla naprostá většina hodnot z intervalu ±10 μV, který byl stanoven jako hraniční. Objevovali se sice i hodnoty výrazně odlehlé od normálu, ale jejich počet vzhledem k celkovému počtu hodnot byl zanedbatelný. Tento filtr by tedy byl použitelný pro další vývoj pro použití v praxi.

Filtr se ziskem -3 dB generoval dle předpokladů chybu největší. Tato chyba však v mnoha případech dosahovala úrovně 400 μV. Tyto chyby již výrazně překračovali stanovené hranice, tudíž je tento filtr nepoužitelný.

V další části práce jsme filtrovali pomocí metody nulování spektrálních čar. Ta také splnila naše očekávání a generovala chybu téměř nulovou. Chyba byla ještě menší než v případě původního Lynnova filtru, který je popisován výše. Tato metoda je však v praxi nepoužitelná vzhledem k nutnosti zpracování off-line.

V poslední části této práce jsme se zaměřili na filtraci síťového rušení, tzv. brumu. Opět jsme použili filtry Lynnova typu. Vycházeli jsme s poznatků ze zdroje [11], kde jsou uvedeny informace o nastavení optimální délky impulsní charakteristiky. Pokud jsme tyto podmínky dodrželi, výsledný filtr úspěšně rušení odfiltroval, minimálně poškozoval signál a byl ideálním filtrem z hlediska hardwarové náročnosti a generování chyb. Další prodlužování impulsní charakteristiky a spolu s tím i výpočtové náročnosti totiž nemá smysl.

Literatura

[1] SMÉKAL, Z. *Číslicové filtry*. 1. vyd. Brno: VUT, 1993, 136 s. ISBN 80-214-0500-7.

[2] JEHLIČKA, K. a J. KOZUMPLÍK. *Zpracování biologických signálů*. 1. vyd. Praha : SNTL, 1982. 261 s.

[3] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.

[4] KOZUMPLÍK, J. a J. JAN; KOLÁŘ, Radim. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. 1. vyd. Brno : VUT, 2001. 72 s. ISBN 80-214-1964-4.

[5] SILBERNAGL, S. a A. DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka.* 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.

[6] GACEK, A. a W. PEDRYCZ. *ECG signal processing, classification and interpretation: a comprehensive framework of computational intelligence.* New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2011. ISBN 978-085-7298-676.

[7] KOLÁŘ, R. Přednášky z předmětu ALDT. FEKT VUT v Brně, 2012

[8] KOZUMPLÍK, J. Přednášky z předmětu AABS. FEKT VUT v Brně, 2011

[9] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-802-4732-404.

[10] ŠTEJFA, M. Kardiologie. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, 722 s. ISBN 978-802-4713-854.

[11] KOZUMPLÍK, J. a J. HOLČÍK. Číslicový filtr pro potlačení síťového rušení v signálech EKG. *Lékař a technika*. 1989, roč. 20, 3/89, s. 56-59. ISSN 0301-5491.

Přílohy

Seznam signálů s chybnou detekcí R-vln

MA1_009_12.mat, svod číslo 6

MA1_022_12.mat, svod číslo 1

MA1_054_12.mat, svod číslo 4

MA1_070_12.mat, svod číslo 1

MA1_087_12.mat, svod číslo 6

MA1_093_12.mat, svod číslo 6

MA1_094_12.mat, svod číslo 1