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

ČASOVĚ PROMĚNNÁ FILTRACE SIGNÁLŮ EKG

TIME VARYING FILTERS FOR ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. JAN PETEREK
AUTHOR

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

BRNO 2013

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student:	Bc. Jan Peterek	***ID:***	115111
Ročník:	2	***Akademický rok:***	2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Časově proměnná filtrace signálů 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 vícepásmové zádrže odvozené z Lynnových filtrů pro potlačení uvedeného rušení pro vzorkovací kmitočet 500 Hz. 3) Navržené filtry testujte na signálech databáze CSE, která vám bude zpřístupněna. 4) Navrhněte a realizujte časově proměnné filtry uvedeného typu, jejichž mezní frekvence je nastavována podle aktuální tepové frekvence. 5) Zhodnoťte dosažené výsledky filtrace.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] TOMPKINS, W. J. (Editor): Biomedical Digital Signal Processing. New Jersey: Prentice-Hall, 1993.
[2] LYNN, P., A.: An Introduction to the Analysis and Processing of Signals. Macmillan, 1989.

Termín zadání:	11.2.2013	***Termín odevzdání:***	24.5.2013

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

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

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Úkolem této diplomové práce je vytvoření vícepásmové zádrže odvozené z Lynnových filtru pro potlačení síťového brumu a kolísání nulové izolinie (driftu). Práce se skládá v úvodu z teoretické části, kde je stručně seznámeno s typem rušení ovlivňující EKG signál a dvanácti svodovým zapojením pro snímání EKG signálů, a především z praktické části, kde byly vybrány 3 postupy realizace filtru a následná filtrace EKG signálů. Filtry byly testovány na zarušených i nezarušených EKG signálech. Následně byla počítána chybovost filtru především na signálech z databáze CSE.

Abstract

The aim of this master's thesis is to create a multiband stop derived from Lynn filters for suppressing mains hum and baseline variation (drift). The first part of the thesis is focused on brief theoretical introduction to the distortion types affecting ECG signal and twelve lead connection. The following practical part describes free realizations of ECG filter and ECG signal filtration. The filter has been tested both on distorted and on non-distorted signal. Finally filters' error rate was computed from CSE database signals.

Klíčová slova

EKG signál, filtrace EKG signálu, časově proměnné filtry, časově neproměnné filtry, vícepásmové zádrže, Lynnovy filtry, rušení, brum, drift, impulsní charakteristika, frekvenční charakteristika.

Key words

ECG signal, ECG signal filtering, time varying filters, multiband stop, Lynn filters, noise, mains hum (brum), zero isoline variation (drift), impulse response, frequency response.

Bibliografická citace

PETEREK, J. *Časově proměnná filtrace signálů EKG.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 84 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Časově proměnná filtrace signálů EKG vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové 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 22. května 2013 .....

podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval především svému vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc., který mě mnohému naučil, se vším mi vždy poradil a věnoval mi mnoho času a úsilí.

V Brně dne 22. května 2013 .....

podpis autora

Obsah

1. Úvod 6
2. Rušení, které ovlivňují EKG signál 7
2.1. Síťové rušení – brum 7
2.2. Kolísání nulové izolinie - drift 7
3. Dvanácti svodové zapojení pro snímání EKG signálu 8
4. Filtrace EKG signálu 9
4.1. Časově neproměnná filtrace 9
4.1.1. Realizace filtru 9
4.1.2. Filtrace signálu s názvem *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat* 18
4.1.3. Filtrace signálu z databáze CSE s názvem MA1_026_12.mat 25
4.2. Časově proměnná filtrace EKG signálu 30
4.2.1. Realizace filtrů 30
4.2.2. Kauzální časově proměnná filtrace 34
4.2.3. Nekauzální časově proměnná filtrace 48
4.3. Porovnání všech tří odlišných filtrací 55
4.4. Výpočet chybovosti filtrů na signálech z databáze CSE 63
4.4.1. Příklad výpočtu chybovosti filtru na signálu z databáze CSE s názvem MA1_026_12.mat 63
4.4.2. Výpočet chyby časově neproměnného filtru 63
4.4.3. Výpočet chyby časově proměnných filtrů 65
4.4.4. Porovnání chybovosti 65
4.4.5. Výpočet chybovosti filtru s různou hodnotou útlumu přenosu na mezní frekvencí 66
4.4.6. Histogram chyb filtru získaných z otestování všech 125 signálů z databáze CSE 69
5. Závěr 76
6. Seznam literatury 78
7. Seznam zkratek, symbolů a příloh 80
8. Seznam použitých obrázků 81
9. Přílohy a výkresová dokumentace 84

1. Úvod

Tato práce, jejímž názvem je *časově proměnná filtrace signálu EKG*, nejprve seznamuje ve 2. kapitole na straně 7 s oběma typy rušení – brumem a driftem, které jsou ze signálu EKG následně odstraňovány, a ve 3. kapitole na straně 8 s dvanácti svodovým zapojením pro snímání EKG signálu, protože v práci nalezneme v kapitole 4.4.6. na straně 70 i mezisvodové porovnání chybovosti filtru. Poté následuje ve 4. kapitole na straně 9 největší část práce a to samotná filtrace signálu EKG programovaná v programovacím prostředí Matlab.

V kapitole 4.1. je nejprve popsána časově neproměnná filtrace EKG signálu, kde také najdeme detailně popsány použité vícepásmové filtry, po kterých následuje filtrace zvolených EKG signálů. Popsány jsou zde EKG signály zarušené brumem a driftem pro zhodnocení výkonnosti filtrace a signály z databáze CSE, na kterých byla testována chybovost filtru, především ke konci práce.

V kapitole 4.2. je popsána časově proměnná filtrace EKG signálu. V práci byly realizovány dva vícepásmové filtry. První skokový kauzální časově proměnný filtr, který je popsán v kapitole 4.2.2. na straně 34. Opět je zde detailně popsán použitý vícepásmový filtry, který je testován na stejných signálech jako v kapitole 4.1. pojednávající o časově neproměnné filtraci. V kapitole 4.2.3. na straně 48 je popsán druhý časově proměnný filtr se změnou parametrů filtru v každém vzorku EKG signálu. V kapitole 4.3. na straně 55 je zhodnocení časově neproměnného a obou časově proměnných filtrů. Toto zhodnocení souvisí s následující kapitolou 4.4. začínající na straně 63, kde jsou sepsány výpočty chybovostí všech tří filtrů a opět zde najdeme vzájemné porovnání.

Na konci práce v kapitole 5. na straně 76 je sepsán závěr shrující výsledky práce.

2. Rušení, které ovlivňují EKG signál

Snímání EKG signálu negativně ovlivňují tato rušení:

Síťový brum:

Frekvenční pásmo: Podle síťového kmitočtu, v ČR 50Hz.

Kolísání nulové izolinie:

Tzv. Drift. Frekvenční pásmo: do 2Hz.

Myopotenciály:

Frekvenční pásmo: Od 100Hz (u klidového EKG), od 10Hz (u zátěžového EKG)

V této práci se budeme zabývat síťovým brumem a kolísáním nulové izolinie:

2.1. Síťové rušení – brum

Síťový brum se v záznamu EKG signálu projevuje jako nežádoucí harmonická složka na frekvenci stejné jako má síťový kmitočet.

Realizované řešení v této práci ve výsledku odstraňuje toto rušení pomocí Lynnových filtrů typu PZ (pásmové zádrži) na frekvenci odpovídající síťovému rušení. V našem případě 50Hz.

2.2. Kolísání nulové izolinie - drift

Kolísání nulové izolinie se v záznamu EKG signálu projevuje pomalým kolísáním stejnosměrné složky. Je to nežádoucí frekvence v EKG signálu, která je způsobená především:

- pomalými elektrochemickými ději na rozhraní pokožka-elektroda
- vlivem dýchání
- pohybem pacienta

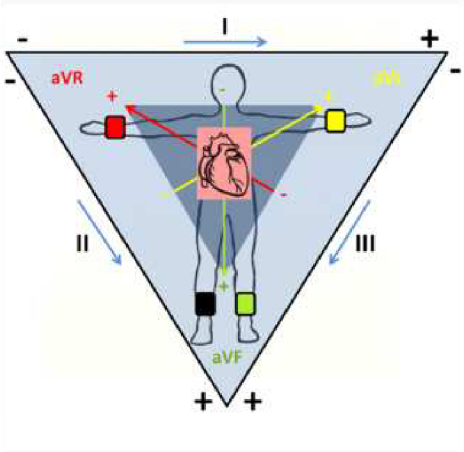
Odstranění driftu vyžaduje vyšší pozornost, protože frekvenční pásmo tohoto rušení sousedí s užitečným frekvenčním pásmem. Je potřeba navrhnout filtr tak, aby odstraňoval nežádoucí frekvenční pásmo a užitečné frekvenční pásmo v ideálním případě neovlivnil.

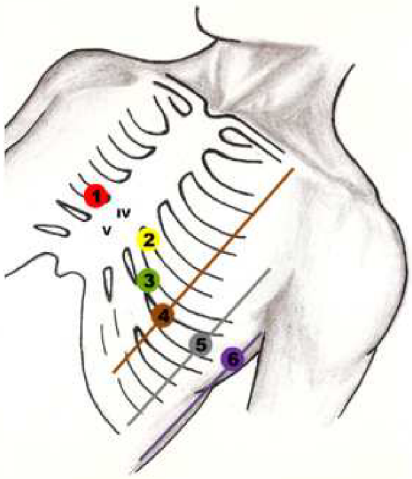
Realizované řešení v této práci ve výsledku odstraňuje toto rušení pomocí Lynnového filtru typu HP (horní propust) s mezní frekvencí 0,67Hz.

Oba dva typy filtrů na filtraci brumu a driftu byly sloučeny do jednoho Lynnového tzv. vícepásmového filtru.

3. Dvanácti svodové zapojení pro snímání EKG signálu

	svod	zapojení svodu			
bipolární končetinové svody **Einthovenovy**	I		levá horní končetina		pravá horní končetina
	II	+	levá dolní končetina	-	pravá horní končetina
	III		levá dolní končetina		levá horní končetina
unipolární končetinové svody **Goldbergerovy**	aVR	zvýšený svod na pravé horní končetině			
	aVL	zvýšený svod na levé horní končetině			
	aVF	zvýšený svod na levé dolní končetině			
unipolární hrudní svody **Wilsonovy**	V1	IV. mezižebří, parasternálně vpravo			
	V2	IV. mezižebří, parasternálně vlevo			
	V3	mezi V2 a V4			
	V4	V. mezižebří, levá medioklavikulární čára			
	V5	V. mezižebří, levá přední axilární čára			
	V6	V. mezižebří, levá střední axilární čára			





Obr. 1 schéma dvanácti svodového zapojení pro snímání EKG signálu. Převzato z [12]

Obr.1 ukazuje dvanácti svodové zapojení, kde první tři svody jsou svody Einthovenovy, další tři svody Goldbergerovy a posledních šest svodů obsahuje EKG signál snímaný z hrudních svodů. Znalost tohoto schématu využijeme nejvíce v kapitole 4.4.6. na straně 69.

4. Filtrace EKG signálu

Filtrace EKG signálu je provedena v programovacím prostředí Matlab od společnosti MathWorks a to pomocí lineární vícepásmové zádrže odvozené z Lynnových filtrů. Výsledný filtr je typu FIR s konečnou implusní charakteristikou.

Nejprve byl skript realizován a testován na signálu s názvem *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat* se vzorkovací frekvencí 250Hz, který byl zarušený jak driftem tak brumem. Signál byl použit z důvodu zřetelně viditelného zarušení a následné zřetelné filtrace. Poté byl skript testován na signálech z databáze CSE obsahující většinou nezarušené signály se vzorkovací frekvencí 500Hz (viz kapitola 4.4.) pro výpočet chybovosti filtru a dalších výpočtů.

4.1. Časově neproměnná filtrace

4.1.1. Realizace filtru

Filtr byl realizován rekurzivně a nerekurzivně. Nerekurzivní realizace Lynnového filtru je přesnější z důvodů nepřekrývajících se nul a pólů na jednotkové kružnici. V opačném případě u rekurzivní realizace, kde se některé nuly a póly na kružnici překrývají, může docházet k nepřesnostem způsobeným především zaokrouhlovacími chybami. Rozdíl mezi rekurzivní a nerekurzivní realizací je popsán v kapitolách 4.1.2.3. a 4.1.3.3.

4.1.1.1. Nastavení čitatele a jmenovatele přenos. fce filtru pro rekurzivní realizaci

Čitatel a jmenovatel přenosové funkce rekurzivního filtru jsou odvozeny z rovnice

$$H(z) = \frac{z^{pK}-1}{(z^{p}-1)K} = \frac{1}{K}\frac{1-z^{-pK}}{1-z^{-p}}. \tag{1}$$

Jelikož bude filtr EKG signál filtrovat dvakrát, výsledná přenosová funkce bude vypadat

$$H(z) = \left(\frac{1}{K}\frac{1-z^{-pK}}{1-z^{-p}}\right)^{2}. \tag{2}$$

4.1.1.2. Určení koeficientů p a K

Celkový počet vícepásmových propustí filtru (po odečtení od vstupního signálu více pásmových zádrží) je dán vztahem

$$\mathrm{p} = \frac{\mathrm{fvz}}{50}. \tag{3}$$

Kde fvz je vzorkovací frekvence signálu.

Koeficient *p* je součástí rovnice (1) určující rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici. Vycházíme z faktu, že budeme filtrovat vždy frekvence v násobcích padesáti z důvodů symetrie rozložení pólů na jednotkové kružnici, neboli filtr byl nastaven tak, aby filtroval zároveň kolísání nulové izolinie (driftu) a síťového rušení (brumu) na 50Hz.

Koeficient *K*, který je také součástí rovnice (1) určující rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici, je vypočten pomocí vztahu

$$K = \frac{fvz}{\frac{fm}{\frac{p}{c}}}. \tag{4}$$

Kde *fvz* je vzorkovací frekvence signálu, *fm* je mezní frekvence filtru, *p* je koeficient (viz rovnice 3) a *c* je útlum filtru na dané mezní frekvenci (viz, níže). Jelikož koeficient *K* většinou vychází jako desetinné číslo, je potřeba ho zaokrouhlit, protože po roznásobení *K**p–p* (odvozeno z rovnice 1) dostáváme celkový počet nul na jednotkové kružnici a ty musí být také udány celočíselné.

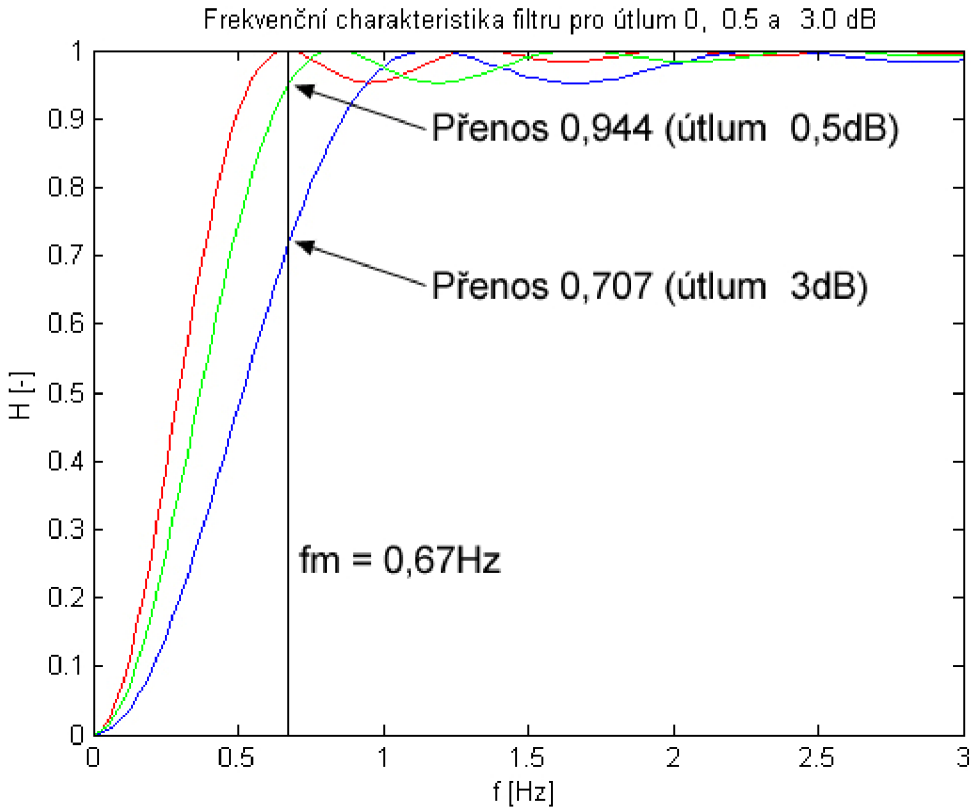
Z těchto rovnic vyplývá, že čím nižší bude konstanta *K*, tím méně bude nul na jednotkové kružnici a filtr (podle obr. 2) nebude filtrovat tak úzkopásmově. Jinak řečeno zkrácení imp. char. filtru vede k roztažení frekv. char. filtru.

4.1.1.3. Nastavení útlumu filtru

Útlum filtru (v decibelech) na dané frekvenci vyjadřuje konstanta *c*, která přímo ovlivňuje koeficient *K*, který se přímo podílí na rozložení nul na jednotkové kružnici (viz rovnice (4)).

Konstanta *c* je získána z faktu, že abychom například získali filtr s útlumem 0,5dB na dané frekvenci (přenos H=0,944 (vypočítán pomocí rovnice (5))), musíme délku impulsní charakteristiky zkrátit (rozšířit nepropustné pásmo). Konstanta *c* se volí tak, aby se rovnala podílu obou frekvencí filtrů, kde filtry dosahují přenos 1 (jeden s útlumem 0dB a druhý s útlumem, který chceme získat např. 0,5dB). Při útlumu 0dB je konstanta *c* nastavena na 1, při útlumu 0,5dB na 1,253 (přenos H=0,944 na dané frekvenci) a při útlumu 3dB na 1,74 (přenos H=0,707 na dané frekvenci).

$$a(dB) = 20 * log \frac{1}{H(fm)} \tag{5}$$



Obr. 2 rozdíl ve frekvenční charakteristice nerekurzivního filtru při útlumu 0dB (modře), 0,5dB (zeleně) a 3dB (červeně) při mezní frekvenci 0,67Hz

Obr. 2 ukazuje rozdíl ve frekvenční charakteristice filtru při nastavení různých stupňů útlumu (zde pro útlum o 0, 0,5 a 3dB) při mezní frekvenci 0,67Hz, na které dosahuje filtr s útlumem 0dB (červeně) právě přenosu 1.

Pozn.: Nastavení filtru a filtrace EKG signálu v následujících kapitolách je realizována filtrem s mezní frekvencí 0,67Hz a útlumem 3dB podle doporučení [5].

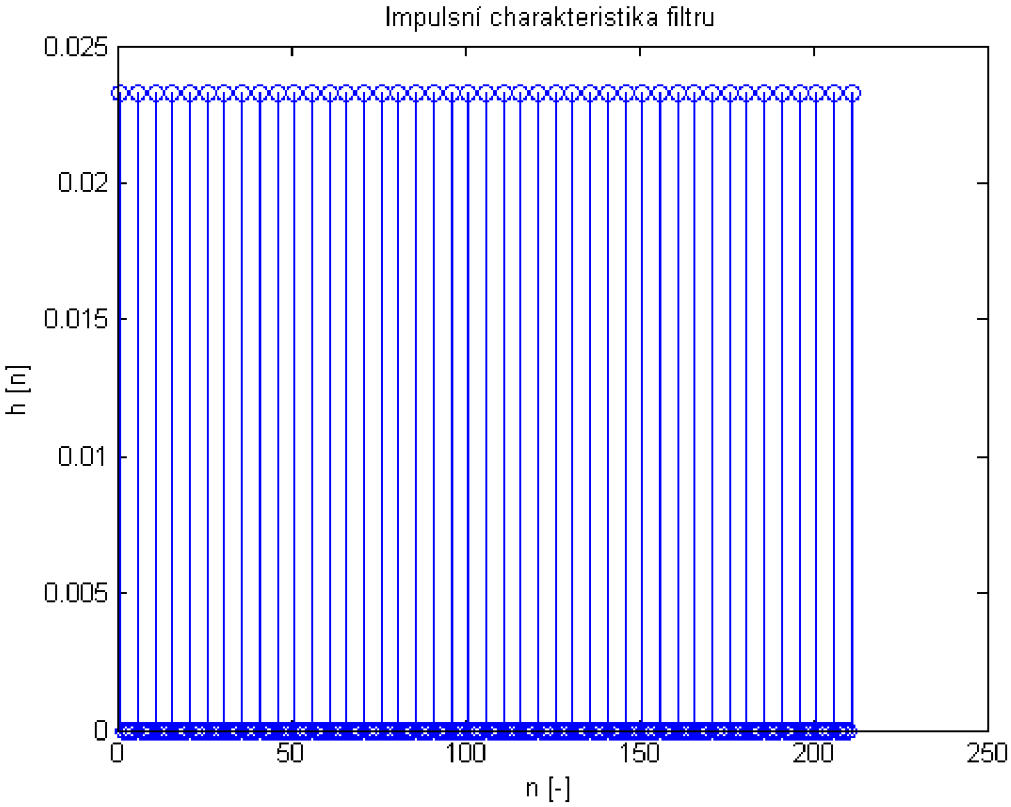
4.1.1.4. Nastavení přenos. fce filtru pro nerekurzivní realizaci

Nerekurzivní realizace filtru je realizována pomocí přímého nastavení impulsní charakteristiky filtru. Kde délka imp. char. je rovna $p*K-p$ (odvozeno z rovnice (1)). Dále první hodnota a každá p-tá je roven hodnotě 1/K, protože počet nenulových hodnot v imp. char. filtru je roven K ($p*K/p$) a suma těchto nenulových hodnot musí být 1.

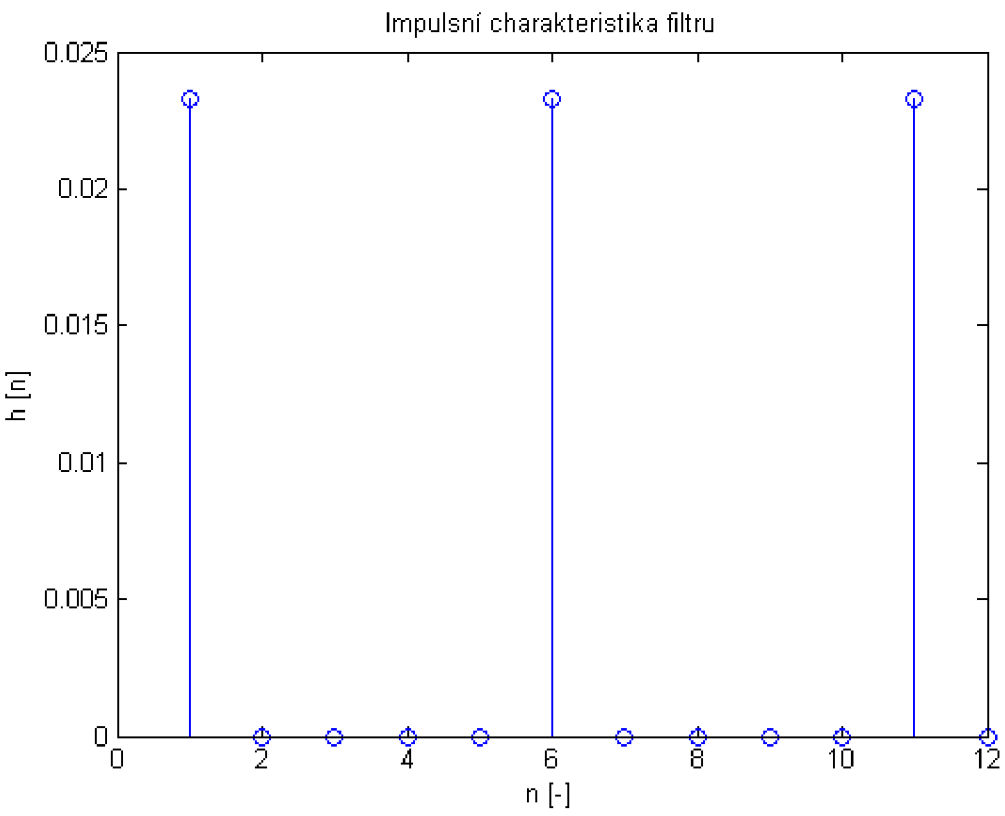
4.1.1.5. Impulsní charakteristika filtru

Na obr. 3. je zobrazena impulsní charakteristika nerekurzivní realizace filtru u signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz. U vzorkovací frekvence 250Hz je p = 5 (viz, rovnice (3)) a K = 43 (viz rovnice (4) kde K = 250/0,67/5/1,74 $\doteq$ 43), délka se tedy bude rovnat 210 vzorků ($p*K-p$= 43*5-5 = 210), **v případě kdy leží první vzorek na nulovém indexu.**

Hodnoty impulsní charakteristiky nabývají hodnot 0 nebo hodnot 1/K = 1/43 ≈ 0,0233.



Obr. 3 obdélníková impulsní charakteristika nerekurzivního filtru

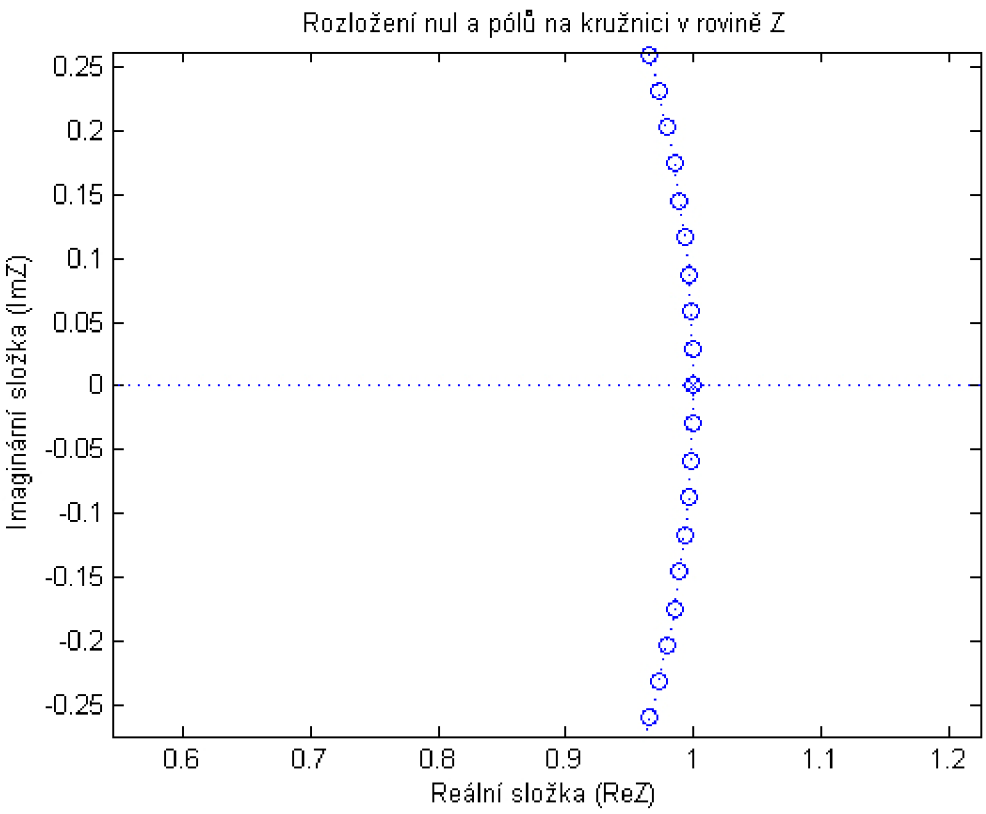


Obr. 4 detail obdélníkové impulsní charakteristiky nerekurzivního filtru

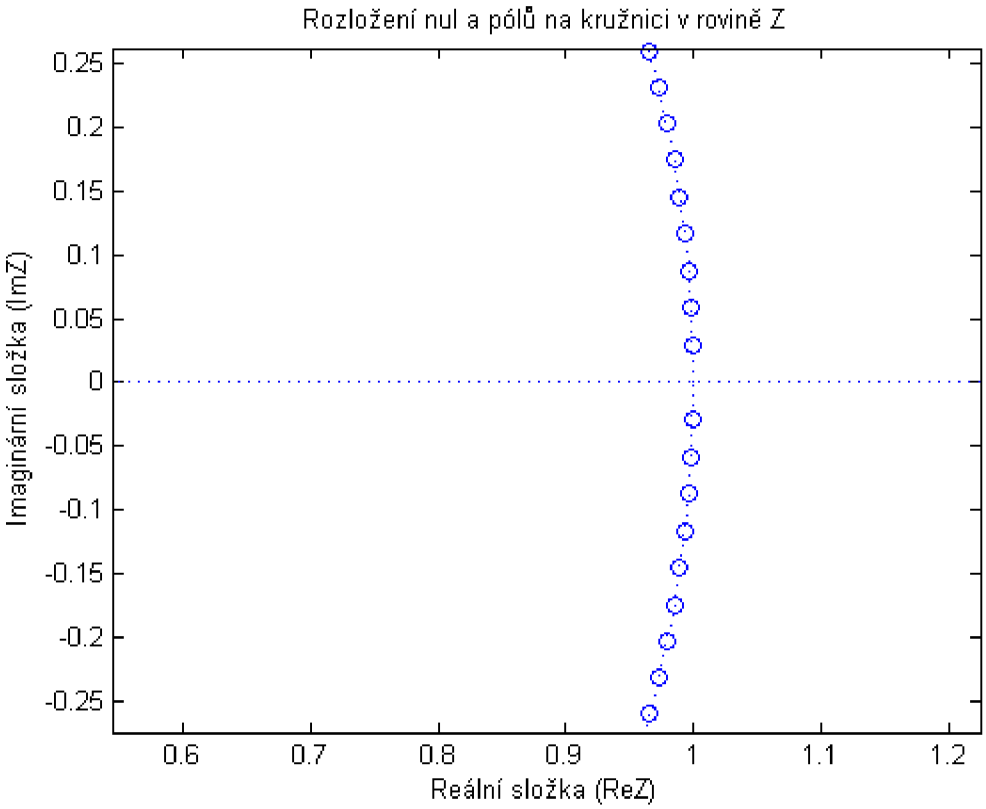
Na obr. 4 je zobrazen detail impulsní charakteristiky. První a každá *p*-tá hodnota je nenulová (viz výše).

4.1.1.6. Vykreslení nul a pólů na jednotkové kružnici

Pokud si čitatele a jmenovatele přenosové funkce u rekurzivní realizace vykreslíme na jednotkovou kružnici v rovině z, získáme zobrazení rozložení nul a pólů. Obr. 5 ukazuje detail této kružnice pomocí rekurzivní realizace, obr. 6 ukazuje detail této kružnice pomocí nerekurzivní realizace.



Obr. 5 detail rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní realizace filtru

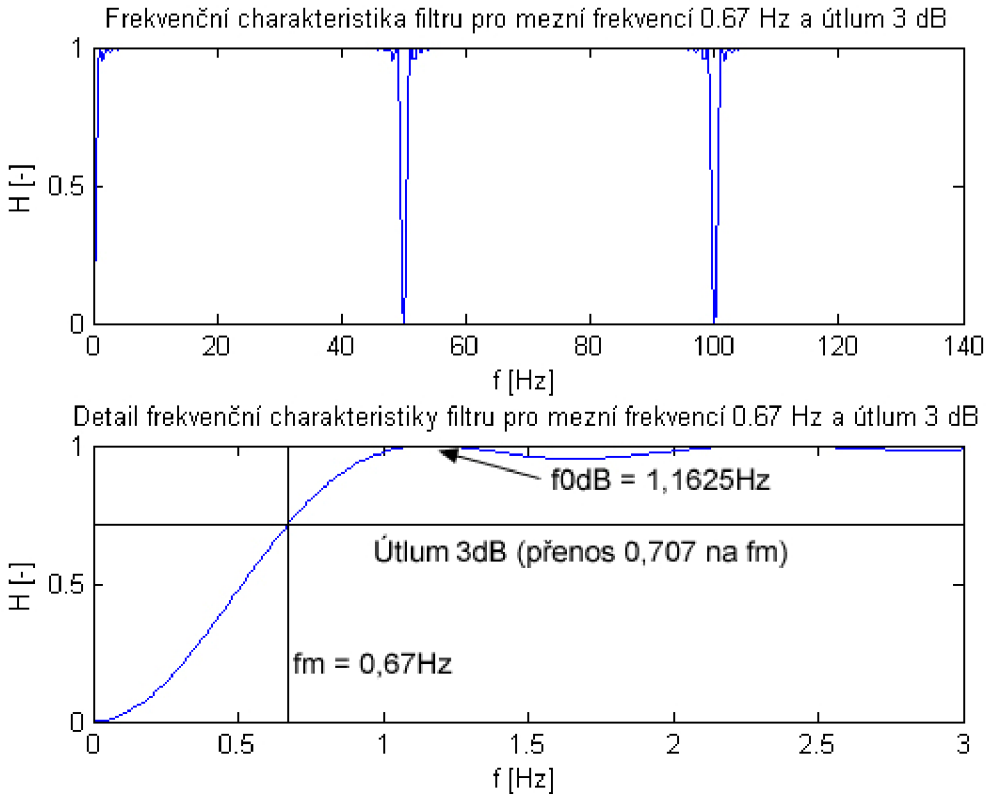


Obr. 6 detail rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici nerekurzivní realizace filtru

4.1.1.7. Frekvenční charakteristika filtru

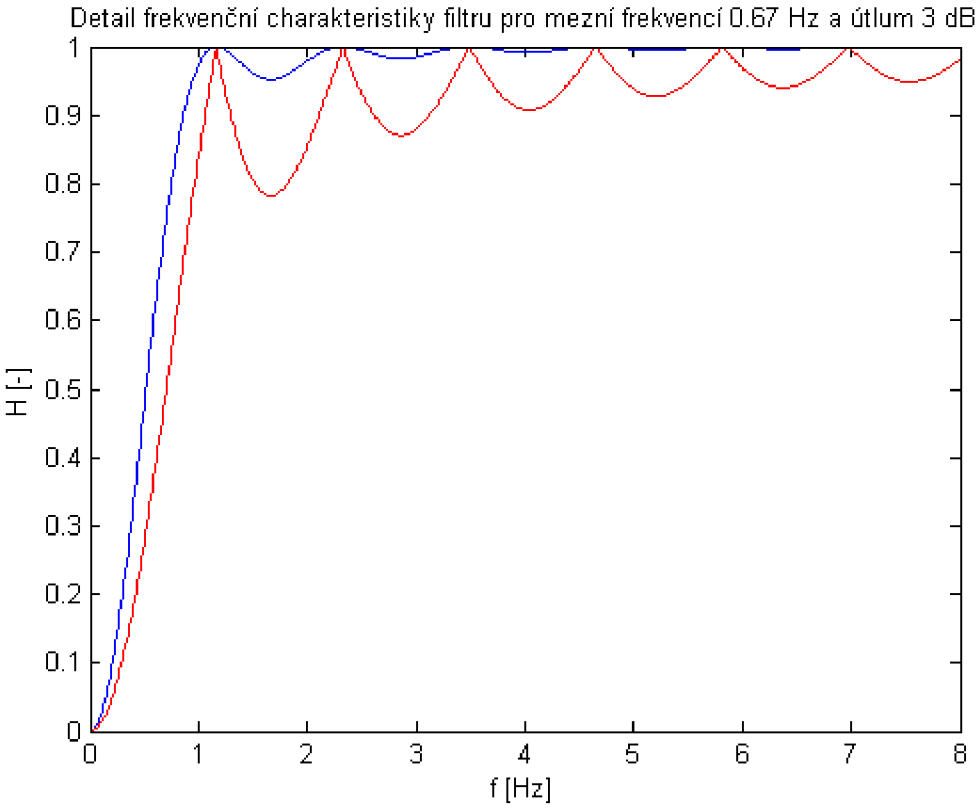
Filtr realizovaný těmito Lynnovými filtry filtruje signál jako vícepásmová propust. Ze vstupního signálu získáme rušení, které poté odečteme od vstupního signálu a získáme signál filtrovaný.

Na obr. 7 je zobrazená výsledná frekvenční charakteristika nerekurzivní realizace filtru u signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz (frekvenční charakteristika rekurzivní realizace filtru vypadá obdobně). **Tato frekvenční charakteristika odpovídá filtru po filtraci signálu vícepásmovou propustí a následném odečtení tohoto rušení od vstupního signálu**.



Obr. 7 frekvenční charakteristika nerekurzivního filtru

Byla zjištěna frekvence f_0, kde filtr dosáhne přenosu 1. Na signálu o vzorkovací frekvenci 250Hz, mezní frekvencí 0,67Hz a útlumem 3dB na této frekvenci je frekvence f_0 na hodnotě 1,1625Hz.



Obr. 8 detail porovnání frekvenční charakteristiky filtru s přenosem H (červeně) a H^2 (modře)

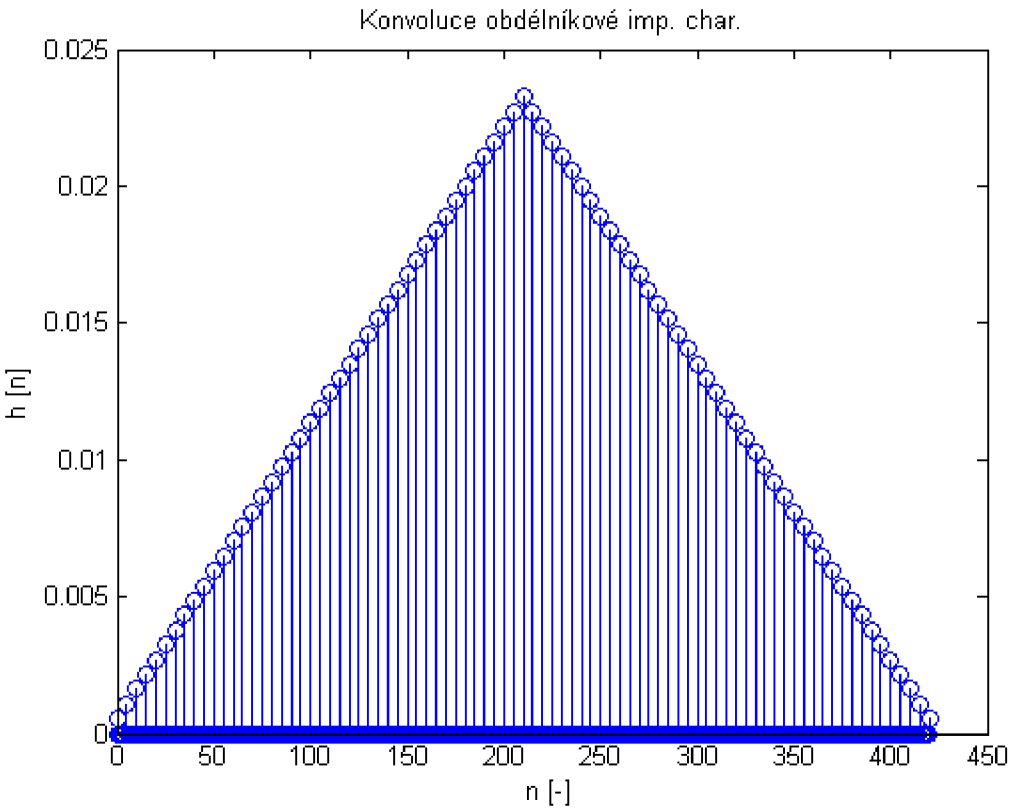
Obr. 8 ukazuje detail frekvenčních charakteristik filtrů s přenosem H a H^2. Signál filtrujeme 2x (výsledná frekvenční charakteristika H^2), protože tento filtr s touto charakteristikou výrazně méně ovlivňuje složky v signálu, které nechceme filtrovat (chceme je ponechat v ideálním případě beze změny) a to za frekvencí, kde filtr poprvé ve filtrovaném pásmu dosáhne přenosu 1. V tomto případě požadujeme odstranit složky v signálu o frekvenci od 0 do frekvence f_0.

4.1.1.8. Výběr metody postupu filtrace

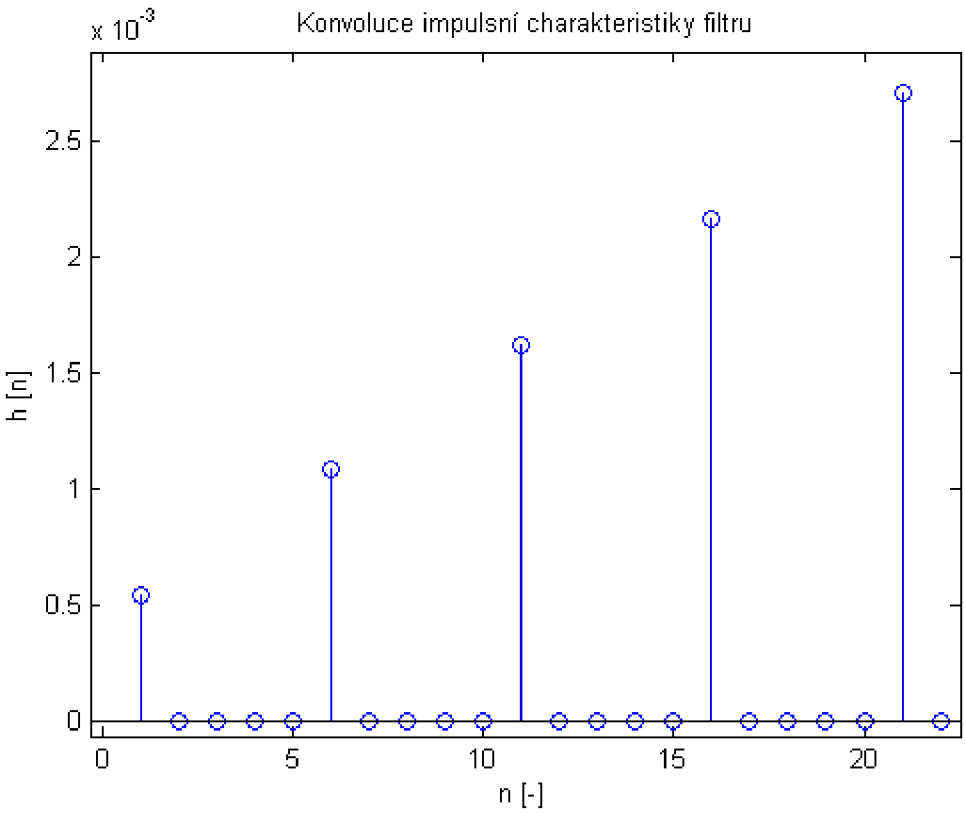
Samotná filtrace signálu může být realizována dvěma způsoby:

1) Abychom docílili filtrace s výsledným přenosem H^2 , budeme na signál aplikovat jednodušší filtr s obdélníkovou imp. char. 2x. Signál dále můžeme filtrovat v obou směrech a tím nebudeme muset následně počítat se zpožděním, které bude filtr zavádět, protože se zpoždění navzájem odečte.
2) Použijeme konvoluci obdélníkové impulsní charakteristiky (viz obr. 9), tím vznikne trojúhelníková impulsní charakteristika, která bude následně signál filtrovat pouze v jednom směru. V tomto případě musíme ovšem počítat při odečítání šumu od

vstupního signálu se zpožděním, které bude filtr zavádět. Výpočet zpoždění filtru je popsán v kapitole 4.2.2.1. na straně 34.



Obr. 9 trojúhelníková impulsní charakteristika jako výsledek konvoluce obdélníkové imp. char.



Obr. 10 detail trojúhelníkové imp. char. – po konvoluci obdélníkové imp. char.

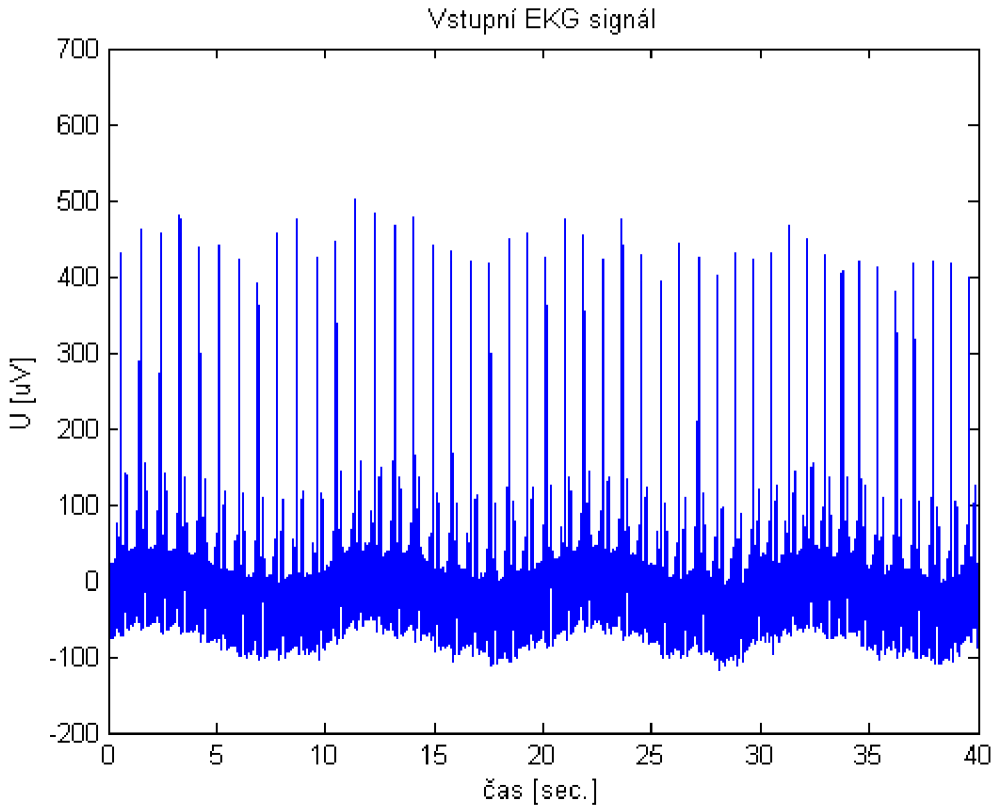
První způsob, kdy do série zapojíme dva jednodušší filtry nebo filtrujeme z jedné a druhé strany, je výhodnější z důvodu rychlejšího výpočtu, oproti druhému způsobu, kde používáme přímou realizaci konvoluce imp. char filtru. U krátkých EKG signálu se nemusíme výběrem metody příliš zabývat, protože je druhý způsob pomalejší nepatrně, ale při filtraci dlouhých EKG signálu časový rozdíl ve filtraci obou metod narůstá.

Při této časově neproměnné filtraci byla zvolena první metoda používající filtr s obdélníkovou imp. char. a filtrující signál z obou stran z důvodu jednoduššího naprogramování. Metoda je také velmi rychlá.

4.1.2. Filtrace signálu s názvem *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat*

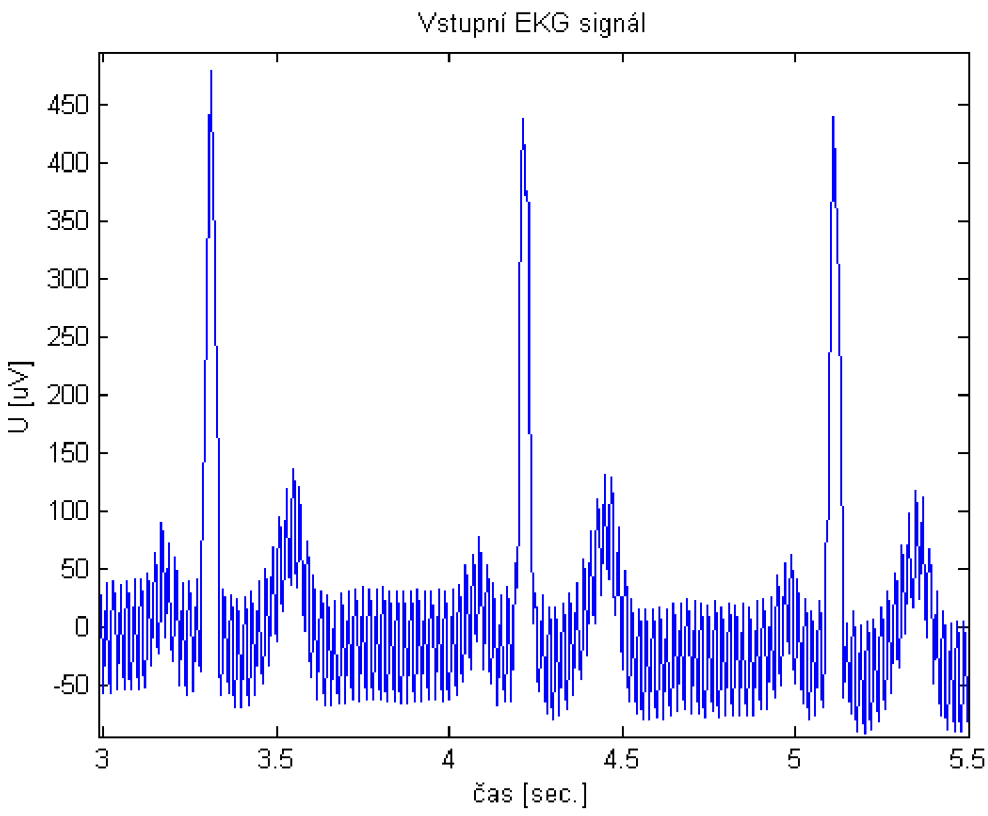
Filtrace tohoto signálu byla provedena z důvodu zřetelné filtrace zarušeného signálu oběma typy rušení.

4.1.2.1. Informace o signálu



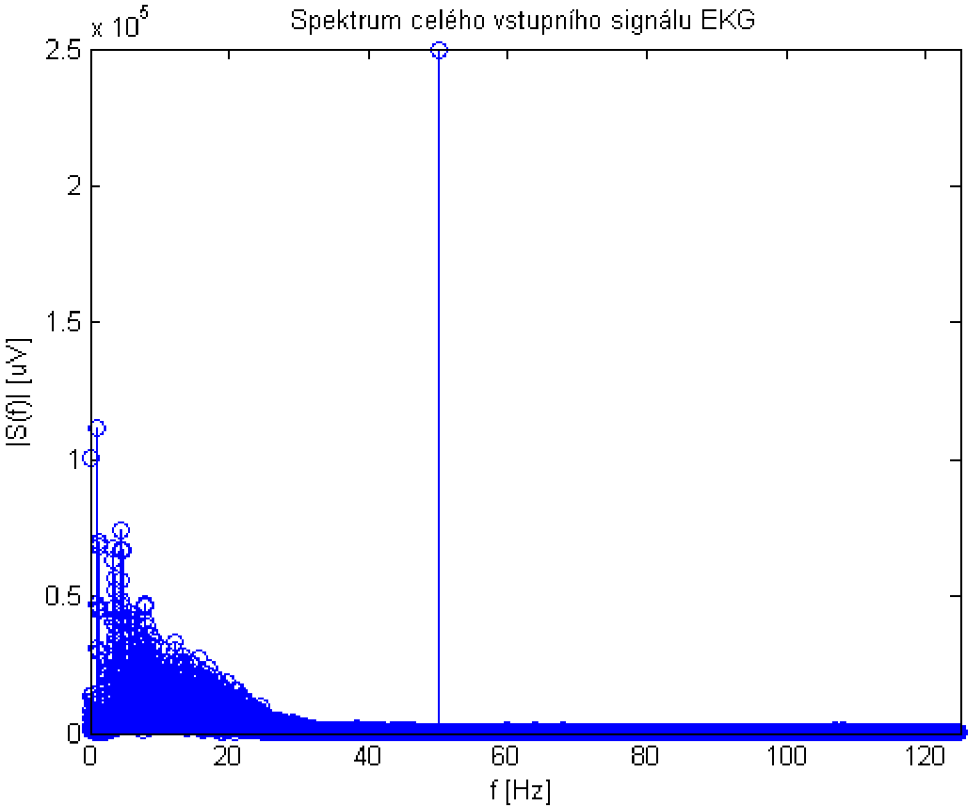
Obr. 11 vstupní testovací EKG signál

Na obr. 11 je zobrazen celý vstupní EKG signál. Na signálu je viditelné kolísání nulové izolinie (driftu). Průměrná tepové frekvence na tomto signálu činí 69,2 tepů za minutu.

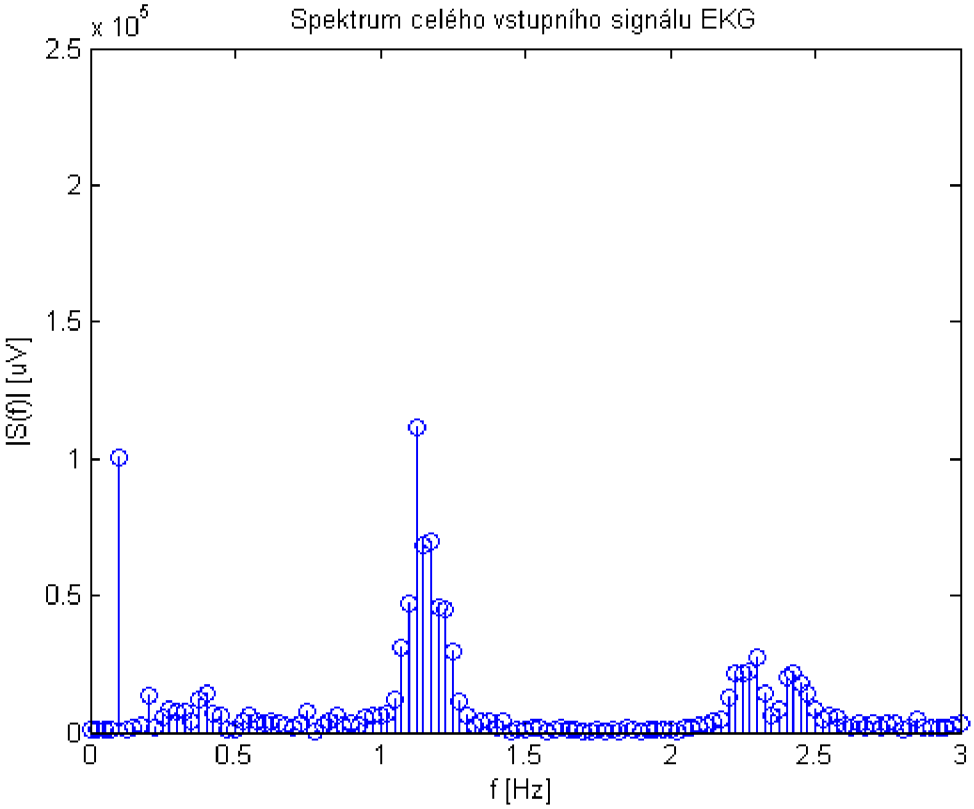


Obr. 12 detail vstupního testovacího EKG signálu

Na obr. 12 je zobrazen detail vstupního EKG signál. Na signálu je viditelný síťový brum.



Obr. 13 spektrum vstupního testovacího signálu EKG



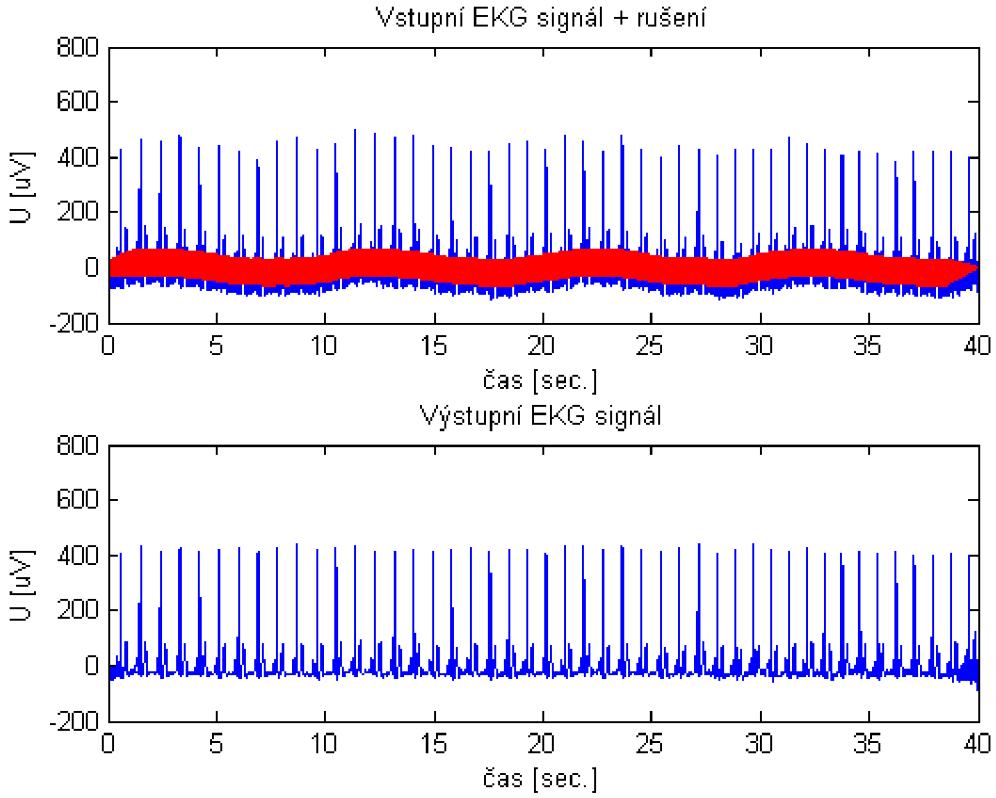
Obr. 14 detail spektra vstupního signálu EKG

Na obr. 13 je zobrazeno spektrum tohoto signálu. Zřetelná je harmonická složka velké amplitudy na 50Hz. Zobrazení spektra je upraveno pouze na zobrazení první poloviny spektra (symetrická složka spektra není zobrazena). Osa x udává frekvenci pro lepší čitelnost spektra signálu.

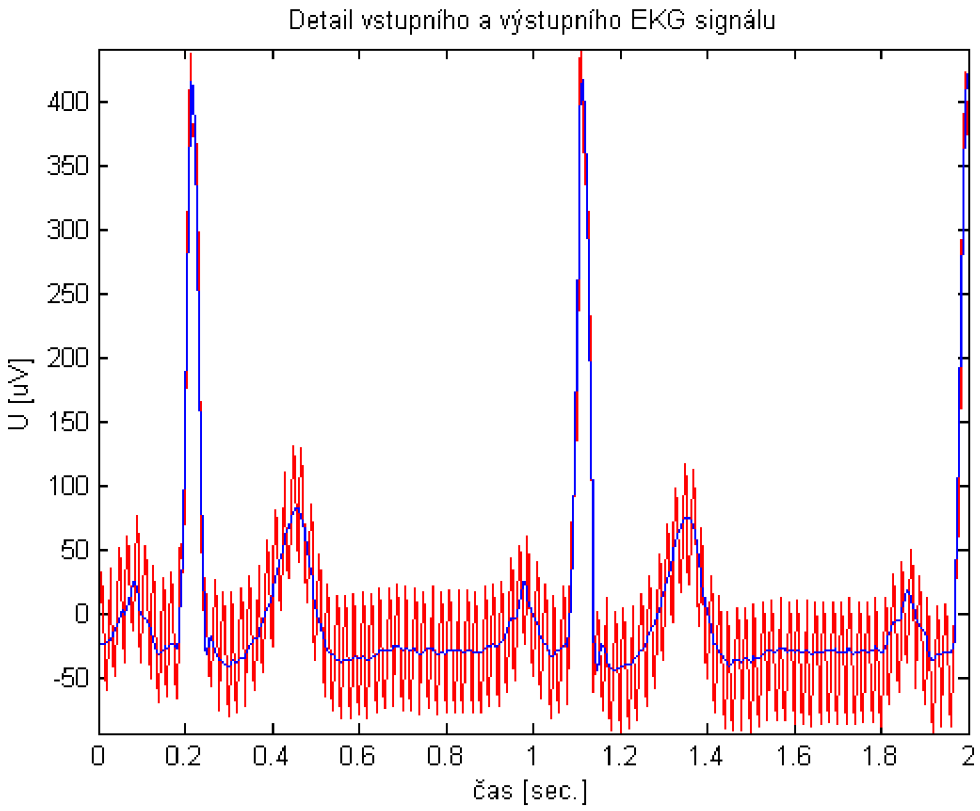
Na obr. 14 je zobrazen detail spektra tohoto signálu. Na frekvenci přibližně 0,1Hz se nachází harmonická složka velké amplitudy, která je zodpovědná za kolísání nulové izolinie. Osa x udává opět frekvenci pro lepší čitelnost spektra signálu.

4.1.2.2. Výsledky filtrace

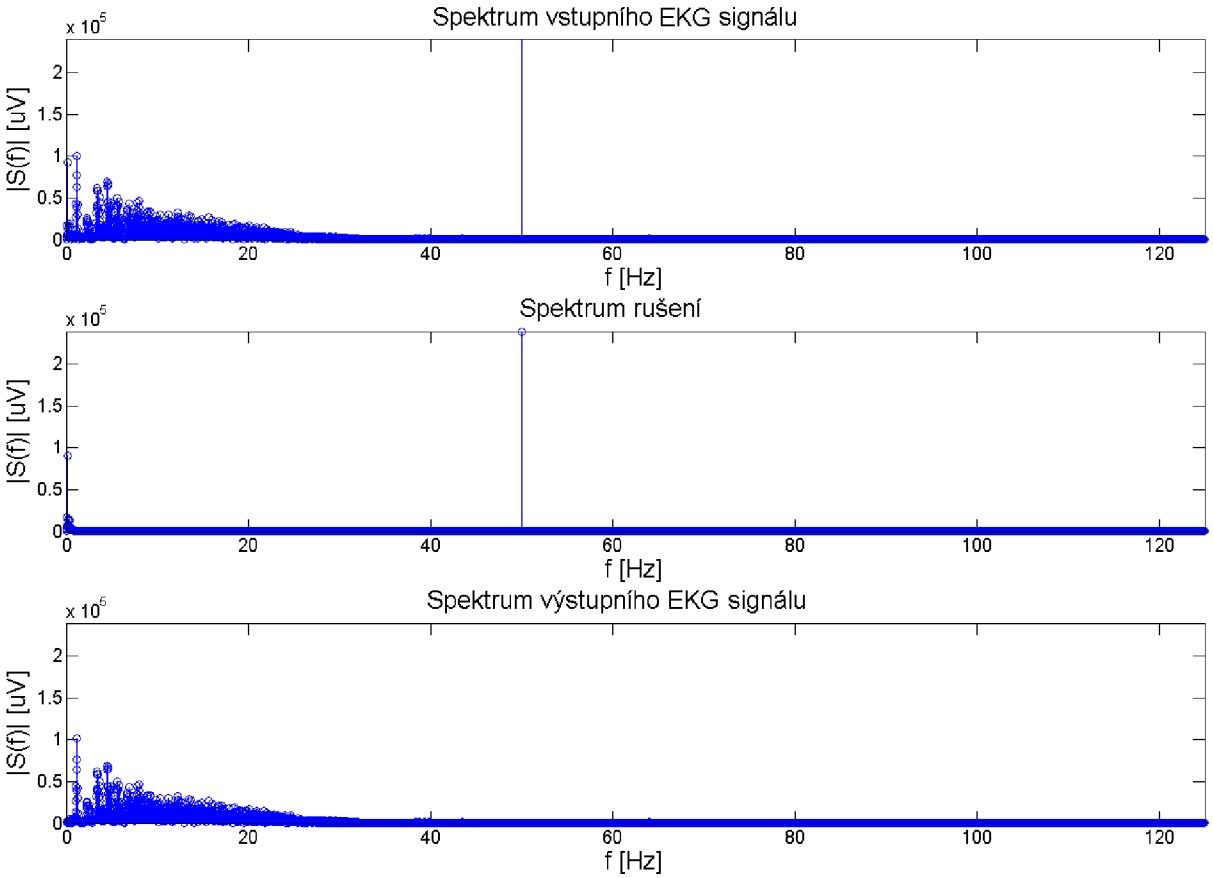
Po provedení filtrace, kde měl filtr nastavenou doporučenou mezní frekvenci 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci [5], jsme získali tyto výsledky:



Obr. 15 porovnání vstupního a výstupního EKG signálu



Obr. 16 detail vstupního a výstupního signálu o délce 2 sec.

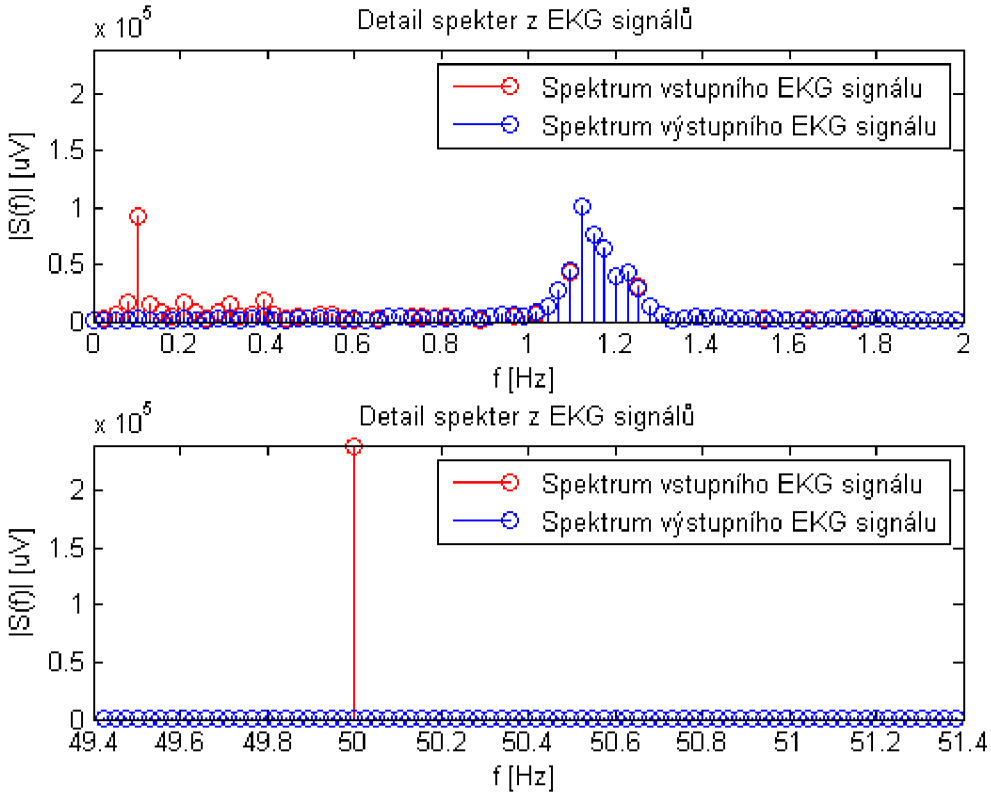


Obr. 17 vykreslení všech tří spekter – spektra vstupního signálu, spektra rušení a spektra výstupního EKG signálu

Obr. 15 je rozdělen na dvě části. Vrchní část ukazuje vstupní EKG signál společně s nalezeným rušením (červeně), spodní část ukazuje výstupní signál po odečtení rušení od vstupního signálu. V našem případě, kdy signál filtrujeme filtrem v obou směrech, je zřetelné načítání filtru na obou koncích signálu, které trvá tolik vzorků, jak dlouhá je tato obdélníková imp. char. V případě, že na konci imp. char. filtru se nachází ještě nějaké nulové hodnoty, je načítání filtru dlouhé tolik vzorků, kolik jich je od první do poslední nenulové hodnoty imp. char. (nulové hodnoty na konci imp. char. nemají na filtr a tedy výsledky filtrace žádný vliv, mají vliv pouze na rychlost výpočtu).

Obr. 16 ukazuje detail vstupního zarušeného EKG signálu (červeně) a vyfiltrovaný signál (modře).

Na obr. 17 jsou zobrazena 3 spektra – první spektrum je spektrum vstupního EKG signálu, druhé spektrum je rušení získané ze vstupního EKG signálu pomocí filtrace vícepásmovou propustí a třetí spektrum je spektrum výstupního EKG signálu po odečtení rušení od vstupního signálu, viditelná je chybějící (odečtená) složky na 50Hz.



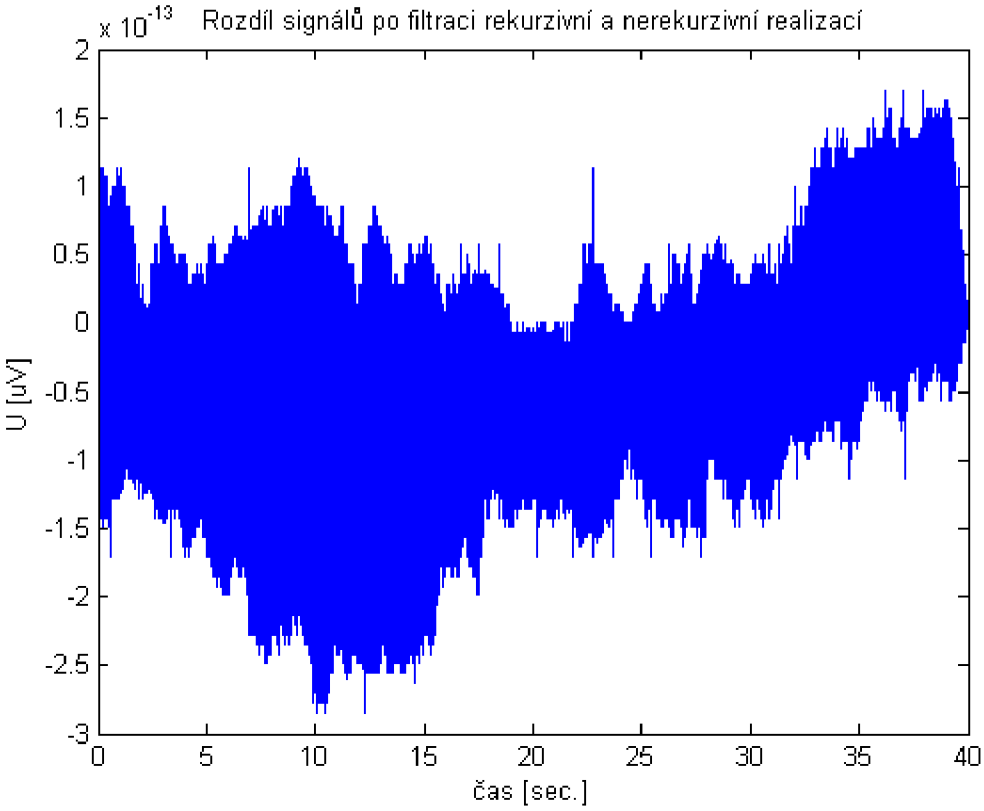
Obr. 18 detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu

Na obr. 18 je zobrazen detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu. Ve spektru výstupního EKG signálu (modře) se do mezní frekvence, která byla

nastavena na 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci, nenachází žádná výraznější složka, což znamená, že kolísání nulové izolinie bylo odstraněno. Také síťový brum byl úplně odstraněn.

4.1.2.3. Porovnání rozdílu ve filtraci pomocí rekurzivní a nerekurzivní realizace

Na obr. 19 je zobrazen rozdíl EKG signálu po filtraci pomocí rekurzivní a nerekurzivní realizace. Rozdíl je zapříčiněn pouze zaokrouhlovacími chybami, které se pohybují v jednotkách*10^{-13} µV. **Filtrace signálu probíhá pomocí přesnější nerekurzivní realizace. Filtrace rekurzivní realizaci je uvedena pouze pro srovnání.**

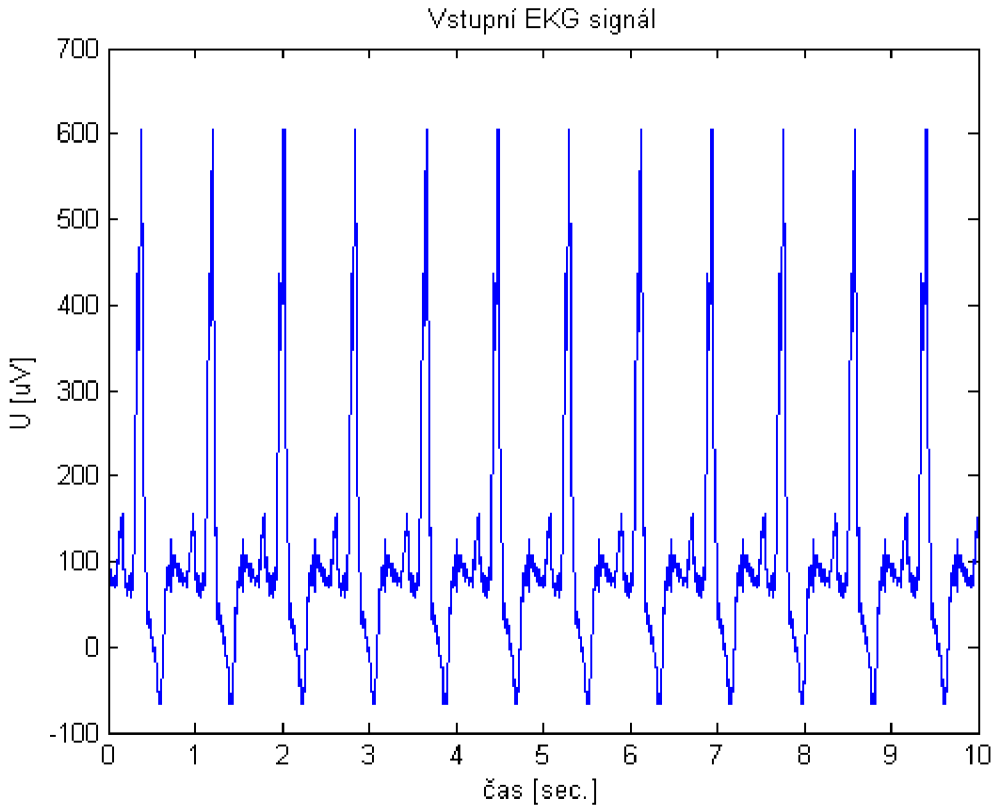


Obr. 19 rozdíl ve filtraci rekurzivní a nerekurzivní realizací filtru

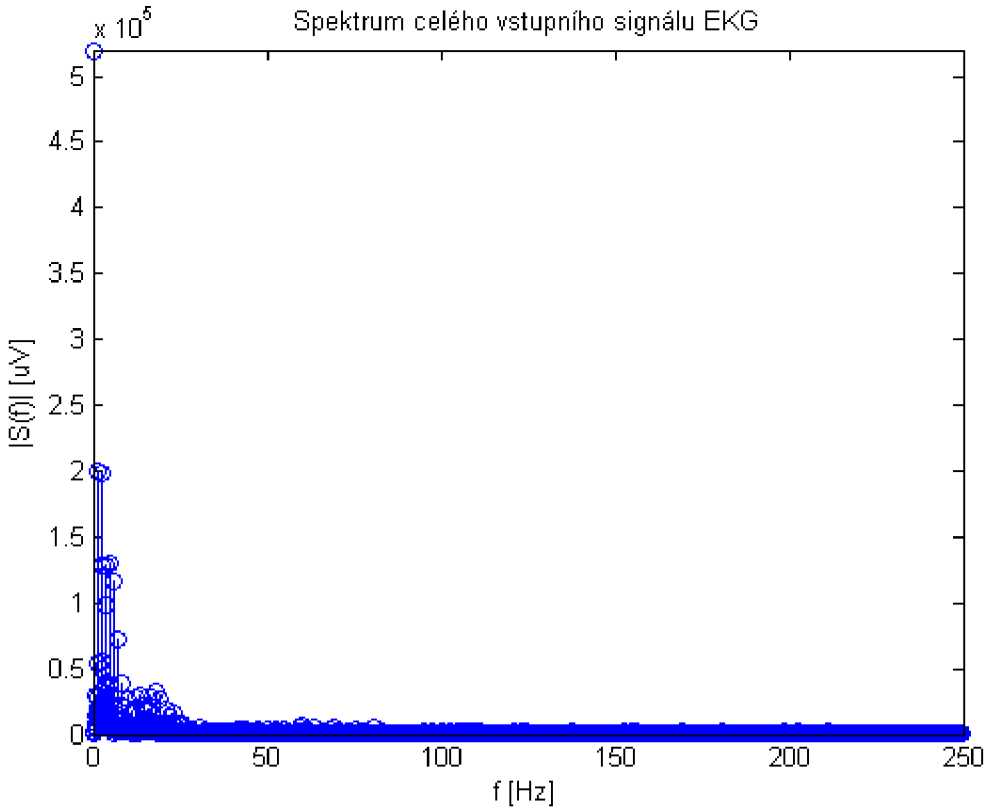
4.1.3. Filtrace signálu z databáze CSE s názvem MA1_026_12.mat

Pro testování signálu z databáze CSE o vzorkovací frekvenci 500Hz byl vybrán signál s názvem MA1_026_12.mat a jeho první svod.

4.1.3.1. Informace o signálu



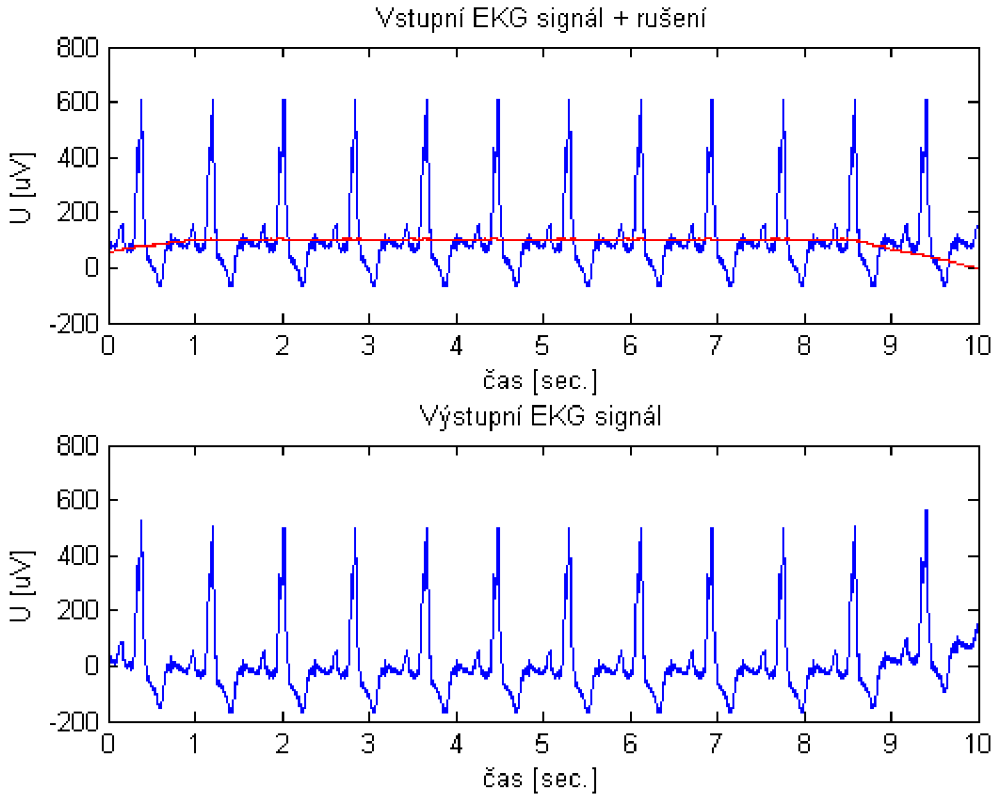
Obr. 20 vstupní EKG signál



Obr. 21 spektrum vstupního signálu EKG

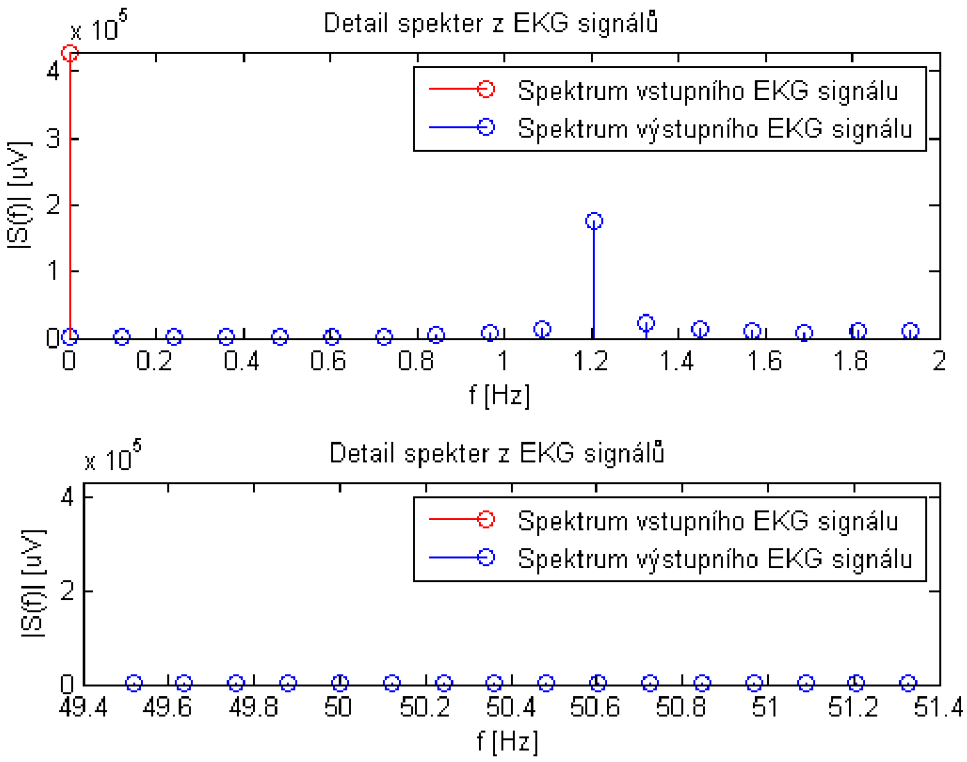
Na obr.20 je zobrazen celý vstupní EKG signál a na obr. 21 je zobrazeno spektrum tohoto signálu. Zobrazení spektra je opět upraveno jen na zobrazení první poloviny celého spektra (symetrická složka spektra není zobrazena). Osa x udává frekvenci pro lepší čitelnost spektra signálu. Tyto obr. ukazují, že signál není postižen výrazným síťovým brumem (viz obr 21) ani kolísáním nulové izolinie (viz obr. 20). Tepová frekvence na tomto signálu činí 73,2 tepů za minutu.

4.1.3.2. Výsledky filtrace



Obr. 22 porovnání vstupního a výstupního EKG signálu

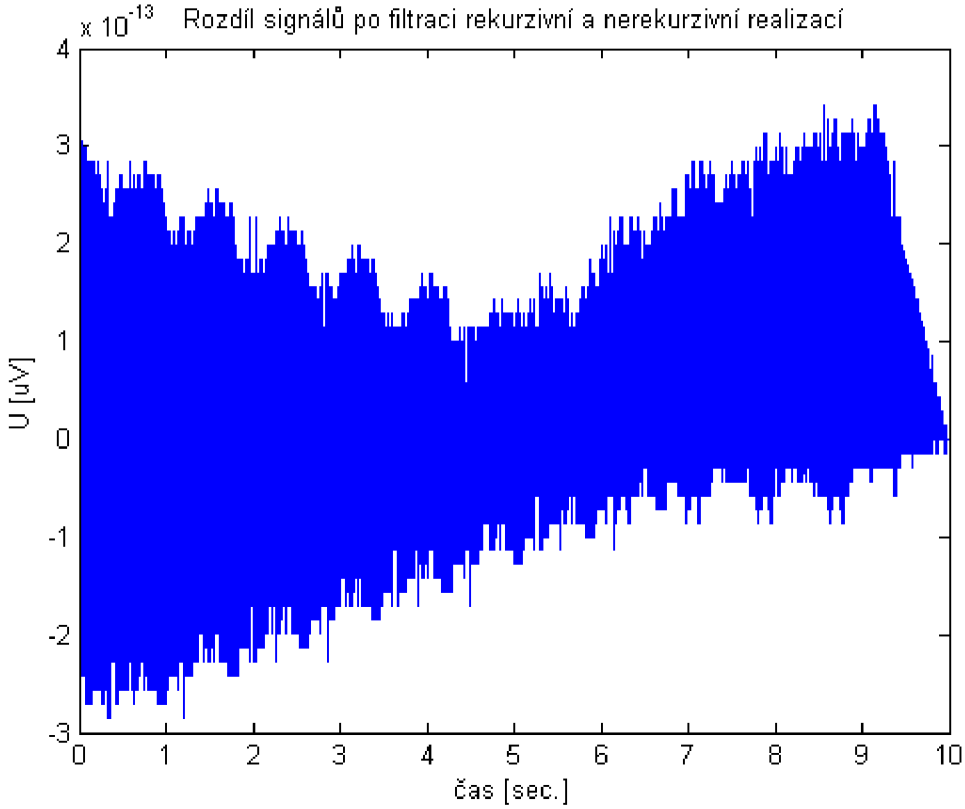
Obr. 22 je rozdělen na dvě části. Vrchní část ukazuje vstupní EKG signál společně s nalezeným rušením (červeně), spodní část ukazuje signál po odečtení rušení od vstupního signálu. Vstupní signál sice nebyl zarušen síťovým brumem ani kolísáním nulové izolinie, obsahoval ale stejnosměrnou složku, kterou filtr odstranil.



Obr. 23 detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu

Obr. 23 zobrazuje detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu. Vysoká složka ve vstupním signálu (červeně) na nulové frekvenci odpovídá stejnosměrné složce.

4.1.3.3. Porovnání rozdílu ve filtraci pomocí rekurzivní a nerekurzivní realizace



Obr. 24 rozdíl ve filtraci rekurzivní a nerekurzivní realizací filtru

Na obr. 24 je ještě jednou uveden rozdíl EKG signálů po filtraci pomocí rekurzivní a nerekurzivní realizace. Rozdíl je opět zapříčiněn pouze zaokrouhlovacími chybami, které se pohybují opět v jednotkách*10^{-13} µV jako u předešlého testovaného signálu.

4.2. Časově proměnná filtrace EKG signálu

Časově proměnná filtrace EKG signálu je založena na změně mezní frekvence vícepásmového filtru. Tato realizace je z důvodů co možná největšího potlačení kolísání nulové izolonie a zároveň co možná nejmenším ovlivněním užitečného signálu s ohledem na rychlost výpočtu. Protože se spektrum užitečného signálu nachází v rozmezí tepové frekvence až do 125Hz u dospělého člověka (u dětí je rozmezí od tepové frekvence do 150Hz) [13], snažíme se o nastavení filtru s mezní frekvencí na hodnotu tepové frekvence, jinak řečeno, snažíme se o odstranění všech složek v signálu od složky stejnosměrné až do tepové frekvence, a jelikož tepová frekvence kolísá přibližně v rozmezí 30 až 180 srdečních cyklů za minutu, je realizace časově proměnného filtru výhodnější než filtru časově neproměnného, kde musíme zvolit určitý kompromis, který činí například nastavení mezní frekvence na 0,67Hz s útlumem na této frekvenci 3dB [5] nebo průměrné tepové frekvenci v daném signálu.

V této práci byly realizovány dva časově proměnné filtry. První kauzální se skokovou změnou filtru v každém srdečním cyklu, ve kterém jinak zůstává filtr nezměněn. Druhý nekauzální, který se přizpůsobuje lineárně interpolované aktuální tepové frekvenci v každém vzorku.

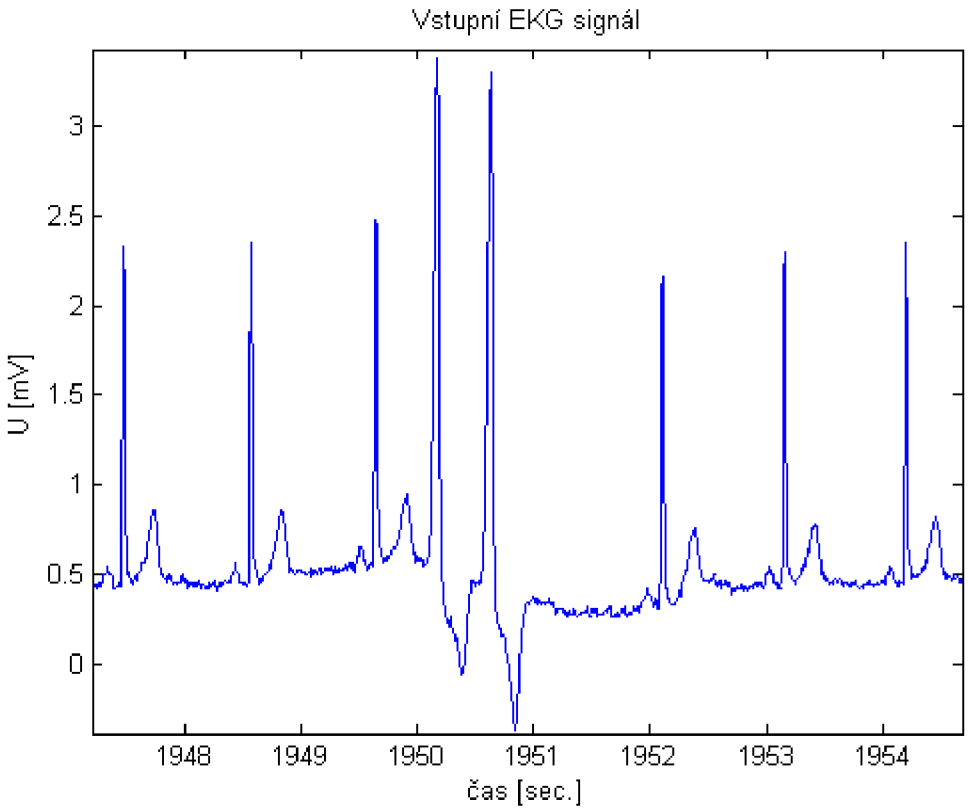
4.2.1. Realizace filtrů

4.2.1.1. Detektor QRS komplexů

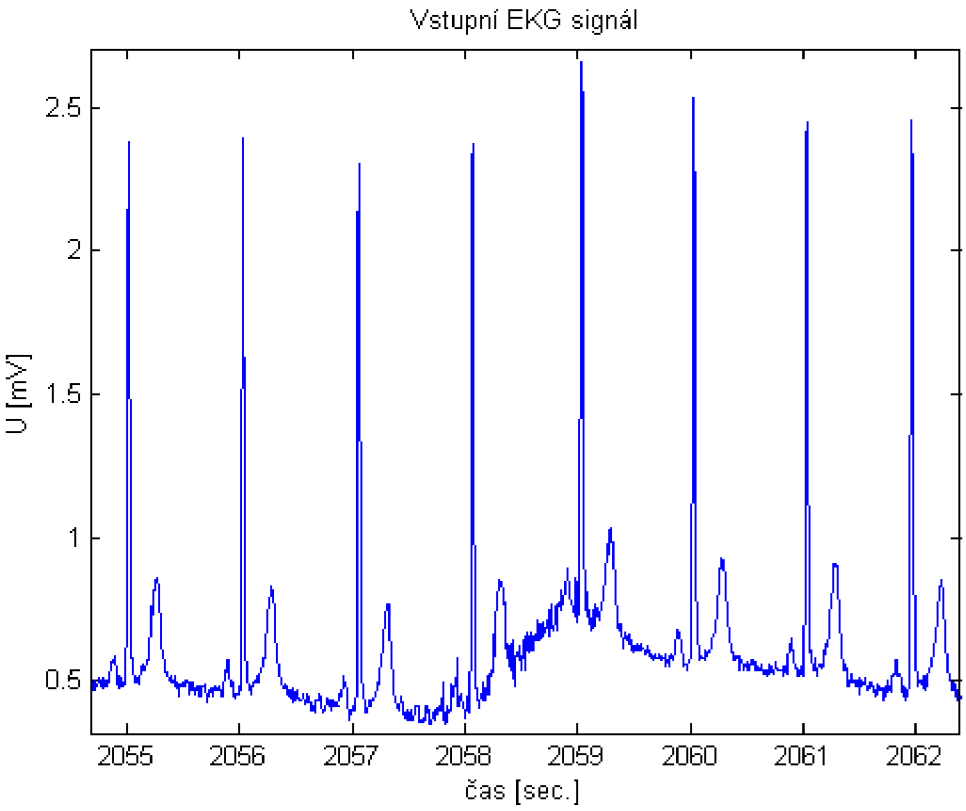
Abychom mohli měnit mezní frekvenci filtru podle aktuální tepové frekvence, nejprve potřebujeme kvalitní QRS detektor. V této práci byl použit obyčejnější QRS detektor založený na adaptivním prahování umocněného EKG signálu s dalším vylepšením (viz dále). V testovaných EKG signálech nebyly nalezeny žádné místa špatné detekce, v případě špatné detekce stačí jen mírná úprava parametrů detektoru. Pro širší použití je ale potřeba použití kvalitnějšího QRS detektoru založeném např. na vlnkové transformaci. EKG signál může být snímán Einthovenovými svody, Goldbegerovými svody, hrudními svody nebo dvanácti svodovým zapojením (viz obr. 1 na straně 8). Amplituda EKG signálu se pohybuje v jednotlivých svodech řádově ve stovkách µV až do jednotek mV, proto je před zahájením QRS detekce důležité nalézt prvotní nastavení velikosti prahu, to bylo vyřešeno následovně: Jelikož se tepová frekvence pohybuje od 30 srdečních cyklů za minutu, kde při této nejnižší možné tepové frekvenci odpovídá 1 srdeční cyklus dvěma sekundám, bylo daným EKG signálem procházeno ve 2 sekundových krocích a v každém z těchto kroků nalezena maximální hodnota. Tato nalezená hodnota v každém kroku by měla být způsobena R kmitem (jestli je v daném úseku R kmitů více, vybere se ten nejvyšší). EKG signál může také obsahovat artefakty (viz obr. 25) nebo myopotenciálové rušení např. z pohybů pacienta (viz obr. 26). Pokud se v EKG signálu artefakt vysoké amplitudy nachází, tento cyklus, nalézající v každém 2 sekundovém kroku maximální hodnotu, artefakt vybere. Aby bylo zabráněno ovlivnění prvotního nastavení prahu artefaktem, vybere se po dokončení výběru mediánová hodnota z těchto maxim, která je dále ještě podělená dvěma. Celá QRS detekce probíhá na umocněném signálu, proto i práh musí být v hodnotách umocněných. Jelikož je detekce vykreslená na neumocněném EKG signálu, tak i program při výpisu, na jakém prahu detekce začala, vypisuje hodnotu neumocněnou.

Příklad výpisu programu na signálu: e103_ST_T_DB_Twave.mat

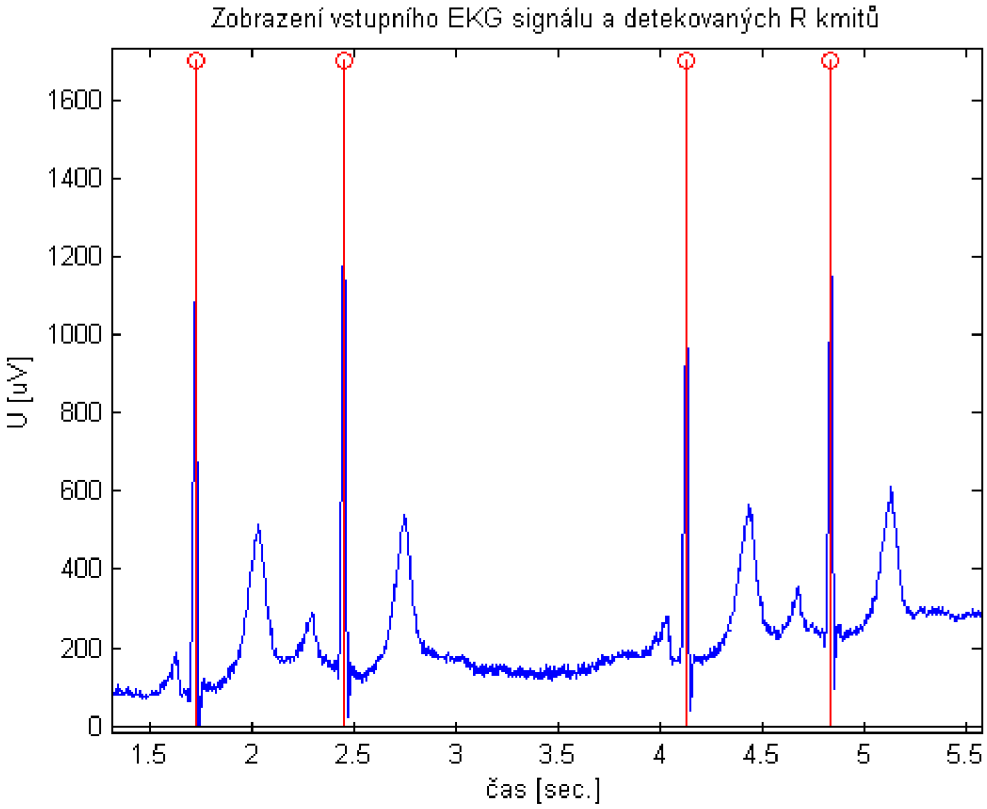
```
Na neumocněném signálu by byl práh detektoru QRS nastaven v prvním kroku na: 1.2325 mV
```



Obr. 25 určitý druh artefaktu v EKG signálu s názvem: e103_ST_T_DB_Twave.mat



Obr. 26 důsledek způsobený pohybem pacienta či pohybu s elektrodou (EKG signál s názvem: e103_ST_T_DB_Twave.mat)

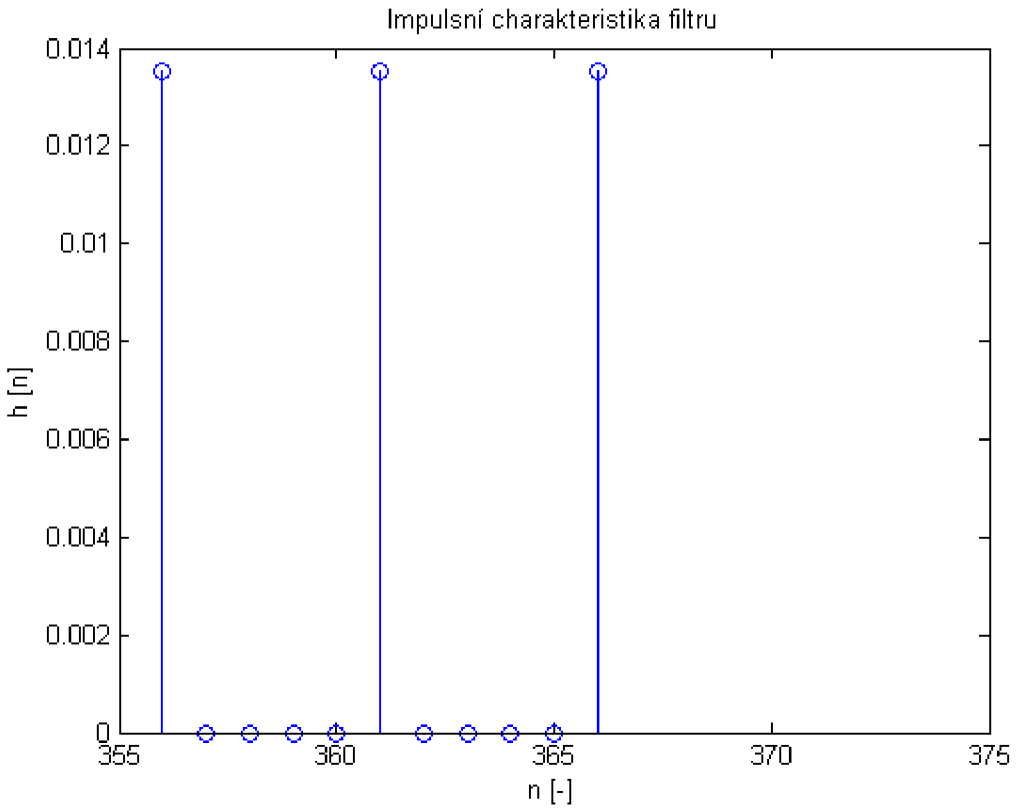


Obr. 27 zobrazení detekce QRS komplexů na vstupním EKG signálu s názvem W023.mat a jeho prvního svodu.

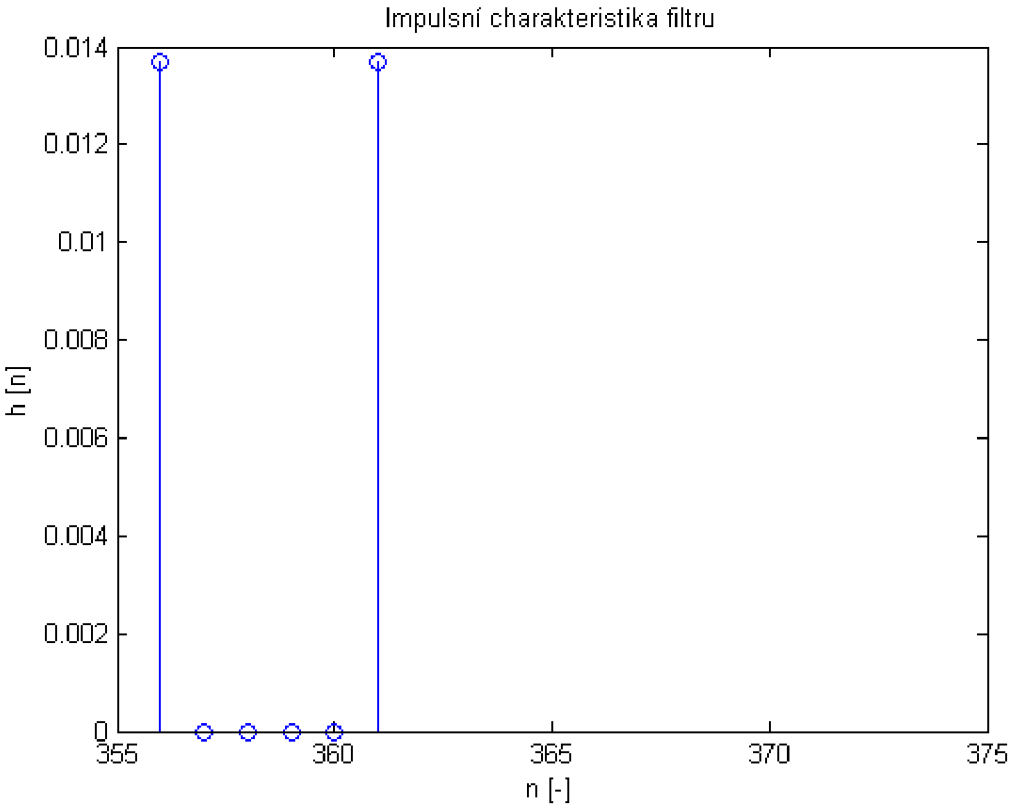
4.2.1.2. Nastavení časově proměnného filtru

Co se týče metody filtrace, máme zde dvě varianty popsány v kapitole 4.1.1.8. na straně 16. V časově proměnné filtraci kauzální i nekauzální viz kapitola 4.2.2. na straně 34 a 4.2.3. na straně 48 byl filtr realizován konvolucí obdélníkové impulsní charakteristiky, z čehož vzešla impulsní charakteristika trojúhelníková (viz obr. 9 na straně 17 a obr. 10 na straně 18). Varianta s použitím dvou filtrů s obdélníkovou impulsní charakteristikou zapojených do série by sice přineslo rychlejší výpočet, ale pracnější realizaci filtru. Výpočet obdélníkové impulsní charakteristiky je popsán v kapitole 4.1.1.5. na straně 12.

Jelikož se jedná o vícepásmový filtr, obsahující v imp. char. nulové hodnoty mezi nenulovými, nelze nastavit přesně danou mezní frekvenci z důvodu, že nulové hodnoty v imp. char. za poslední nenulovou hodnotou nemají na filtr, a tedy filtraci, žádný vliv (kromě negativního vlivu na rychlosti výpočtu). Příčina je především v zaokrouhlování konstanty K, která musí být celé číslo (viz kapitola 4.1.1.2 na straně 9). Např. při nastavení mezní frekvence na 0,68Hz a 0dB útlumu na této frekvenci se mezní frekvence na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz nastaví na 0,675Hz. Když nastavíme mezní frekvenci o 0,005Hz vyšší na 0,685Hz a stále 0dB útlumu na této frekvenci, tak se mezní frekvence na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz nastaví na 0,6875Hz, tedy o 0,0125Hz výše.



Obr. 28 detail konce imp. char. filtru při nastavení mezní frekvence na 0,68Hz a útlumu 0dB na této frekvenci na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz.



Obr. 29 detail konce imp. char. filtru při nastavení mezní frekvence na 0,685Hz a útlumu 0dB na této frekvenci na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz.

Obr. 28. a 29 zobrazují konce imp. char. filtru. Pří zvýšení mezní frekvence filtru (druhý z obrázků) dojde k roztažení frekvenční charakteristiky filtru a tedy ke zkrácení impulsní charakteristiky. Jak bylo řečeno výše, mezní frekvence nejde přesně nastavit u tohoto vícepásmového filtru. Na signálu o vzorkovací frekvenci 250Hz tvoří skok v mezní frekvenci 0,125Hz (celková propust nebo po výsledném odečtení zádrž se roztáhne o 0,250Hz). Samozřejmě se musí také po zkrácení nebo prodloužení imp. char. změnit výška všech nenulových hodnot impulsní charakteristiky, která se rovná 1/K (1/počet nenulových hodnot imp. char. filtru). Příklad výpisu výsledné mezní frekvence f_0 (zde na signálu o fvz=250 pro fm=0,67Hz a 3dB útlumu na této frekvenci):

```
Mezni frekvence časově neproměnného filtru je: 1.175 Hz
```

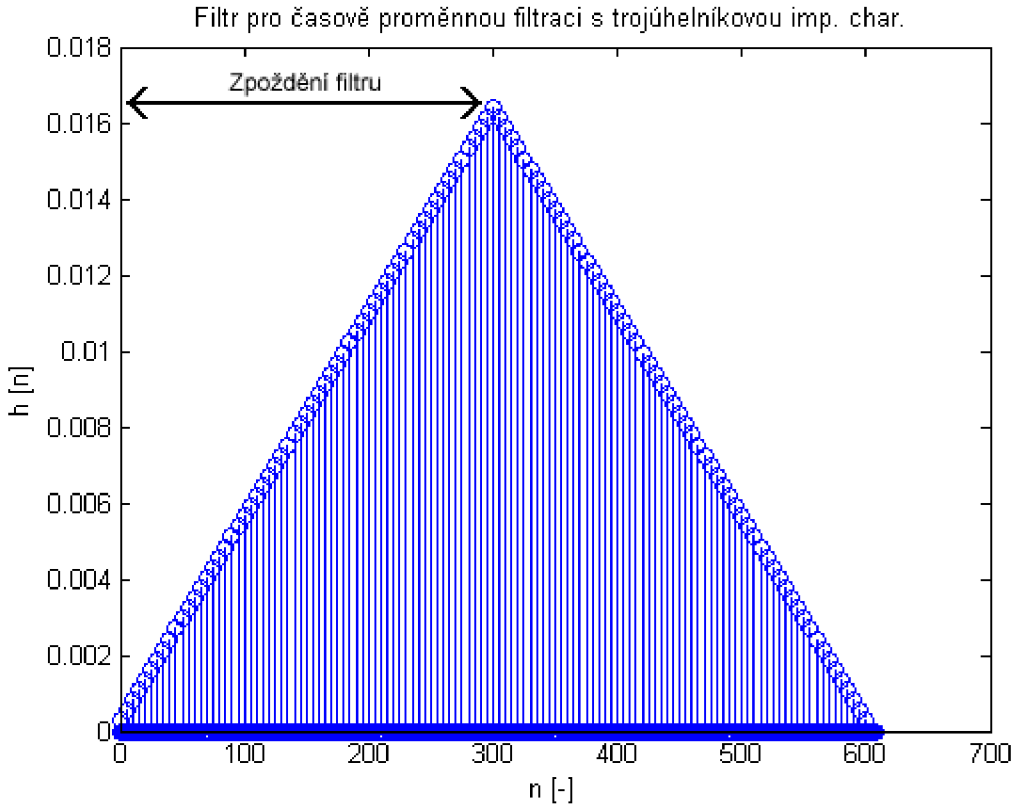
4.2.2. Kauzální časově proměnná filtrace

V každém srdečním cyklu byl stanoven uzlový bod, který leží uprostřed mezi RR intervaly (v úseku nízké srdeční aktivity) a slouží pro skokovou změnu mezní frekvence filtru mezi jednotlivými srdečními cykly (viz kapitola 4.2.3.2 na straně 51). Po zjištění aktuální mezní frekvence filtru, která se vypočítá jako převrácená hodnota z rozdílu dvou sousedních uzlových bodů, mezi kterými právě filtrujeme, dojde k přepočtení imp. char. filtru.

4.2.2.1. Výpočet zpoždění filtru

Délka filtru se tedy mění v každém srdečním cyklu v místě uprostřed RR intervalů skokově. Mezi těmito uzlovými body zůstává filtr nezměněn, musí se proto v této realizaci, která filtruje signál

pouze v jednom směru, počítat také se zpožděním, které filtr zavádí, a které se také mění v každém cyklu. Zpoždění se musí při každém cyklu skokové kauzální časově proměnné filtrace spočítat. Filtr poté neskončí výpočet daného úseku v místě dalšího uzlového bodu, ale o vypočtené aktuální zpoždění filtru dále.



Obr. 30 graficky znázorněné zpoždění filtru

Obr. 30 ukazuje zpoždění filtru s trojúhelníkovou impulsní charakteristikou. V případě, kde první nenulový vzorek této impulsní charakteristiky bude ležet na indexu 0 a prvek s nejvyšší hodnotou na indexu 300, bude zpoždění filtru $\tau = 300$.

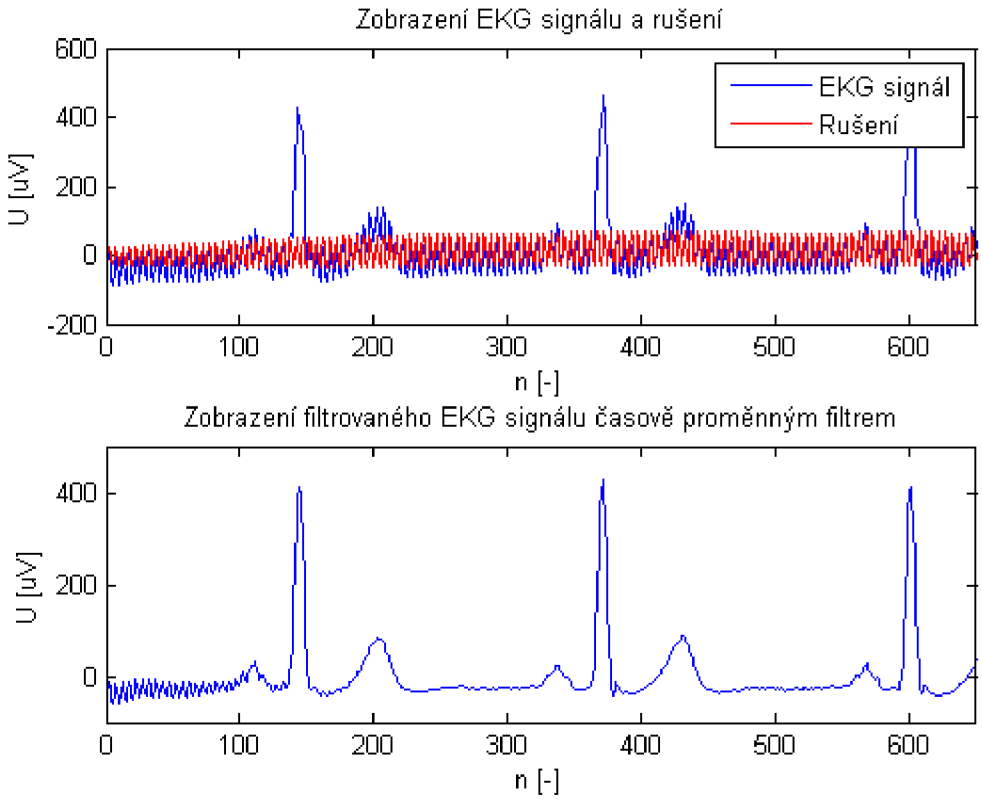
4.2.2.2. Výpočet načítání filtru

Vypočtením zpoždění filtru jsme zjistili index vzorku, kde bude filtrace v daném úseku končit. Index vzorku, kde bude filtrace začínat, zjistíme odečtením délky trojúhelníkového filtru od indexu, udávajícího začátek úseku, který chceme filtrovat z důvodu načtení filtru pro úplnou filtraci daného úseku. Délka trojúhelníkové imp. char. filtru se vypočte odečtením prvního nenulového vzorku od indexu posledního nenulového vzorku. V našem případě (viz obr. 30), kde první nenulový vzorek této impulsní charakteristiky bude ležet na indexu 0 a poslední nenulový vzorek na indexu 600 bude načítání filtru 600 vzorků (600-0).

Jelikož filtr zavádí zpoždění (viz výše) a detekované rušení v indexu, kde filtrace v daném úseku začíná, bude posunuto o toto zpoždění dále, stačí index, kde filtrace v daném úseku začíná, předsunout pouze o načítání filtru mínus zpoždění filtru. V našem případě, kdy načítání filtru trvá 600

vzorků a zpoždění filtru je 300, **stačí index začátku filtrace předsunout pouze o 300 (600-300) vzorků**.

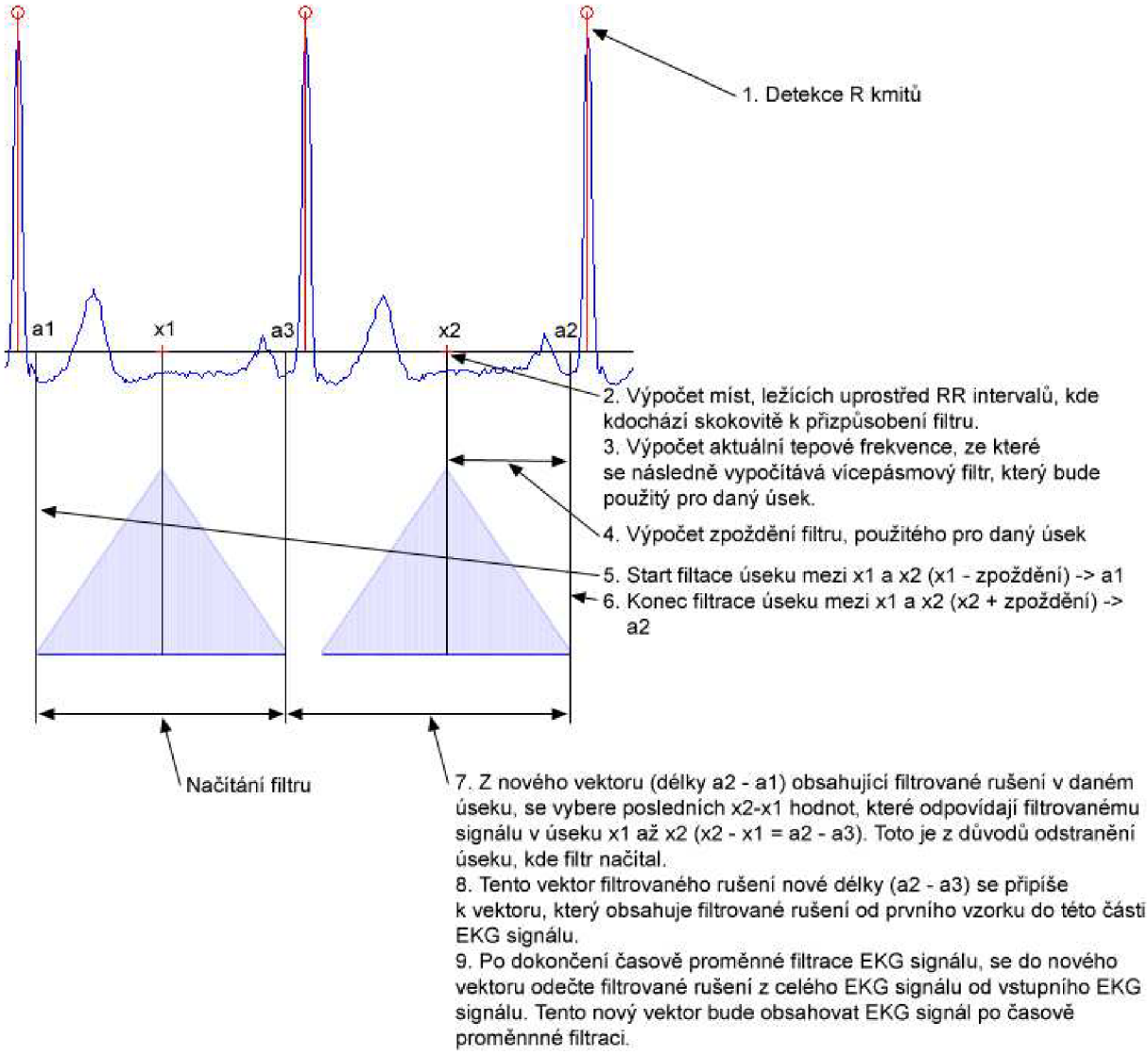
Index začátku filtrace není tak důležitý jako index, kde bude filtrace v daném úseku končit. Musí splnit jen jedno kritérium, a to je být předsunutý minimálně o velikost načítání filtru sníženou o zpoždění filtru. Pokud bude místo předsunuto více, bude to mít pouze negativní vliv na rychlost výpočtu, protože se následně vybírá jen část filtrovaných hodnot v daném úseku. Celý popis postupu filtrace je uveden v kapitole 4.2.2.3. na následující straně.



Obr. 31 na obrázku je patrné načítání filtru v prvních vzorcích (na EKG signálu s názvem: ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat)

Na obr. 31 je znázorněné načítání filtru s trojúhelníkovou imp. char., výstupní EKG signál není zpočátku zcela vyfiltrován.

4.2.2.3. Postup filtrace EKG signálu



Obr. 32 detailní postup kauzální filtrace EKG signálu časově proměnným filtrem

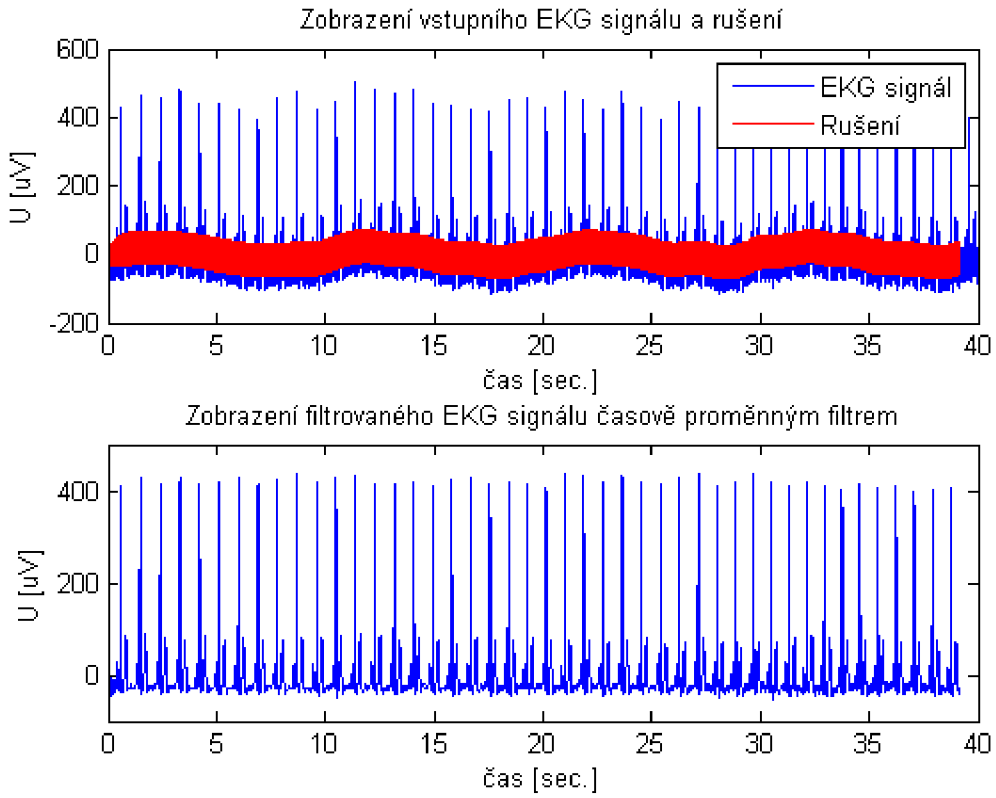
Pro nastavení mezní frekvence filtru v prvním cyklu časově proměnné filtrace se vyjde z prvního RR intervalu. Filtr poté filtruje část signálu od prvního vzorku signálu až do prvního uzlového bodu, které leží uprostřed prvního RR intervalu. Pro další cykly je výpočet mezní frekvence filtru počítán už z intervalů sousedních uzlových bodů, které leží, jak už bylo napsáno výše, vždy uprostřed mezi RR intervaly. Výběr míst přizpůsobení filtru v uzlových bodech byl vybrán pro lepší výsledky filtrace viz kapitola 4.2.3.2. na straně 51. Pro tyto další cykly musela být vytvořena podmínka, říkající: Pokud je poloha uzlového bodu, od kterého chceme nyní filtrovat, menší než zpoždění filtru (viz kapitola 4.2.2.2. na straně 35), filtr bude stále začínat filtrací od prvního vzorku EKG signálu po daný uzlový bod. V tomto filtrovaném úseku ještě stále není filtr plně načten, v dalších krocích, které splní podmínku říkající: Pokud je poloha od kterého chceme nyní filtrovat větší než zpoždění filtru: filtr bude filtrovat už jen úsek, který filtrovat potřebujeme, tedy od předsunutého místa, které je stanoveno viz kapitola 4.2.2.2. na straně 35, až do posunutého místa viz kapitola 4.2.2.1. na straně 34.

Pokud máme například uzlové body na indexu 1000 a 1500 v EKG signálu a tento úsek chceme filtrovat a zpoždění filtru je pro příklad například 300 vzorků a načítání filtru 600 vzorků, filtrace začne od indexu 700 (1000-600+300) a skončí na indexu 1800 (1500+300). Z tohoto nově vytvořeného vektoru vezmeme posledních 500 (1500-1000) hodnot, které odpovídají požadovanému filtrovanému úseku a připíšou se do dalšího vektoru. Takto filtrace filtruje signál až do konce, kdy v posledním cyklu u posledního uzlového bodu filtr filtruje opět od předsunutého místa, získaného odečtením zpoždění filtru od posledního místa změny a skončí posledním vzorkem EKG signálu. Vektor obsahující celé rušení je následně odečten od vstupního EKG signálu a tímto je získán filtrovaný EKG signál (pro připomenutí je filtr typu pásmové propusti, až po tomto odečtení je získána požadovaná pásmová zádrž).

4.2.2.4. Filtrace signálu s názvem ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat

Informace o tomto signálu jsou uvedeny v kapitole 4.1.2.1. na straně 20.

4.2.2.4.1. Výsledky filtrace

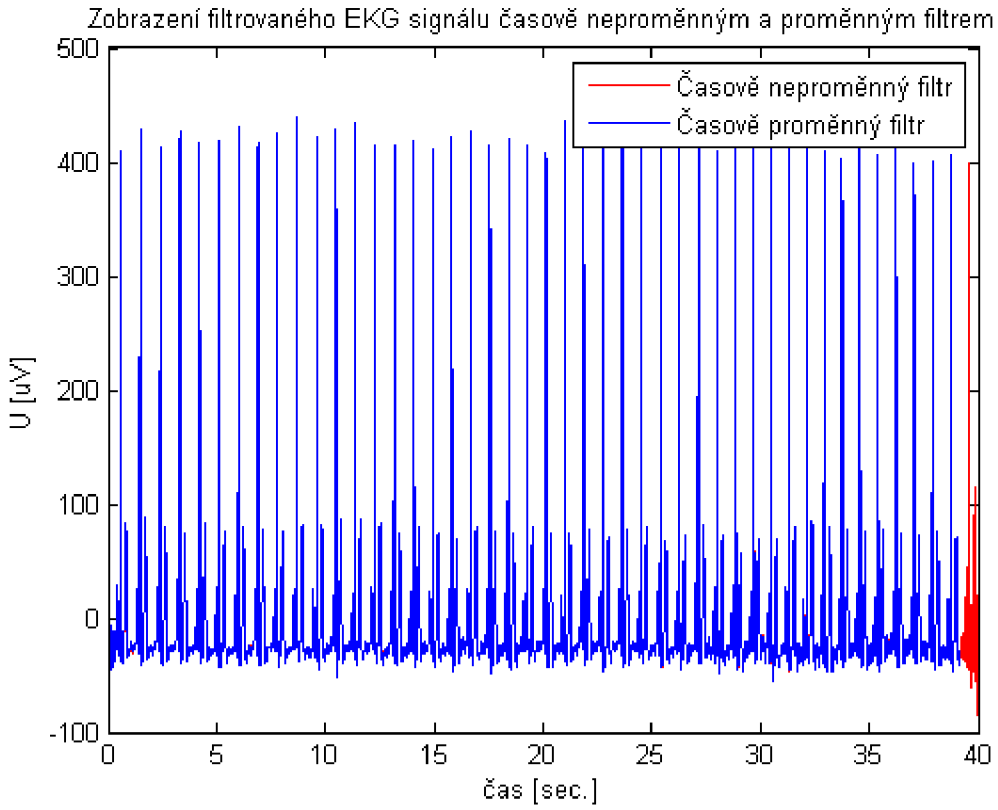


Obr. 33 celkový pohled na časově proměnnou filtraci EKG signálu

Na obr. 33 je znázorněn celý průběh filtrace na EKG signálu s názvem: *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat*.

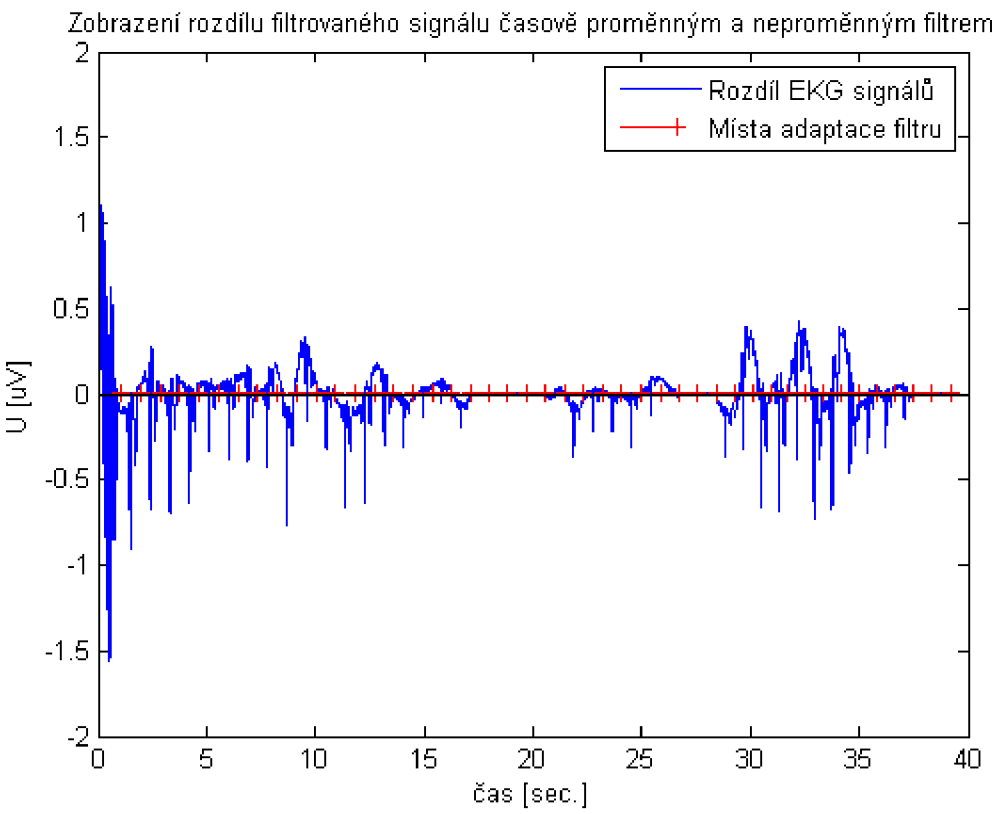
Výsledný vyfiltrovaný EKG signál má kratší délku oproti vstupnímu EKG signálu o zpoždění filtru.

4.2.2.5. Porovnání filtrace skokového kauzálního časově proměnného a časově neproměnného filtru na signálu *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat.*



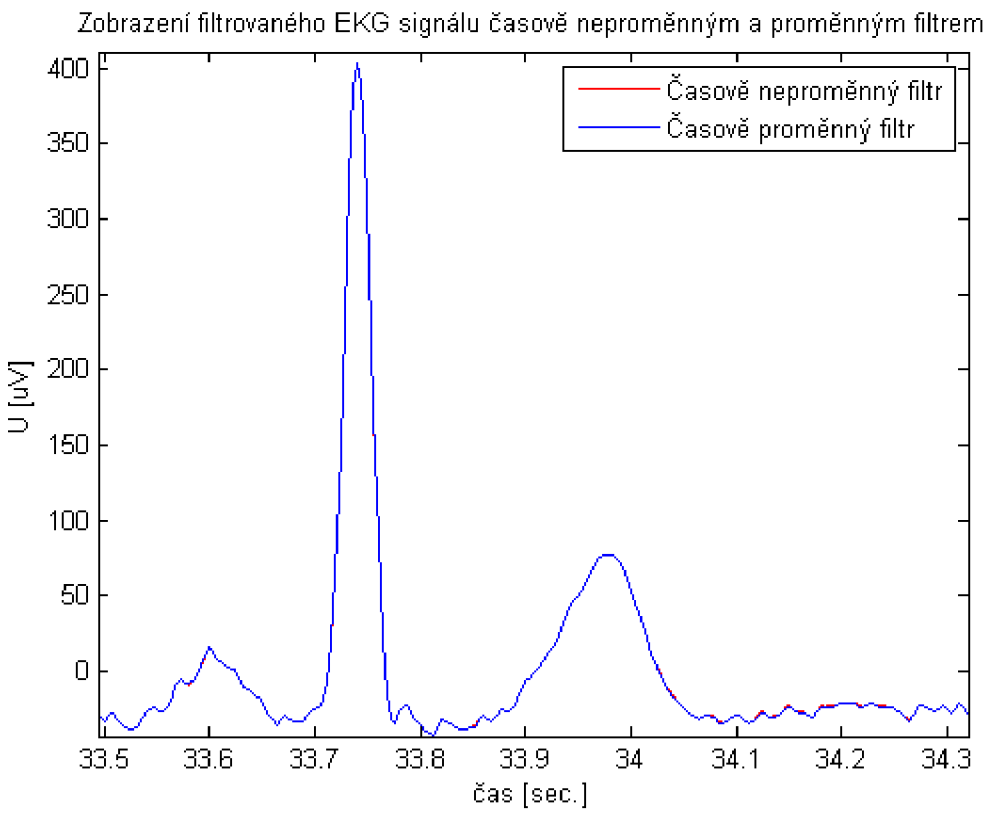
Obr. 34 zobrazení výstupního filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem

Obr. 34 ukazuje oba EKG signály filtrované časově neproměnným a skokovým kauzálním časově proměnným filtrem. Časově neproměnný filtr filtroval signál s doporučenou mezní frekvencí 0,67Hz a útlumem na této frekvenci 3dB [5]. Kauzální časově proměnný filtr filtroval signál s mezní frekvencí nastavenou skokově podle aktuální tepové frekvence a útlumem 0dB na této frekvenci. Časově neproměnný filtr filtroval signál z obou směrů, proto je zobrazený EKG signál časově neproměnným filtrem celý včetně obou míst načítání filtru na začátku a konci. EKG signál časově proměnným filtrem byl filtrován pouze v jednom směru, proto je zde zobrazeno jen jedno načítání filtru na začátku a filtrace byla ukončena v místě posledního vzorku EKG signálu mínus zpoždění filtru, které filtr zavedl.



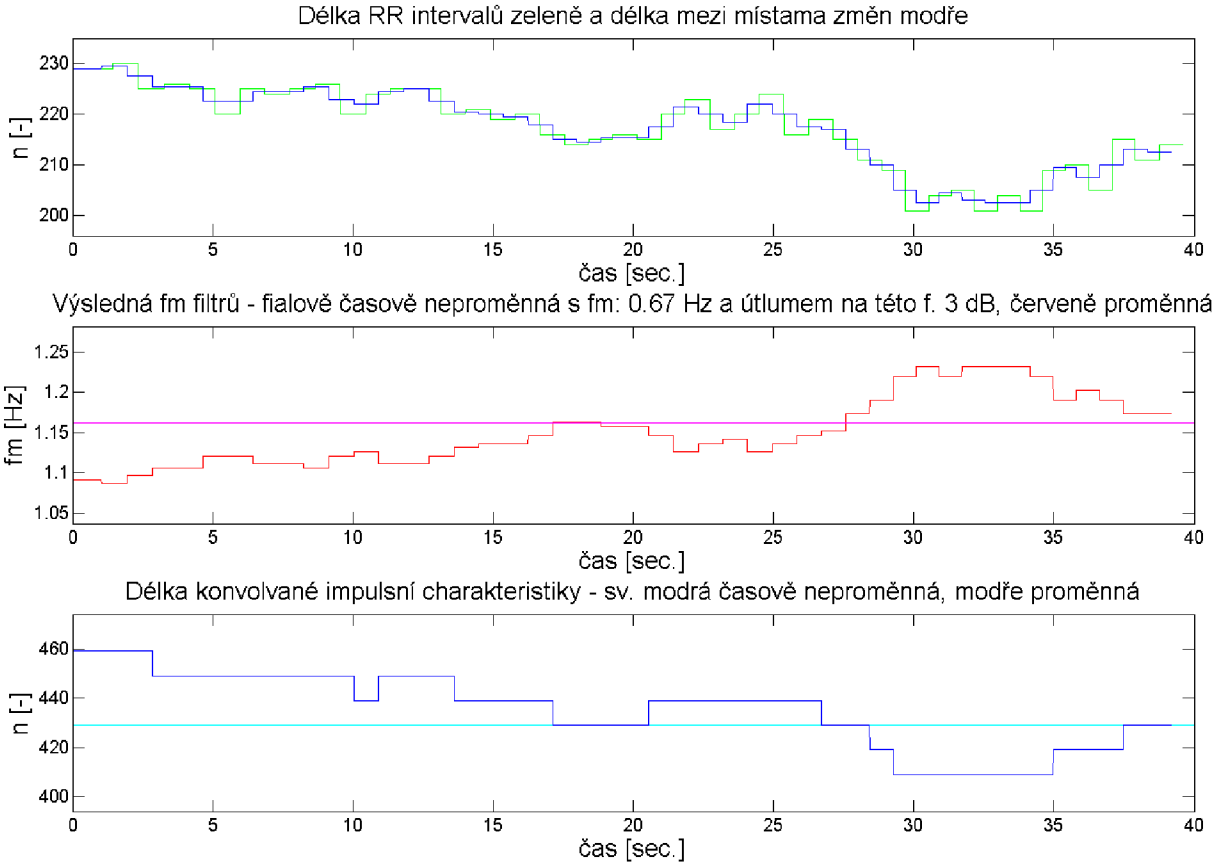
Obr. 35 rozdíl filtrovaných EKG signálu po jejich vzájemném odečtení

Obr. 35 ukazuje rozdíl filtrovaných EKG signálů časově neproměnného a skokového kauzálního časově proměnného filtru. EKG signály jsou od sebe navzájem odečteny. Rozdíl filtrovaných EKG signálů se pohybuje na tomto signálu řádově v desetinách µV. Detail úseku, kde je rozdíl největší, zobrazuje následující obr. V místech, kde měly filtry nastavenou stejnou mezní frekvenci, došlo k identické filtraci. Toto slouží také pro ověření správnosti obou doposud realizovaných filtrací.



Obr. 36 detail filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem v místech s největším rozdílem

Na obr. 36 je zobrazen detail výstupních EKG signálů po časově neproměnné a skokové kauzální časově proměnné filtraci. Filtrované EKG signály se navzájem liší jen nepatrně, především oblasti mezi T a P vlnou.

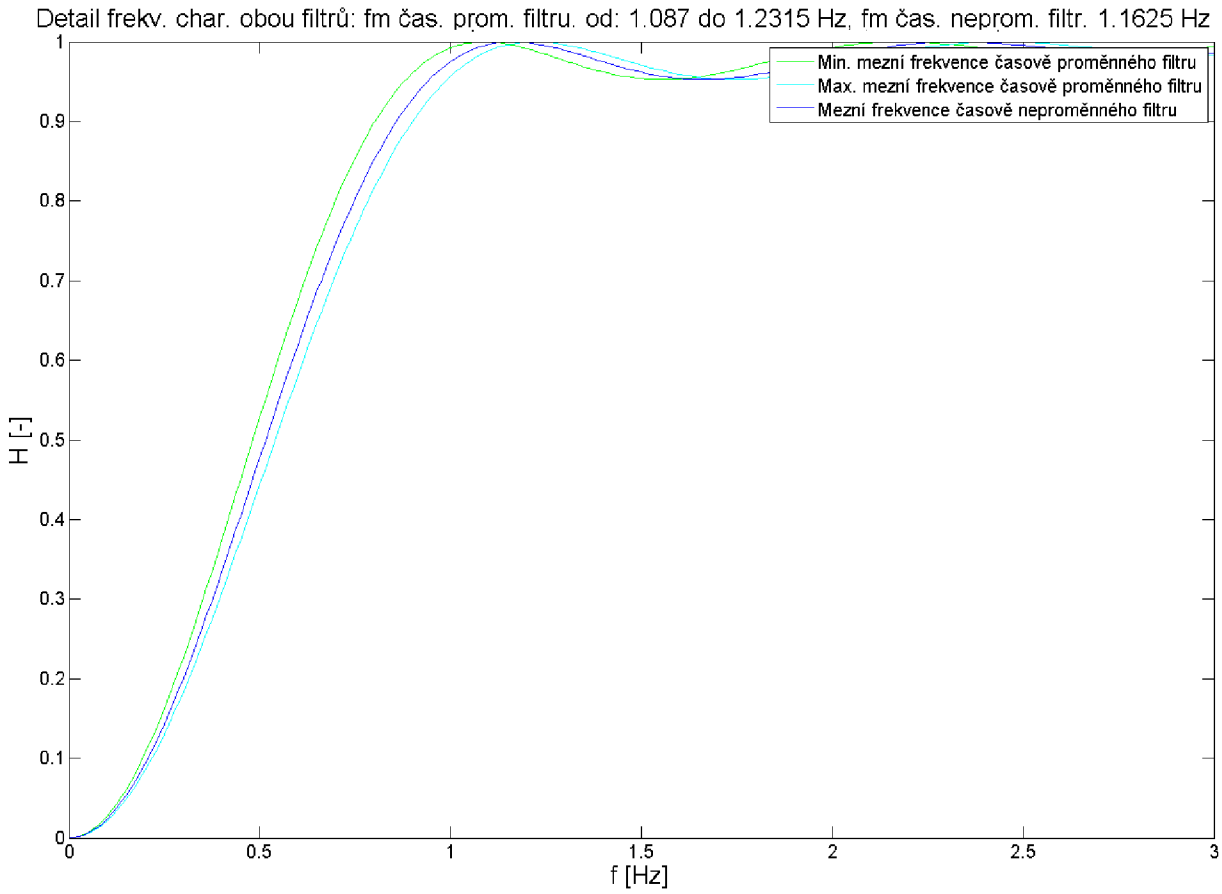


Obr. 37 kresba parametrů EKG signálu a časově proměnného a neproměnného filtru

Na obr. 37 je zobrazena délka jednotlivých RR intervalů (zeleně) a lineárně interpolovaná délka mezi uzlovými body (modře), která odpovídá délce jednotlivých kroků skokového kauzálního časově proměnného filtru. Uprostřed jsou zobrazeny mezní frekvence obou filtrů (časově neproměnný filtr - fialová, skokový kauzální časově proměnný filtr - červená) a níže délka impulsních charakteristik po konvoluci (časově neproměnná - světle modře, skoková kauzální časově proměnná - modře).

Časově neproměnná filtrace sice neprobíhá pomocí trojúhelníkové impulsní charakteristiky vzniklé po konvoluci charakteristiky obdélníkové, ale pomocí filtru s obdélníkovou impulsní charakteristikou, která filtruje signál 2x. Výsledek filtrace je samozřejmě stejný. Zde je pro ilustraci a porovnání nastavení filtrů vykreslena délka trojúhelníkové impulsní charakteristiky i pro filtr časově neproměnný.

Můžeme si všimnout, že v určitých místech došlo k nastavení stejné mezní frekvence (popř. podobné, ale po zaokrouhlení došlo k nastavení stejně dlouhé imp. char. filtru). V tomto případě jsme si mohli ověřit správnost této skokové časově proměnné filtrace. V místech, kde byla nastavena stejná mezní frekvence došlo ke stejným výsledkům po filtraci daného úseku EKG signálu a rozdíl těchto filtrovaných signálů byl nulový (viz obr. 35).



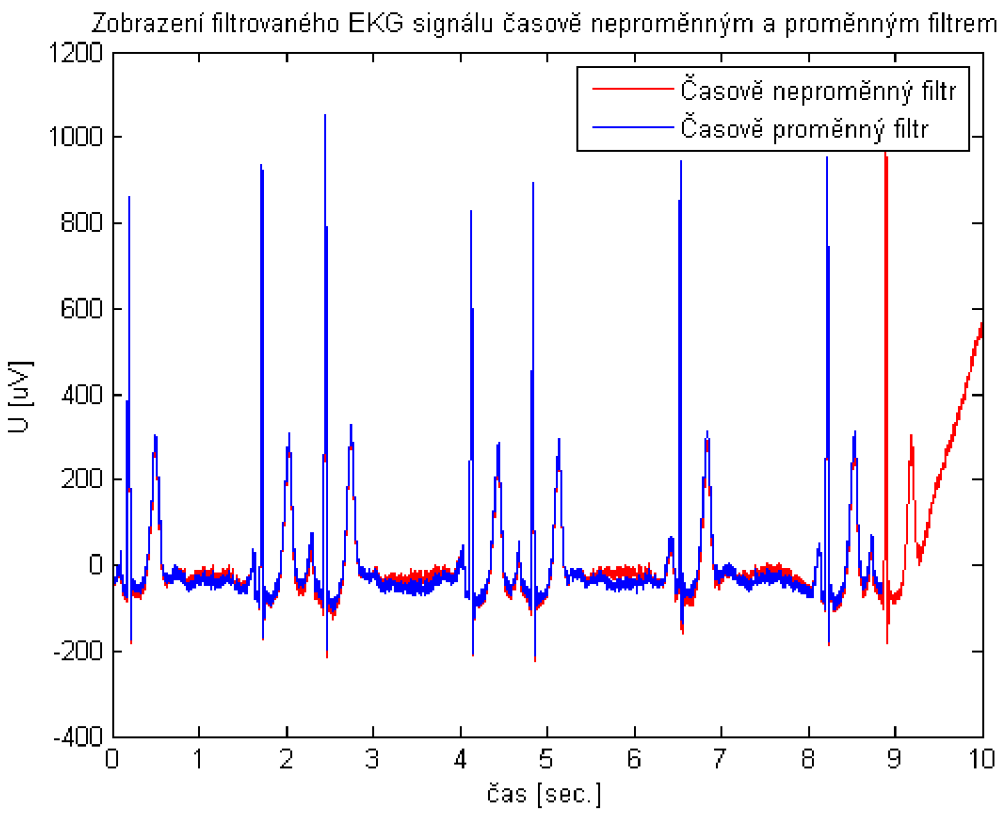
Obr. 38 zobrazení detailu frekvenčních charakteristik obou filtrů. Kauzální časově proměnný filtr filtroval signál s mezními frekvencemi od 1,087Hz do 1,232Hz. Časově neproměnný filtr měl nastavenou pevně mezní frekvenci na 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci, jeho výsledná mezní frekvence činila 1,1625 Hz.

Na obr. 38 je patrné, že skokový kauzální časově proměnný filtr filtroval signál v mezích mezních frekvencí podobných od mezní frekvence časově neproměnného filtru. V tomto případě docházelo k místům v EKG signálu, kde měly filtry nastavenou stejnou mezní frekvenci (viz obr. 35).

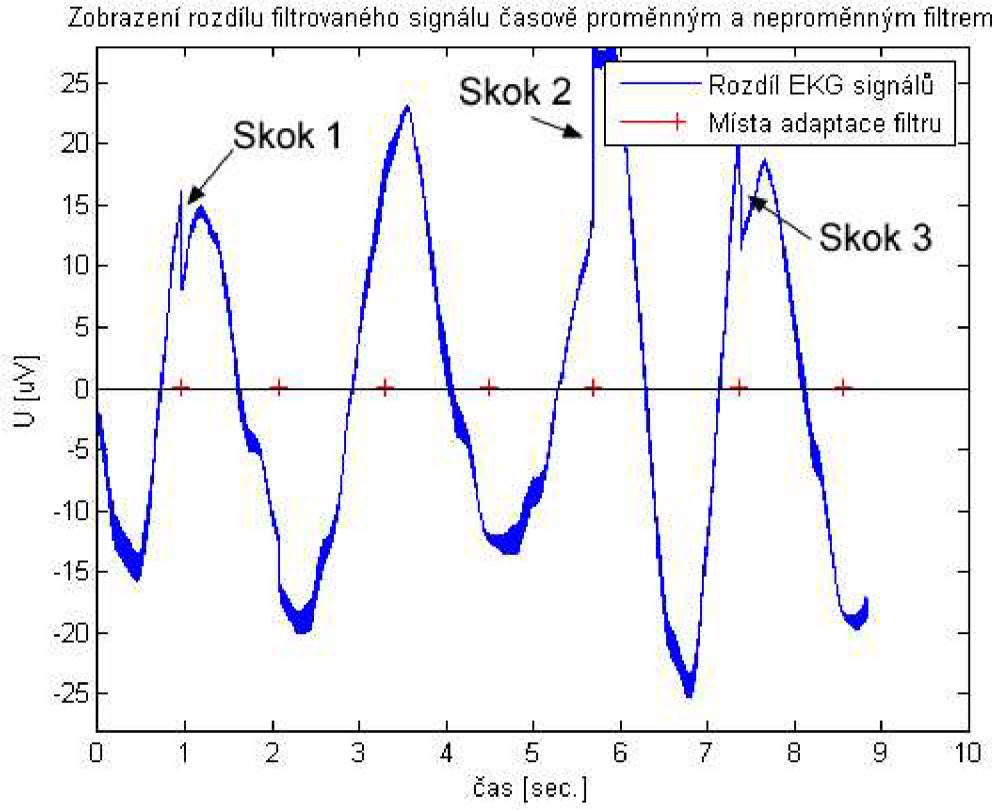
4.2.2.6. Porovnání filtrace skokového kauzálního časově proměnného filtru a časově neproměnného filtru na signálu W023.mat

Signál s názvem W023.mat je zajímavý tím, že má velkou diferenci tepových frekvencí v jednotlivých srdečních cyklech.

Obr. 39 ukazuje výstupní filtrovaný EKG signál oběma typy filtrace. Největší rozdíl fitrací byl zaznamenán v 6. srdečním cyklu viz následující obr.

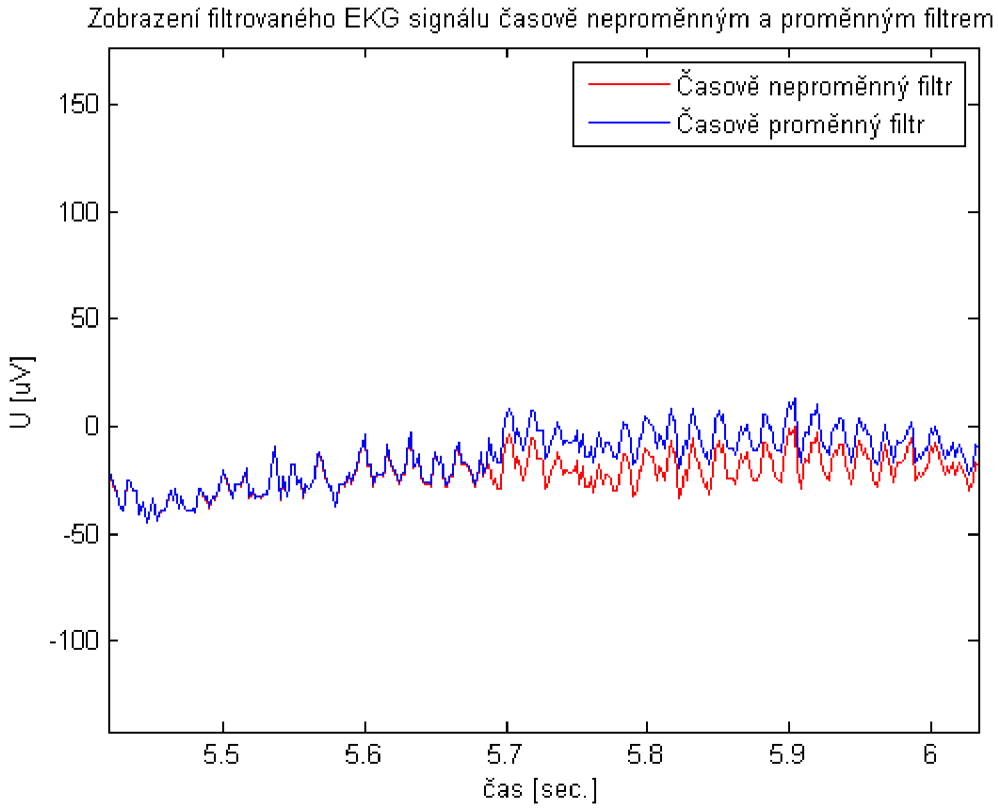


Obr. 39 zobrazení výstupního filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem



Obr. 40 rozdíl filtrovaných EKG signálů po jejich vzájemném odečtení

Tento způsob skokové kauzální časově proměnné filtrace EKG signálu se skokovou změnou mezní frekvence filtru není kvalitní v EKG signálech, které mají velkou diferenci tepových frekvencí v jednotlivých srdečních cyklech, nebo v signálech, kde dochází k občasné špatné detekci komplexu QRS či k extrasystolám nebo dalším jevům ovlivňující aktuální tepovou frekvenci. Tuto diferenci částečně vyrovnávají uzlové body, které se nacházejí uprostřed RR intervalů. Pokud se ale v EKG signálu vyskytnou dva delší RR intervaly, tak filtrace od poloviny prvního delšího RR intervalu do poloviny druhého delšího RR intervalu bude probíhat s filtrem, který bude mít imp. char. výrazně prodlouženou než v předešlých cyklech filtrace a v tomto případě tato dvě místa, kde se filtr výrazněji změní (prodlouží a poté zpět zkrátí), způsobí ve výsledném filtrovaném EKG signálu skok neboli zub viz předchozí a následující obr.

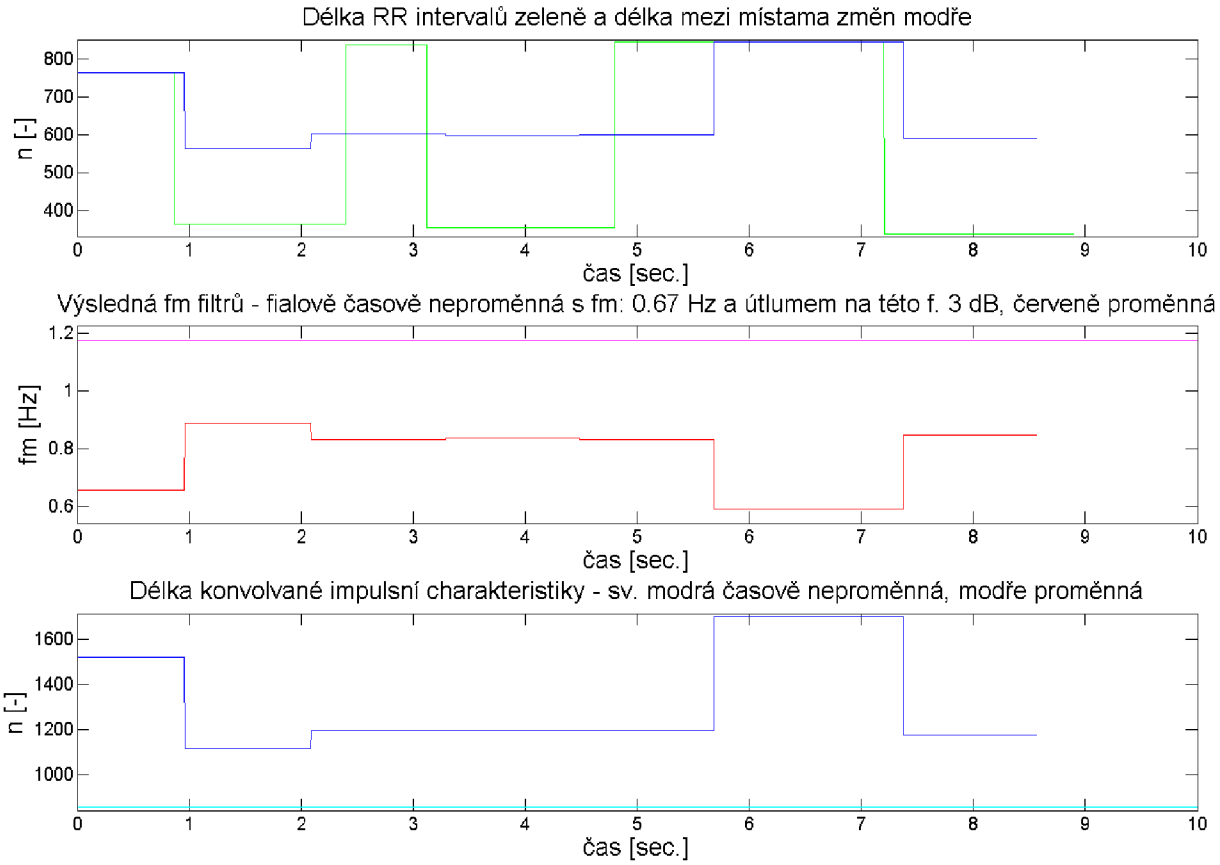


Obr. 41 detail místa změny, kde došlo k výrazné úpravě filtru

Na obr. 41, na kterém jsou zobrazeny výsledné EKG signály po obou předešlých filtracích, je patrný skok v místě změny, kde došlo v tomto případě k výraznému prodloužení filtru. Tento skok činí v tomto případě přibližně 10 µV. Pokud tuto hodnotu podělíme nejvyšší amplitudou EKG signálu (nacházející se v komplexech QRS) a vynásobíme 100, dostaneme tento skok v procentech, který v tomto případě činí přibližně 1%. Skoky ve filtrovaném signálu by filtrace vykazovat neměla.

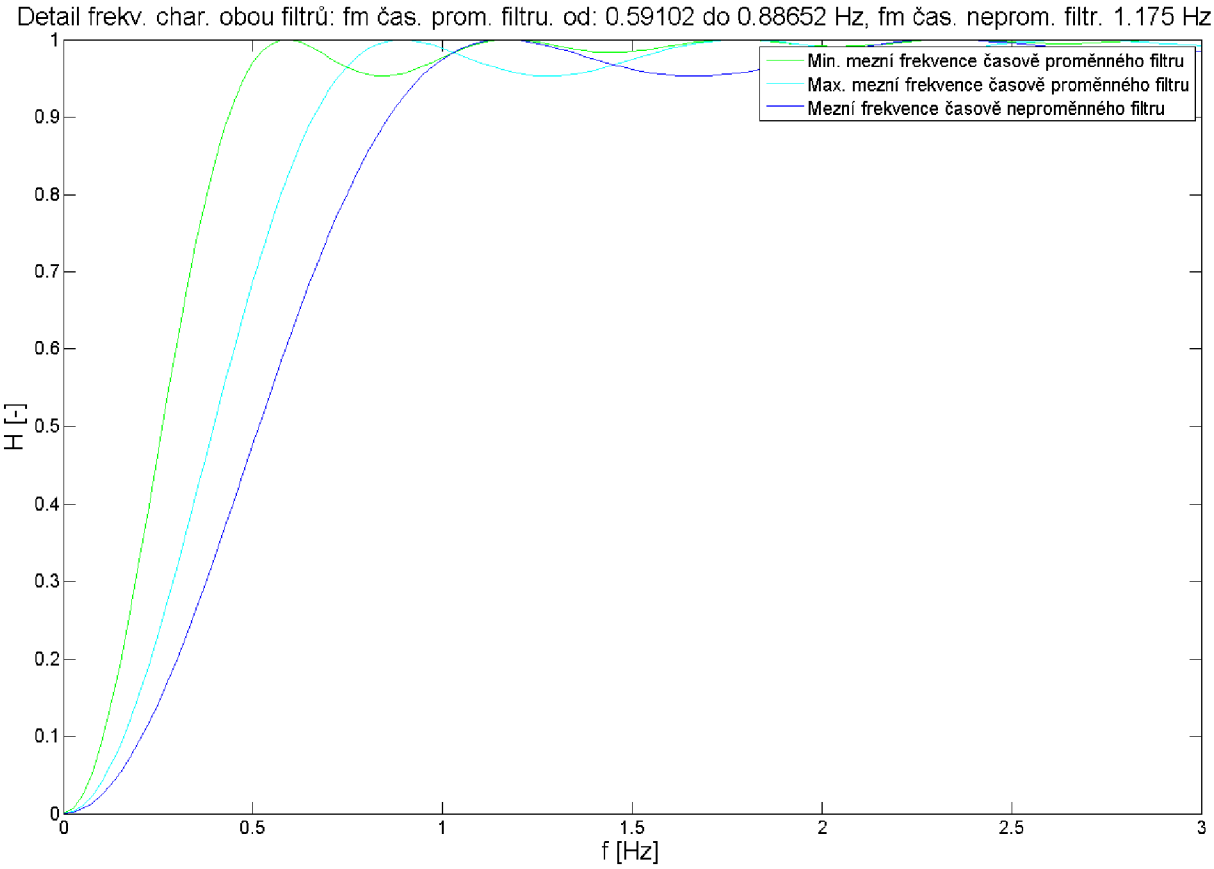
Z důvodů možných skoků ve vyfiltrovaném signálu po filtraci skokovou kauzální časově proměnnou filtraci byla realizovaná další metoda časově proměnné filtrace, tentokrát nekauzální se změnou mezní frekvence v každém vzorku signálu vypočítanou z lineárně interpolovaných uzlových bodů nebo z lineárně interpolovaných RR intervalů. Časově proměnný filtr se bude přizpůsobovat

na každém vzorku EKG signálu což potlačí veškeré možné skoky ve vyfiltrovaném signálu. Tato nekauzální filtrace je popsána v kapitole 4.2.3. na straně 48.



Obr. 42 kresba parametrů EKG signálu a časově proměnného a neproměnného filtru

Obr. 42 ukazuje stejné údaje jako na obr. 37, na kterém je patrný velký rozdíl nastavených mezních frekvencí a tedy délky imp. char. filtru v 6. srdečním cyklu, který byl mimořádně dlouhý.



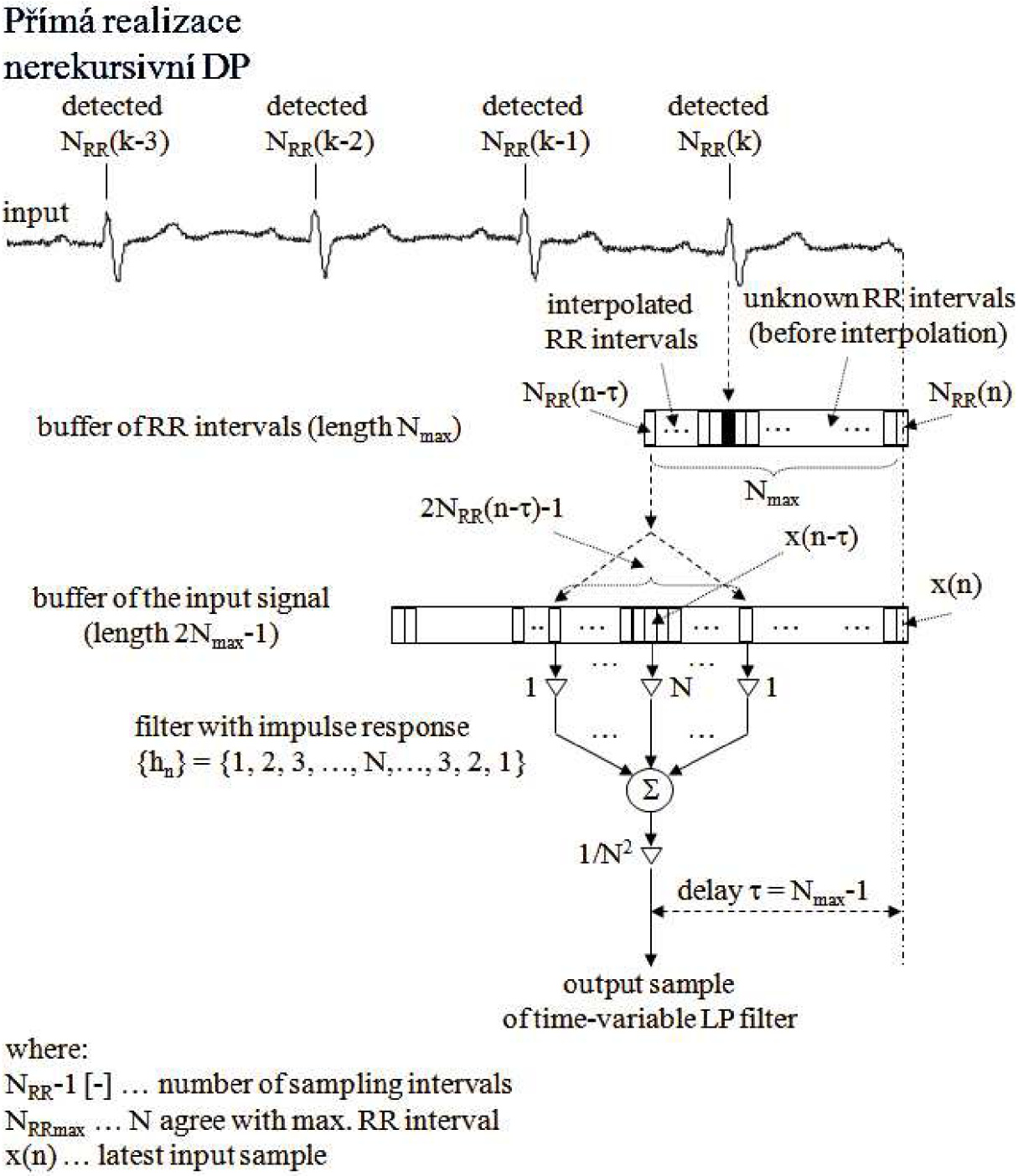
Obr. 43 zobrazení detailu frekvenčních charakteristik obou filtrů. Časově proměnný filtr filtroval signál s mezními frekvencemi od 0,591Hz do 0,887Hz. Časově neproměnný filtr měl nastavenou pevně mezní frekvenci na 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci, jeho výsledná mezní frekvence činila 1,175 Hz.

Obr. 43 ukazuje mezní frekvence filtrů obou realizací. Skokový kauzální časově proměnný filtr filtroval signál v mezích mezních frekvencí od 0,591 do 0,887Hz. Nejvyšší mezní frekvence u skokového kauzálního časově proměnného filtru byla nastavena ve 2. srdečním cyklu a naopak nejnižší mezní frekvence byla nastavena v 6. srdečním cyklu viz obr. 42. Časově neproměnný filtr filtroval signál s mezní frekvencí nastavenou pevně na 1,175Hz. Filtrace na tomto signálu s velkou diferencí tepové frekvence v jednotlivých srdečních cyklech byla rozdílná.

4.2.3. Nekauzální časově proměnná filtrace

4.2.3.1. Realizace filtru

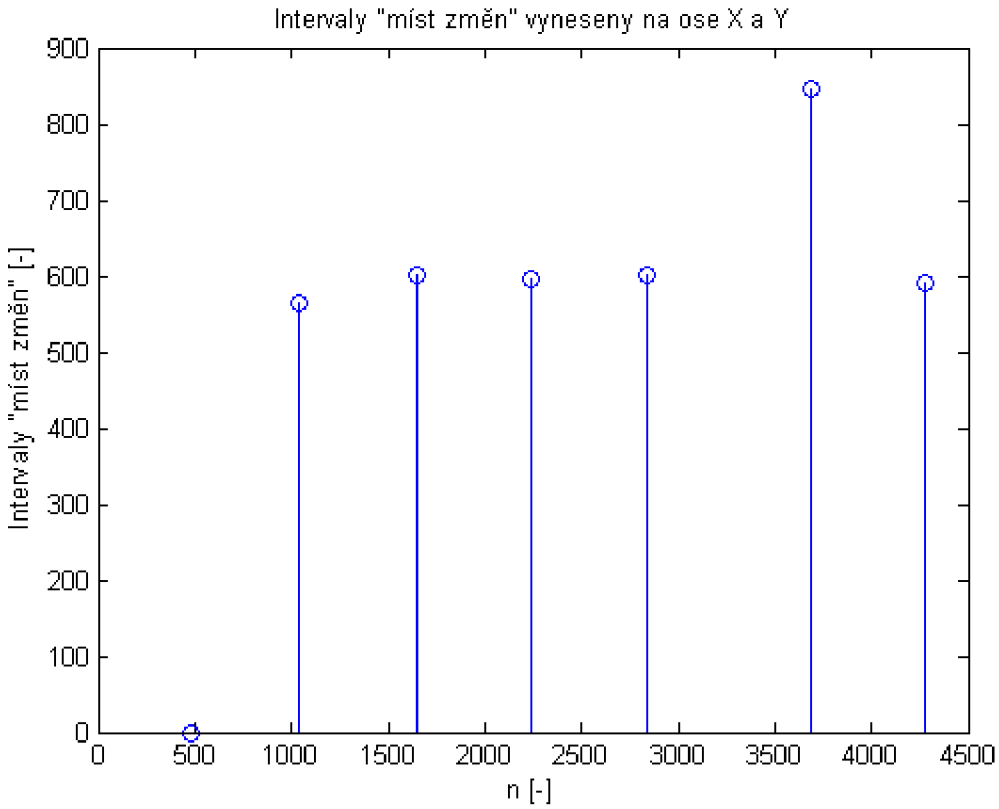
Postup filtrace znázorňuje následující schéma:



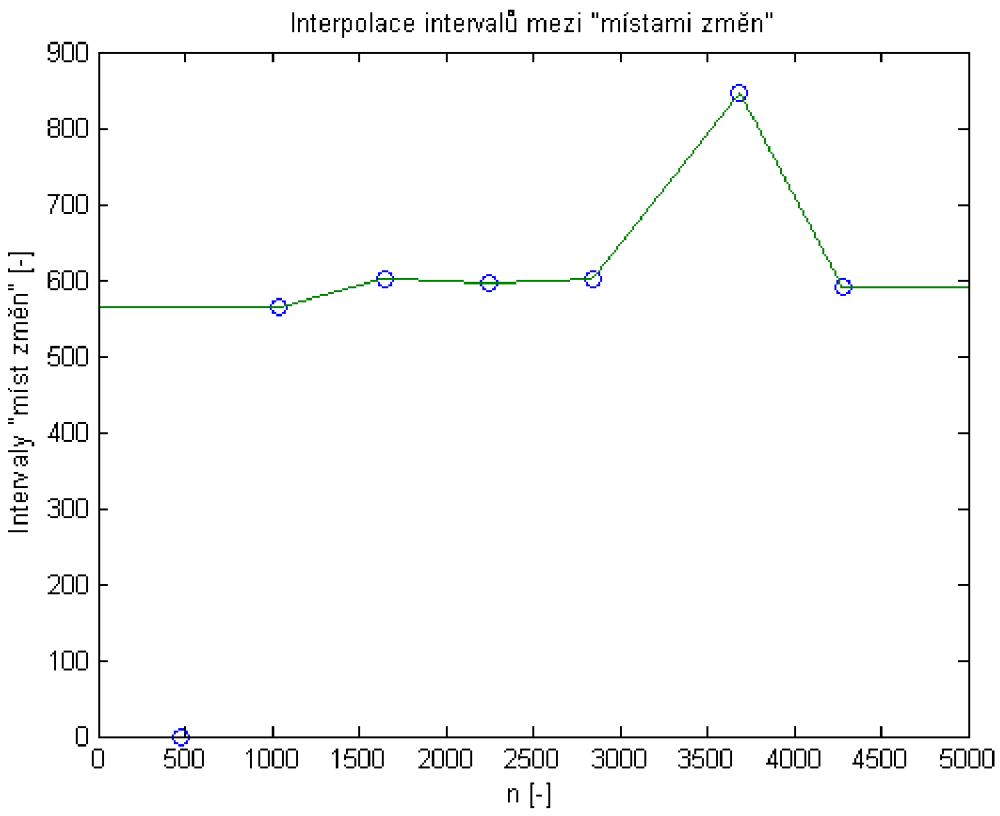
Obr. 44 schéma časově proměnné filtrace v každém vzorku přímou realizací nekauzálně – převzato z []

Obr. 44 zobrazuje schéma časově proměnné filtrace v každém vzorku, obr. ukazuje filtraci v reálném čase, v našem případě jsme v reálném čase nefiltrovali.

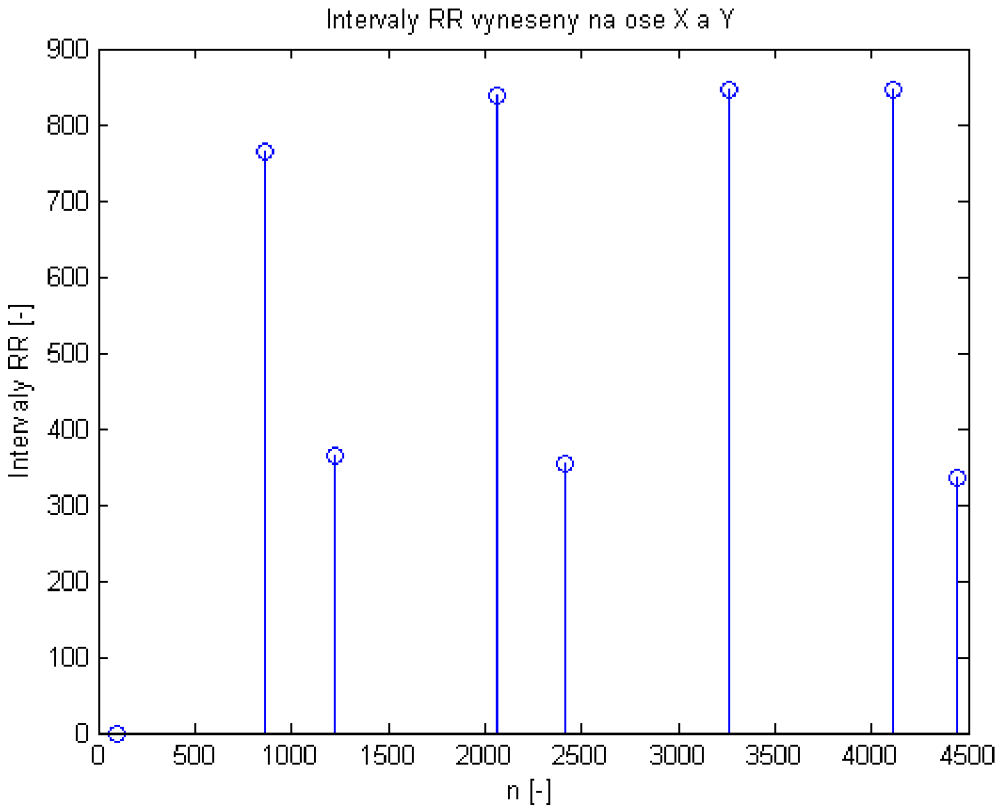
Při této časově proměnné filtraci v každém vzorku potřebujeme opět kvalitní detektor komplexů QRS. Jeho popis naleznete v kapitole 4.2.1.1. na straně 30. Nastavení imp. char. filtru pro vícepásmový filtr použitý v této metodě naleznete v kapitole 4.2.1.2. na straně 33. Dále máme dvě možnosti nastavení mezní frekvence, buď jako v předešlé kauzální (skokové) časově proměnné filtraci, kdy zjistíme uzlové body uprostřed RR intervalů a vyneseme je na osu y nebo vyneseme přímo RR intervaly na osu y a v obou případech provedeme lineární interpolaci. (viz následující obrázky).



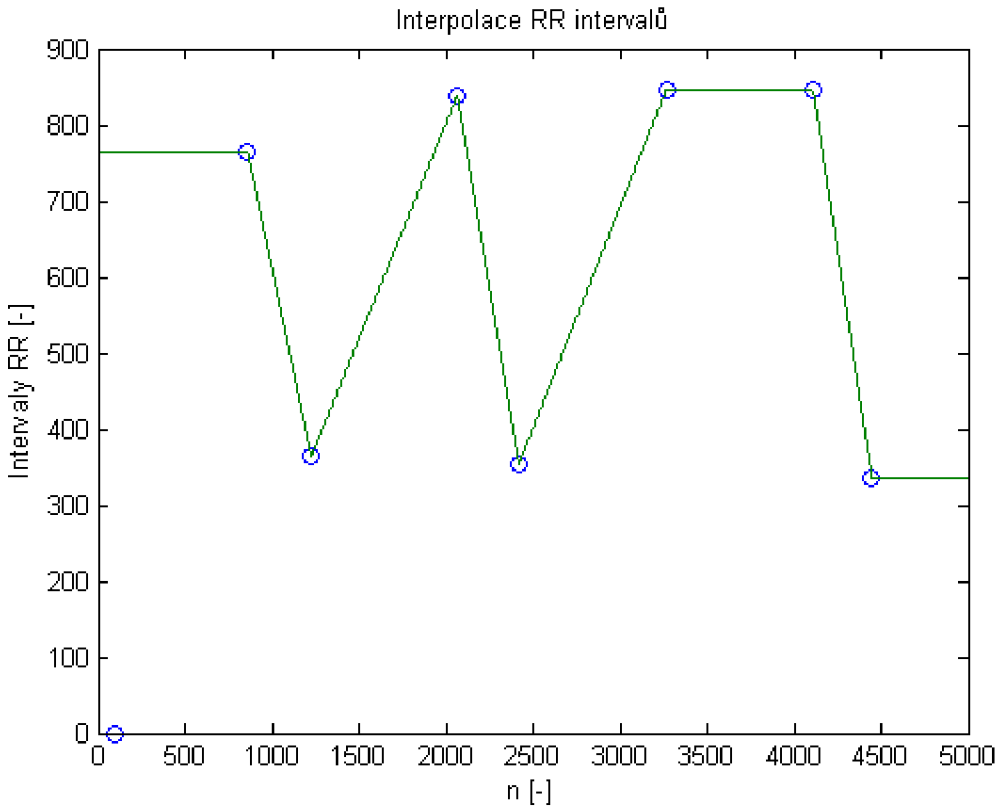
Obr. 45 intervaly mezi uzlovými body ležící uprostřed RR intervalů vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat)



Obr. 46 lineární interpolace intervalů mezi uzlovými body ležící uprostřed RR intervalů, které jsou vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat)



Obr. 47 intervaly RR vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat)



Obr. 48 lineární interpolace intervalů RR, které jsou vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat)

První uzlový bod ležící uprostřed RR intervalů nemůžeme vynést na osu y, protože neznáme předešlý uzlový bod. Obdobně je toto také u RR intervalů. Proto při lineární interpolaci obou možností nastavení mezních frekvencí v každém vzorku provedeme korekci na začátku a na konci EKG signálu tak, že od prvního vzorku až do vzorku, kde leží hodnota druhého uzlového bodu použijeme mezní frekvenci odpovídající hodnotě na druhém uzlovém bodě. Na konci EKG signálu použijeme mezní frekvenci z hodnoty posledního uzlového bodu pro vzorky od posledního uzlového bodu až po vzorek poslední. Obdobně je tato korekce provedena pro RR intervaly.

Pokud po lineární interpolaci hodnotu každého vzorku převrátíme a vynásobíme vzorkovací frekvencí, zjistíme aktuální hodnotu mezní frekvence na každém vzorku. Dále následuje samotná filtrace podle schématu na straně 48.

4.2.3.2. Výběr postupu interpolace

Pokud si vytvoříme několik vlastních nezarušených umělých EKG signálů nebo stávající EKG signály spektrálně vynulujeme tak, aby neobsahovaly žádné rušení, které následně zarušíme rušením odpovídající kolísáním nulové izolinie a následně budeme tyto signály filtrovat oběma postupy interpolace, zjistíme, který EKG signál se po filtraci více podobá EKG signálu před zarušením.

Rozdíl v metodě interpolace bude nejzřetelnější na EKG signálu s velkou diferencí tepové frekvence v jednotlivých srdečních cyklech. Proto byl načten signál s názvem W023.mat, spektrálně vynulován aby neobsahoval žádné složky rušení, následně byl zarušen driftem (viz kapitola 4.3 na

straně 55) a filtrován s oběma metodama interpolace. Filtrovaný signál jsme následně odečetli od nezarušeného signálu. Všechny hodnoty v absolutní hodnotě sečetli a při interpolaci interpolující RR intervaly byl sesumovaný rozdíl nezarušeného EKG signálu s filtrovaným 342061 µV. U druhé metody, která interpoluje uzlové body uprostřed RR intervalů jsme dosáhli výsledku 341846 µV. Pokud čísla podělíme a vynásobíme stem, abychom docílili rozdílu v procentech dostávame, že metoda interpolace interpolující uzlové body dává přibližně o 0,07% lepší výsledky filtrace. Proto byl následně používán tento postup interpolace.

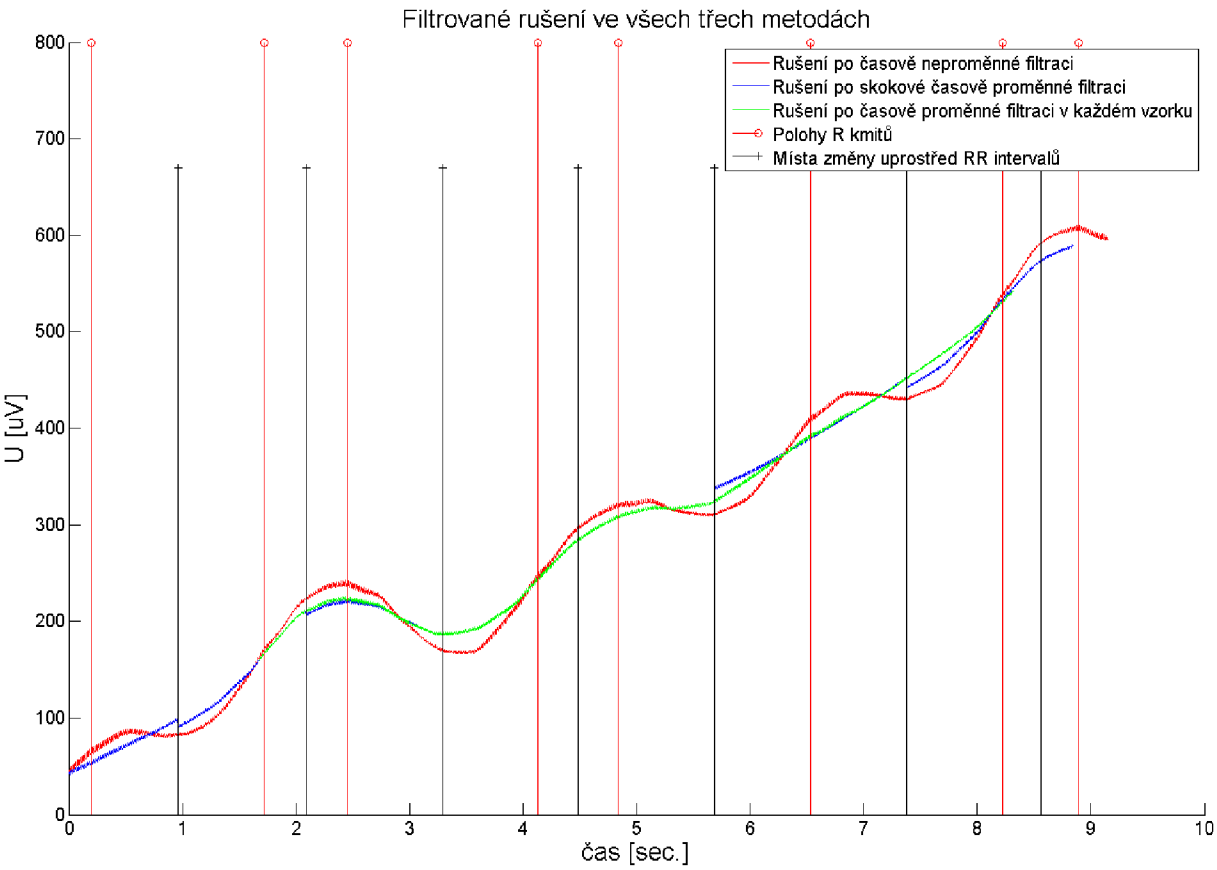
Také délka obdélníkové imp. char. při interpolaci uzlových bodů dostahuje stejné velikosti jako je RR interval při filtraci vzorku odopovídající danému uzlovému bodu.

4.2.3.3. Filtrace signálu s názvem W023.mat

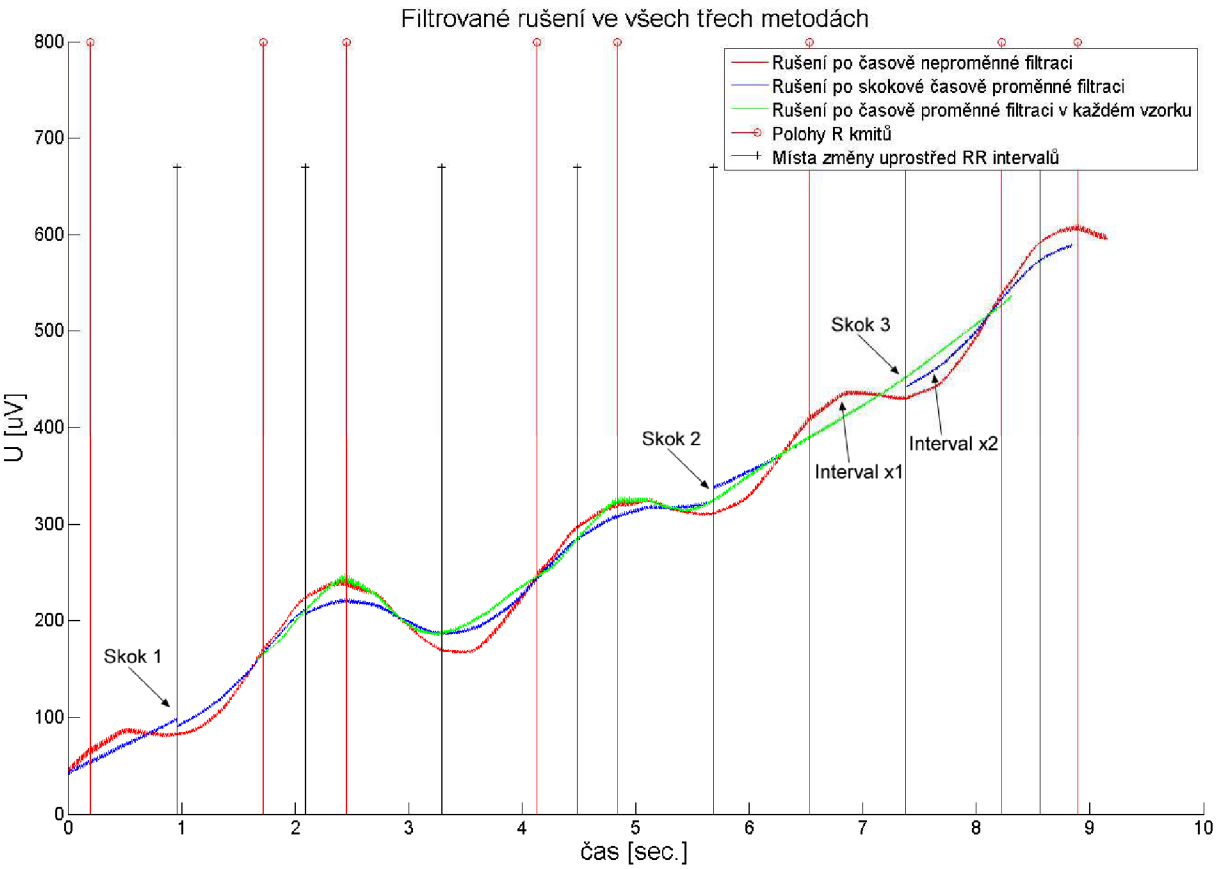
Informace o tomto signálu naleznete v kapitole 4.2.2.6. na straně 43. Tento signál byl vybrán pro jeho velkou diferenci tepových frekvencí v jednotlivých srdečních cyklech. Na tomto signálu je nejzřetelnější výběr postupu této nekauzální filtrace EKG signálu se změnou parametrů filtru v každém vzorku.

4.2.3.3.1. Výsledky filtrace

Následující obrázky zobrazují detekované rušení. Rušení je porovnáváno s předešlými metodami.



Obr. 49 filtrované rušení ve všech třech metodách filtrace – zde mezní frekvence získaná v každém vzorku z interpolace uzlových bodů (černé čáry) ležících uprostřed RR intervalů (červené čáry)



Obr. 50 filtrované rušení ve všech třech metodách filtrace – zde mezní frekvence získaná v každém vzorku z interpolace RR intervalů (červené čáry)

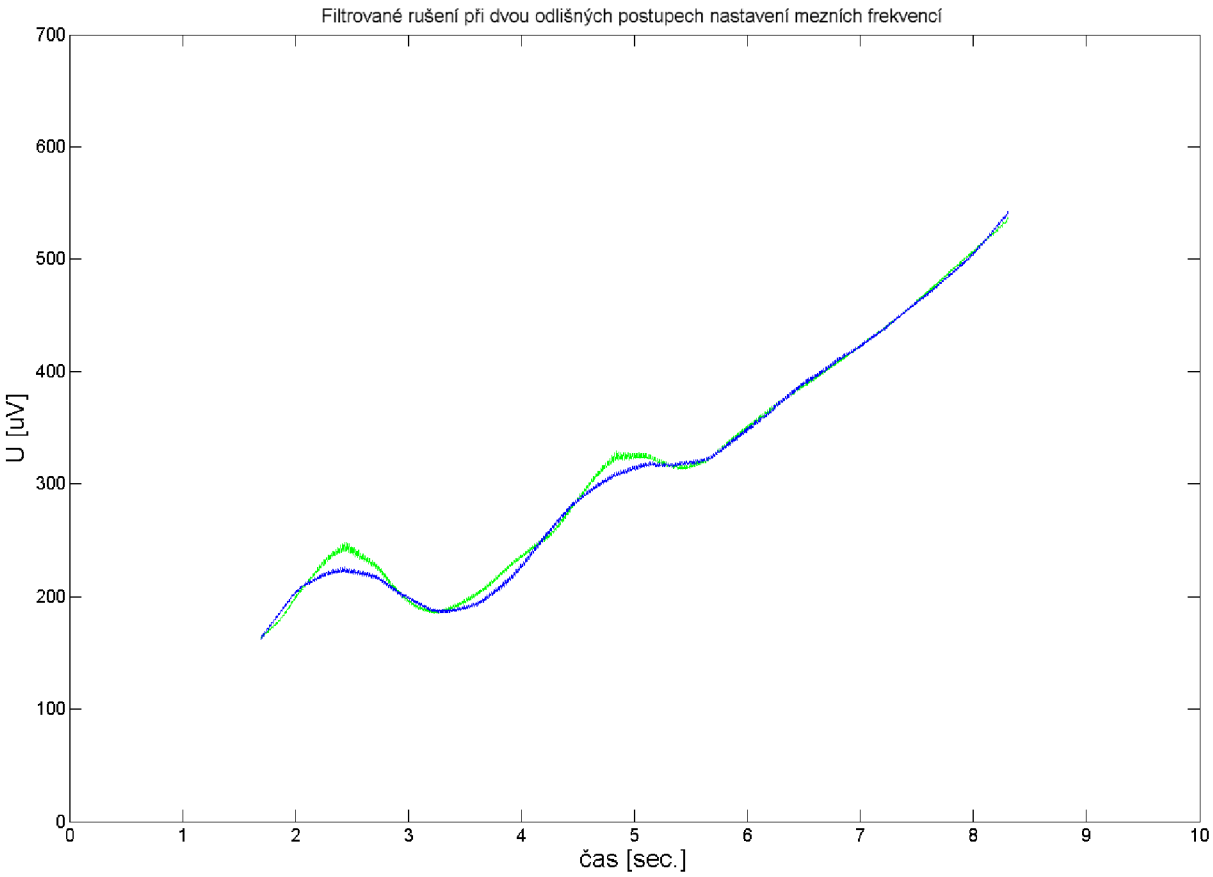
Z předešlých dvou obrázků je patrný rozdíl ve filtracích všemi třemi metodami. Detekované rušení nekauzálním časově proměnným filtrem měnícím parametry filtru v každém vzorku je nejvíce podobné filtraci časově proměnným filtrem kauzálním (skokovým). Toto odpovídá předpokladu, protože na signálu s velkou diferencí tepové frekvence by měla být filtrace časově proměnnými filtry sobě nejblíže.

Nejvíce nás zajímá úsek, kde došlo k výrazné změně tepové frekvence a tento úsek leží okolo šesté a sedmé sekundy v tomto signálu. Na grafu jsou vyznačeny 3 viditelné skoky, které vznikly po filtraci kauzálním skokovým časově proměnným filtrem. Tyto skoky byly způsobené náhlou výraznou změnou mezní frekvence díky náhlé změně tepové frekvence.

Časově neproměnná filtrace s pevně nastavenou mezní frekvencí filtru v úseku, kde došlo k výraznému poklesu tepové frekvence (na obr. 50 interval x1), tuto aktuálně sníženou tepovou frekvenci aspoň částečně odstraňovala díky stále (výše) nastavené mezní frekvenci filtru, což je nepřípustné, protože se ve spektrální oblasti od tepové frekvence nachází užitečný signál a časově neproměnný filtr tyto užitečné složky signálu negativně ovlivňoval.

Časově proměnný filtr kauzální (se skokovou změnou mezní frekvence filtru v uzlových bodech) se v úseku, kde došlo k výraznému poklesu tepové frekvence, snažil filtr upravit tak, aby byly

užitečné složky signálu co možná nejméně filtrací ovlivněny, ale velkou náhlou změnou filtru došlo ke skoku v místě úpravy filtru v uzlovém bodě (viz na obr . 50 především skok 2 a 3). Na konci dlouhého intervalu došlo k opětovnému vrácení mezní frekvence filtru do „normálu“, ovšem v porovnání se zelenou a červenou křivkou na obr. 50 docházelo v následujících vzorcích po skokové změně filtru zpět k částečnému negativnímu ovlivňování užitečných složek EKG signálu.



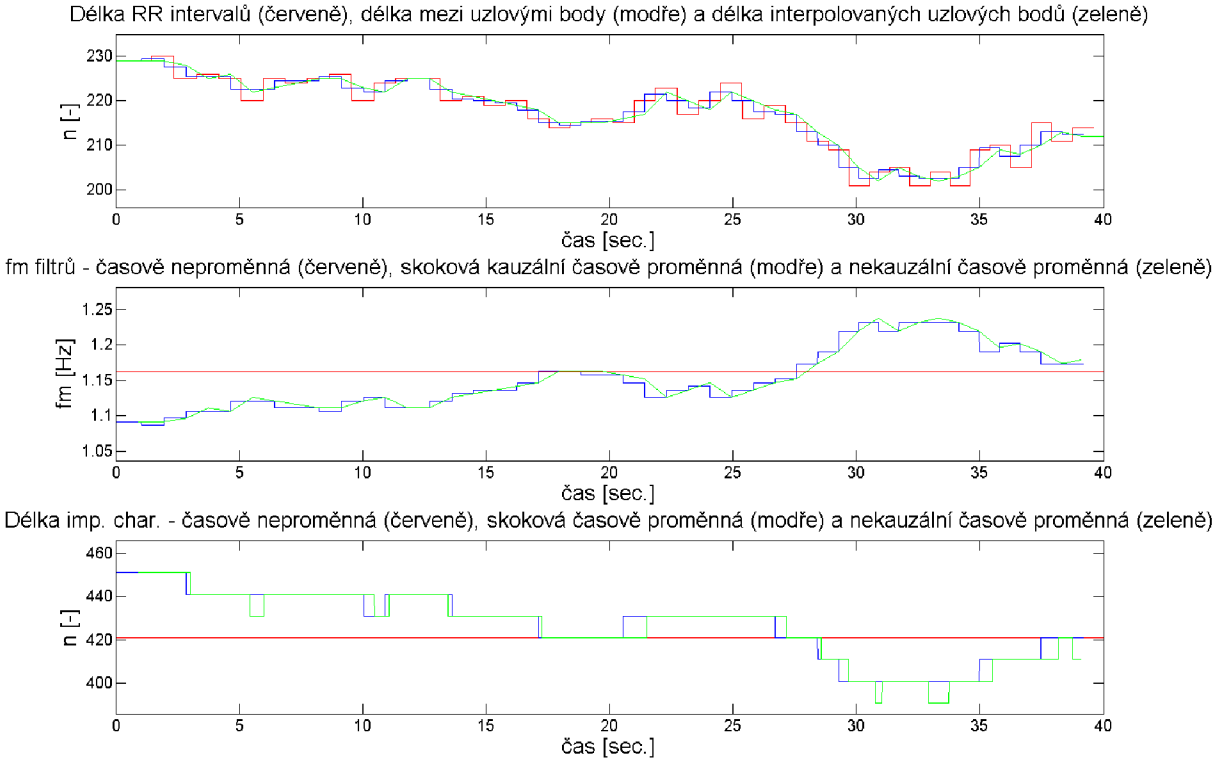
Obr. 51 filtrované rušení při postupu získání mezních frekvencí v každém vzorku z interpolace uzlových bodů ležících uprostřed RR intervalů (modrá křivka) a z interpolace RR intervalů (zelená křivka)

Z obr. 51 je patrné, že v případě interpolace RR intervalů (zelená křivka) se ve filtrovaném rušení objevují i složky vyšší frekvence (čas 2,5 a 5 sec.), které by mohly částečně odpovídat tepové frekvenci a tedy užitečnému signálu, který nechceme v ideálním případě filtrací ovlivnit. Modrá křivka viditelně vypadá uceleněji a obsahuje pouze složky nízkého kmitočtu. Signál obsahoval i harmonickou složku na 50Hz, kterou odstranil. Obrázek slouží pro zřetelnou ilustraci rozdílu filtrace mezi dvěma odlišnými postupy interpolace. Jak bylo řečeno výše v kapitole 4.2.3.2. na straně 51, výhodnější je provést interpolaci v uzlových bodech ležících uprostřed RR intervalů.

4.2.3.4. Filtrace signálu s názvem *ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat*

Informace o tomto signálu jsou uvedeny v kapitole 4.1.2.1. na straně 19.

4.2.3.4.1. Výsledky filtrace



Obr. 52 kresba parametrů EKG signálu a časově neproměnného a skokově časově proměnného a časově proměnného filtru měnícího parametry filtru v každém vzorku.

Na kresbě 52 toho není příliš patrné, ale nejdůležitější je prostředí podobrázek, kde zelená křivka odpovídá časově proměnnému filtru měnící parametry filtru v každém vzorku a křivka je tedy vyhlazená, ne skoková jako u skokové časově proměnné filtrace.

Výsledná délka imp. char. filtrů je ovšem v tomto případě pouze mírně jiná (viz dolní kresba), protože se nadá z důvodu vícepásmovosti filtru přesně nastavit a tak i časově proměnnému filtru měnící parametry filtru v každém vzorku má určitou malou schodovitost. Nejlépe je toto patrné na obrázku 57 na straně 60. Z tohoto důvodu nebudeme filtrovaný signál po časově proměnné filtraci měnící parametry filtru v každém vzorku vykreslovat, protože vyfiltrovaný signál vypadá obdobně jako u filtrace skokově časově proměnná a je už uveden v kapitole 4.2.2.4. na straně 38.

4.3. Porovnání všech tří odlišných filtrací

V práci byly vytvořeny tři odlišné postupy filtrace. Nejprve časově neproměnná filtrace, která filtruje EKG signál s pevně nastavenou mezní frekvencí, která se nastaví mezní frekvenci na 0,67Hz s útlumem 3dB na této frekvenci.

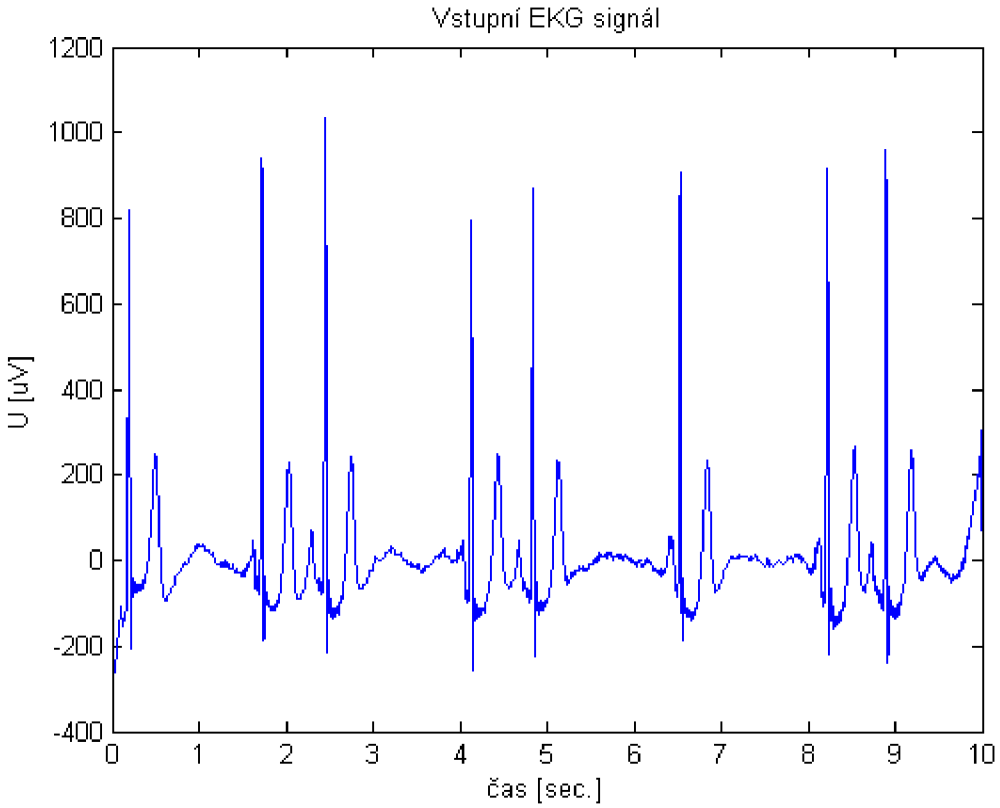
Další metodou byla časově proměnná filtrace se skokovou změnou v uzlových bodech. Filtrace se přizpůsobuje aktuální tepové frekvenci ve filtrovaném srdečním cyklu, což pozitivně ovlivňuje filtraci, především, že se co nejvíce odstraňuje rušení a zároveň co nejméně ovlivňují užitečné složky v EKG signálu. Ovšem v případě, kdy dojde k náhlé změně tepové frekvence, například díky extrasystole nebo špatné detekci, dojde k výrazné změně imp. char. filtru a v uzlových bodech, kde se filtr výrazně přizpůsobil dojde k určitému skoku ve vyfiltrovaném EKG signálu, proto byla

realizována další a v této práci poslední metoda, která mění imp. char. filtru v každém vzorku podle aktuální tepové frekvence získané pomocí interpolovaných uzlových bodů.

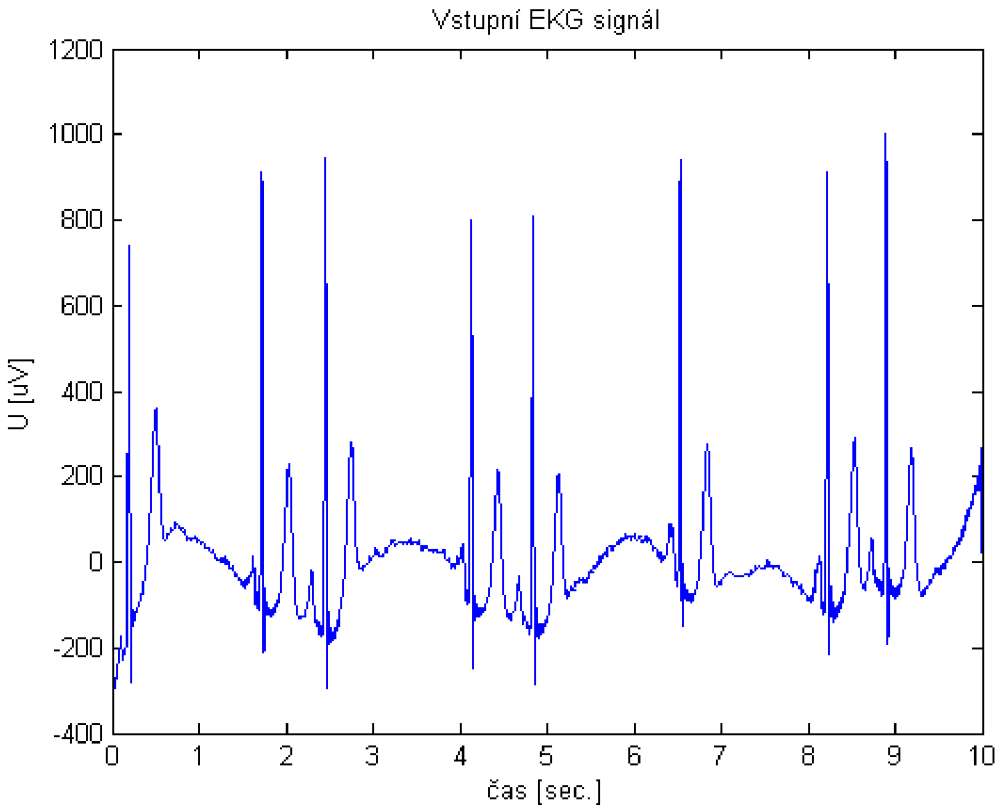
Při porovnání jednotlivých filtrací máme možnost dvou postupů:

1) Buď vytvoříme signál se samými nulovými hodnotami a s určitou náhodnosti v něm některé hodnoty přepíšeme třeba na jedničku, což bude simulovat R kmity v EKG signálu. A k tomuto signálu připočteme harmonické složky odpovídající kolísání nulové izolinie, kde jejich frekvence a amplituda se může generovat opět s určitou náhodností (amplituda ale např. max. 1/20 amplitudy umělého R kmitů. Pokud by byla amplituda rušení velká, mohlo by docházet ke špatné detekci QRS komplexů).
2) Druhá možnost je vzít EKG signál a pomocí nulování spektrálních čar odstranit veškeré rušení. Např. ponechat pouze složky od tepové frekvence do 40Hz (rezerva, protože filtr odstraňuje i harm. složku na 50Hz a jeho násobcích) a k tomuto signálu poté opět přičíst harmonické složky odpovídající kolísání nulové izolinie.

V tomto případě byla použita druhá varianta, kdy byl načten EKG signál s názvem W023.mat. Průměrná tepová frekvence je na tomto signálu 48,3 tepů za minutu, což odpovídá mezní frekvenci 0,805Hz. Do frekvence 0,8Hz a nad 40Hz byly odstraněny všechny frekvence pomocí nulování spektrálních čar. Výsledný EKG signál je zobrazen na následujícím obrázku.



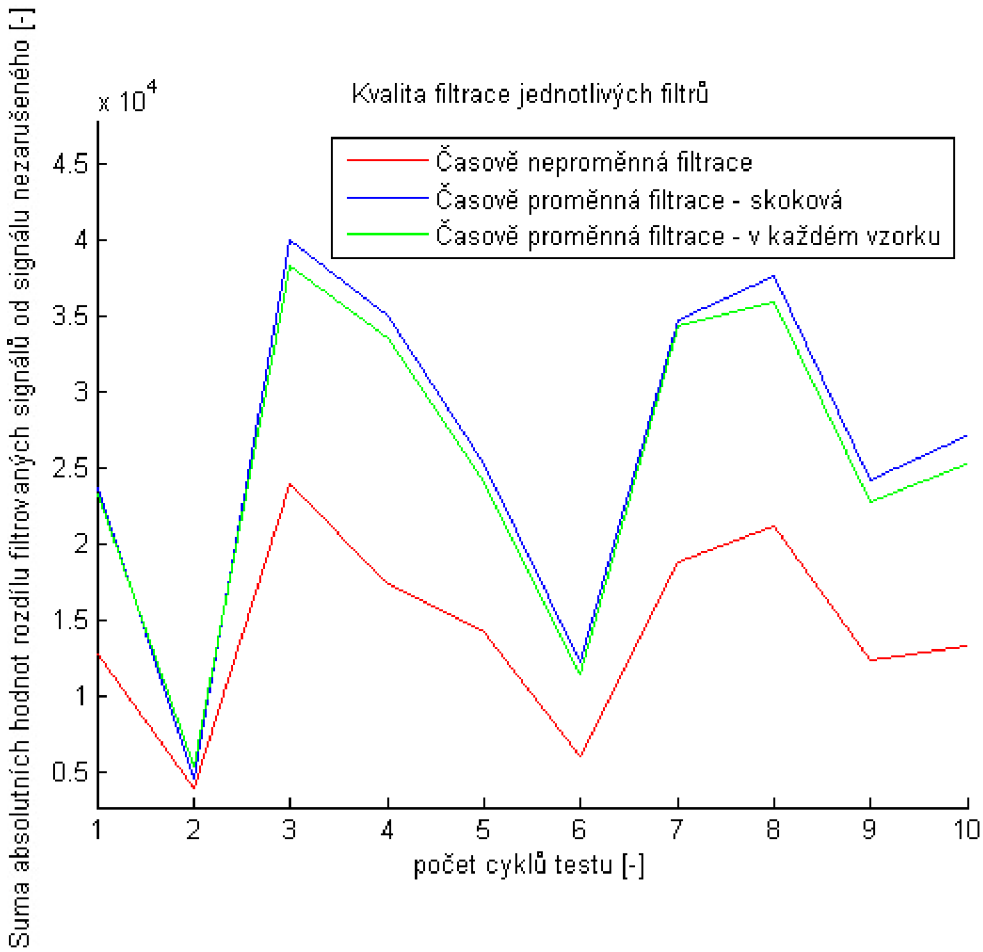
Obr. 53 testovací signál po odstranění frekvencí do 0,8Hz a nad 40Hz. Po filtraci signálu se rozdíl tohoto nezarušeného signálu od filtrovaného liší řádově v desetinách µV.



Obr. 54 testovací signál včetně přičtených náhodně generovaných rušení odpovídající kolísání nulové izolinie.

Všechny tři filtry provedly filtraci těchto uměle zarušených signálů a jako nejlepší filtr byl vybrán ten, u kterého byl rozdíl signálu po filtraci vůči nezarušenímu signálu nejmenší.

Příklad jednoho výsledku:

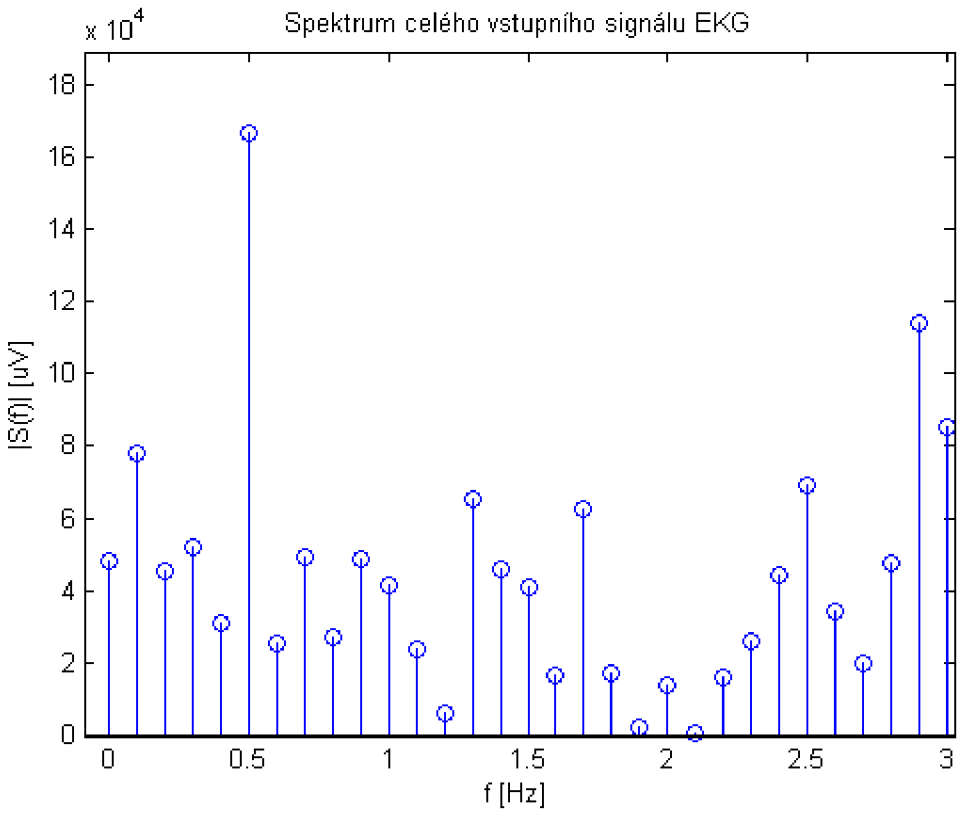


Obr. 55 ukázka jednotlivých filtrací a jejich sum rozdílu mezi filtrovanými a nezarušenými signály. Osa x je počet cyklů testu, kdy v každém cyklu bylo přičítané rušení náhodně generováno v pásmu filtrovaných frekvencí o náhodné amplitudě (max. do 1/20 amplitudy R kmitů) tohoto rušení.

Po tomto testu vyšel jako nejvhodnější časově neproměnný filtr, protože měl signál po jeho filtraci nejmenší rozdíl od nezarušeného EKG signálu.

Tato situace byla detailněji prozkoumána a nastala z důvodu výše položené mezní frekvence časově neproměnného filtru vůči filtrům časově proměnným a to na hodnotě f_0 = 1,1625Hz.

Časově neproměnný filtr sice negativně ovlivňoval díky výše položené mezní frekvenci i užitečné složky v signálu, což vede k větší chybě filtru, ale jelikož spektrum obsahovalo většinou (díky náhodnosti) vyšší amplitudy harmonických složek u přičteného rušení než u samotné tepové frekvence, tak v jeho prospěch hrálo to, že frekvenční charakteristika filtrů není ideální a při vyšší mezní frekvenci více potlačoval složky rušení, než časově proměnné filtry, které měly mezní frekvenci nastavenou na tepovou frekvenci v tomto případě okolo 0,8Hz viz následující obr. Tímto se rozdíl mezi filtrovaným signálem a nezarušeným signálem zmenšil více, než u časově proměnných filtrů.

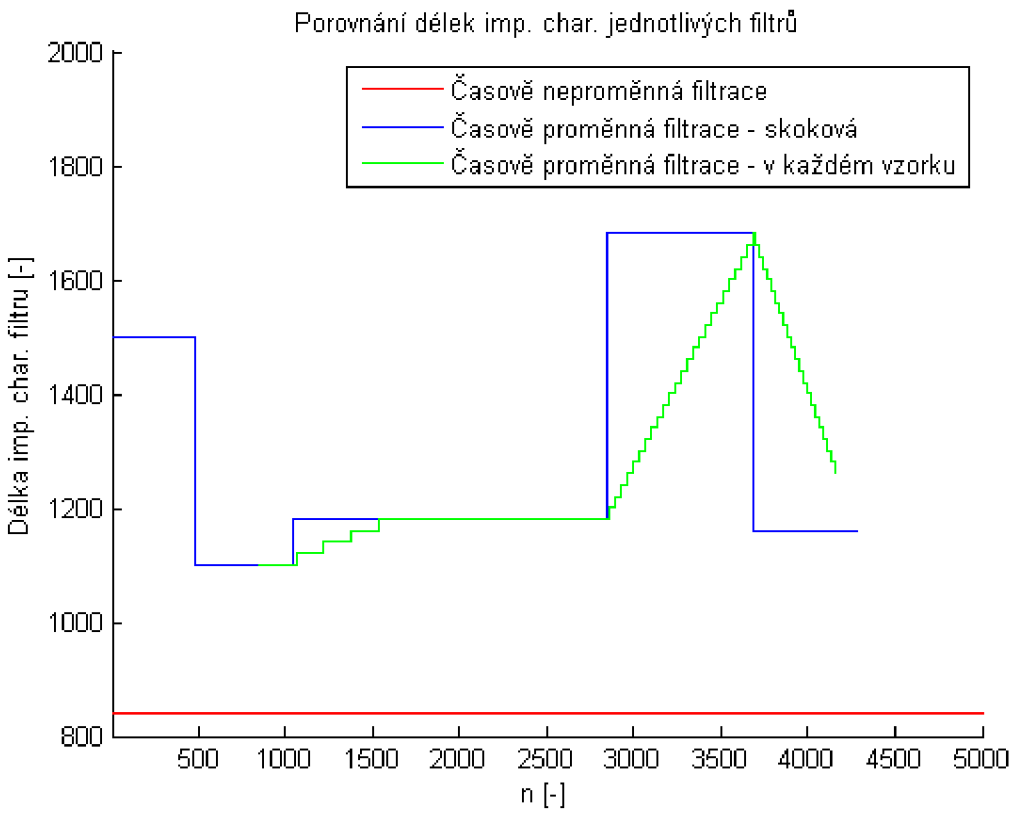


Obr. 56 detail spektra uměle zarušeného signálu. Složky okolo 0 až 0,8Hz (což přibližně odpovídá tepové frekvenci) mají vyšší amplitudu než samotné složky okolo 0,8Hz.

Obr. 56 ukazuje spektrum uměle zarušeného signálu. Díky výše posunuté mezní frekvenci časově neproměnného filtru došlo ke většímu potlačení silných složek rušení a filtrovaný EKG signál se více přiblížil signálu nezarušenému než po časově proměnné filtraci.

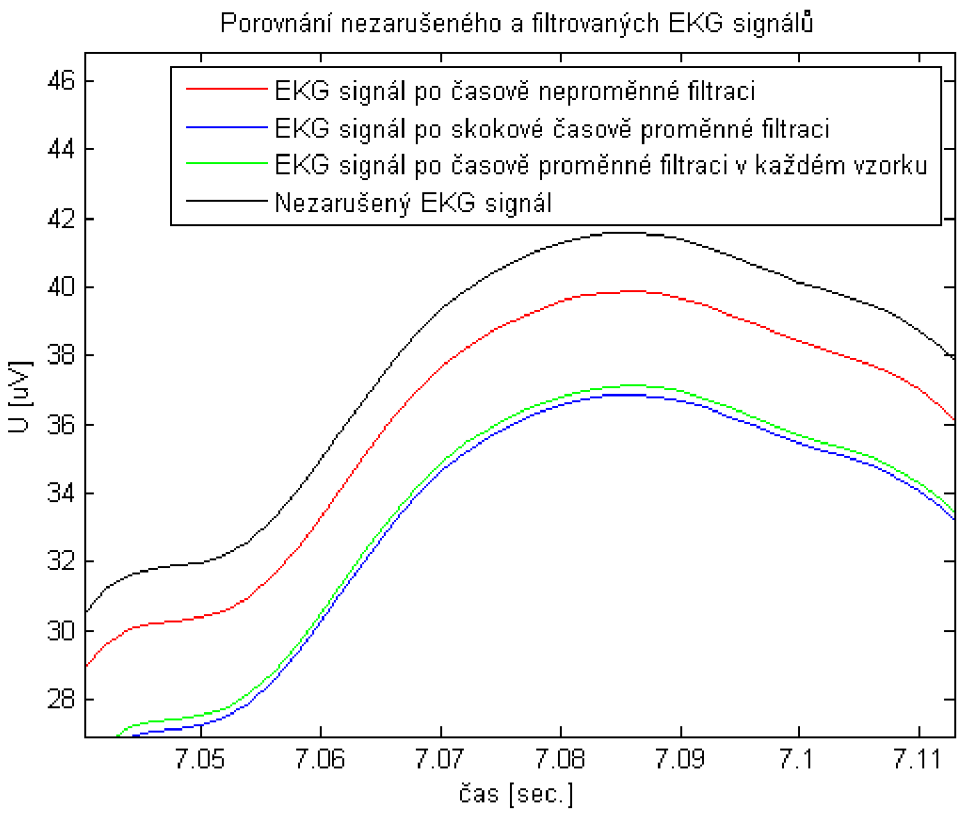
Pokud se podíváme na filtraci časově proměnných filtrů, zjistíme, že zelená křivka na obr 54 má menší rozdíl vůči nezarušenému EKG signálu než křivka modrá (až na druhý cyklus testu, ve kterém byla situace mírně opačná). Zelená křivka odpovídá filtraci časově proměnným filtrem se změnou mezní frekvence v každém vzorku a modrá odpovídá filtraci časově proměnným filtrem se skokovou změnou mezní frekvence filtru v každém uzlovém bodě. Toto je jeden z důkazů, že časově proměnný filtr se změnou mezní frekvence v každém vzorku vykazuje lepší filtrovací vlastnosti než filtr časově proměnný se skokovou změnou mezní frekvence filtru v každém uzlovém bodě, jelikož se oba filtry, ikdyž odlišnou metodou, přizpůsobovaly aktuální tepové frekvenci.

Toto porovnání bylo provedeno několikrát (díky náhodnosti rušení) a na více signálech a až na výjimky byl rozdíl vždy u zelené křivky vůči černé menší než rozdíl modré vůči černé.

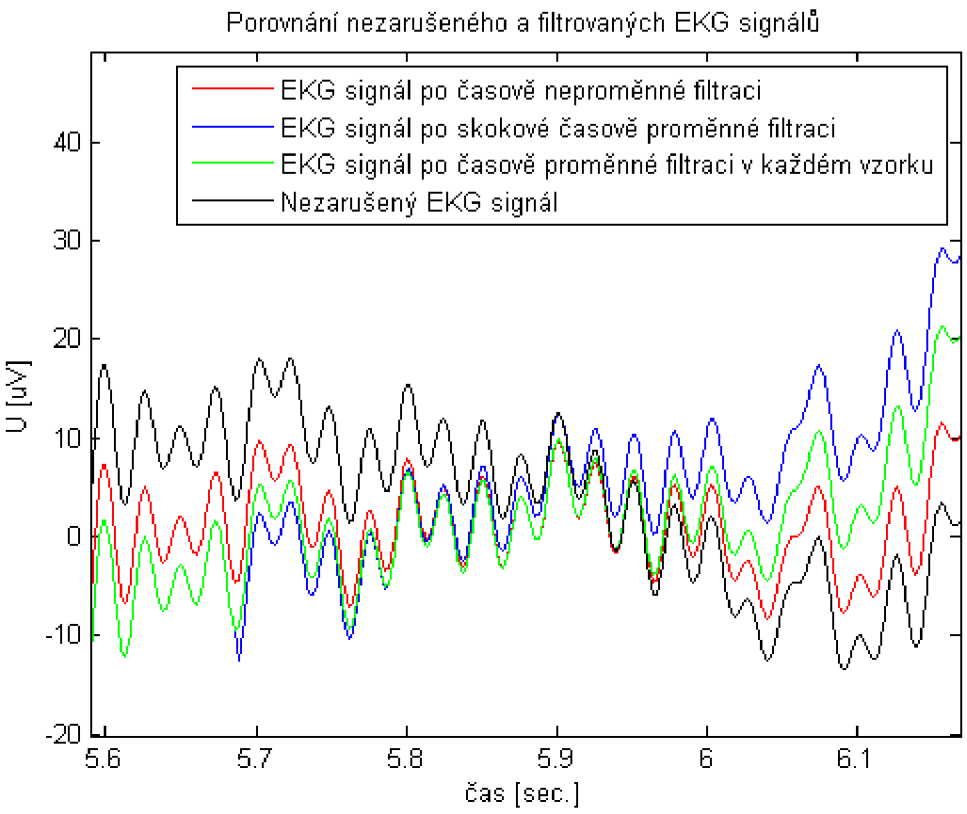


Obr. 57 porovnání délek jednotlivých imp. char. filtrů

Obr. 57 názorně ukazuje délky imp. char. filtrů vzájemném porovnání. Červená čára odpovídá délce imp. char. filtru časově neproměnného filtru. Čím je filtr kratší, tím je mezní frekvence vyšší. Můžeme si také všimnout velkých skoků časově proměnné filtrace, která skokově přizpůsobuje imp. char. filtru v uzlových bodech. Zelená křivka představuje časově proměnnou filtraci, která mění imp. char. filtru v každém vzorku na základě mezní frekvence spočítané pomocí interpolace uzlových bodů. Zelená křivka také není úplně rovná, je taky mírně skoková, protože filtr je vícepásmový a obsahuje v imp. char. nulové hodnoty a nedá se tedy přesně nastavit jak požadujeme.



Obr. 58.: Porovnání tří uměle zarušených signálů po filtraci a signálu nezarušeného - detail



Obr. 59 porovnání tří uměle zarušených signálů po filtraci a signálu nezarušeného - detail

I když časově neproměnná filtrace má rozdíl filtrovaného ekg signálu vůči nezarušenému nejmenší, z výše popsaných důvodů jako nejlepší řešení ji považovat samozřejmě nebudeme. Metoda má sice výhodu v rychlosti a taky možnosti jednoduše signál filtrovat z obou stran jednodušším filtrem a tím dále neuvažovat zpoždění, které by filtr zaváděl, ale filtr na reálných EKG signálech, ve kterých se tepová frekvence takřka neustále mění, buď nebude dostatečně filtrovat (mezní frekvence bude nižší než tepová), nebo bude potlačovat užitečné složky v signálu (mezní frekvence bude vyšší než tepová) a signál negativně ovlivňovat.

Jako nejkvalitnější řešení těchto tří metod nyní zůstává porovnání obou časově proměnných filtrů. Z výše uvedených obrázků a zkušeností s několika signály se časově proměnná filtrace měnící parametry filtru v každém vzorku jeví jako nejkvalitnější.

Na obr. 58 a 59 jsou zobrazeny detaily tří uměle zarušených signálů po filtraci a signálu nezarušeného. Černá křivka odpovídá nezarušenému signálu a jemu nejblíže je křivka červená, která odpovídá časově neproměnné filtraci. Důvod, proč tomu tak bylo, bylo popsáno výše. Co je pro nás ale důležité, je poloha zelené a modré křivky odpovídající časově proměnným filtracím. Rozdíl zarušeného signálu po filtraci vůči signálu nezarušenému klesá u filtrace časově proměnné, měnící parametry filtru v každém kroku, vůči časově proměnné filtraci, měnící parametry filtru skokově v uzlových bodech přibližně o 3%.

Můžeme tedy říci, že třetí metoda je metodou nejkvalitnější, která odstraňuje co možná nejvíce harmonických složek odpovědných za rušení a co možná nejméně ovlivňuje užitečné složky v EKG signálu.

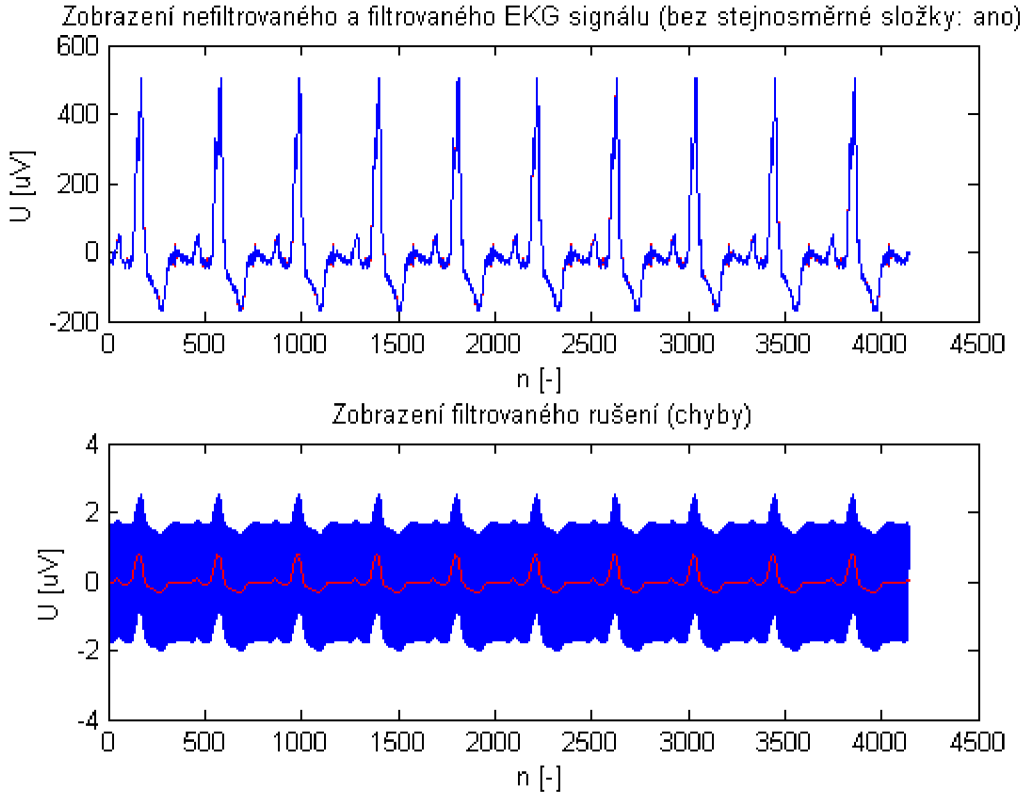
4.4. Výpočet chybovosti filtrů na signálech z databáze CSE

4.4.1. Příklad výpočtu chybovosti filtru na signálu z databáze CSE s názvem MA1_026_12.mat

Otestování chybovosti filtru proběhlo nejprve na prvním svodu signálu MA1_026_12.mat z databáze CSE. Informace o tomto signálu naleznete v kapitole 4.1.3.1. na straně 26. Aby byl výpočet chyby filtru správný, nesmí se v signálu vyskytovat žádná složka ve filtrovaném pásmu, především v oblasti nízkých frekvencí, jinak výsledný výpis chyby nebude chyba filtru, ale korektní rozdíl nefiltrovaného a filtrovaného signálu po filtraci. Tento signál obsahuje stejnosměrnou složku, kterou filtr po filtraci odstraní, proto je potřeba ji u vstupního EKG signálu při porovnání vstupního a výstupního signálu po filtraci odečíst. Síťový brum při zjišťování chyby filtru problémy nedělá, pokud je jím signál zarušen, v filtrovaném rušení vezmeme střední hodnotu, viz dále.

4.4.2. Výpočet chyby časově neproměnného filtru

Signál byl filtrován časově neproměnným filtrem s doporučenou mezní frekvencí 0,67 Hz a útlumem na této frekvenci 3dB [5]. Na následujícím obr. a na obr. 60 je zobrazena ukázka na signálu z databáze CSE s názvem MA1_026_12.mat. Signál byl zarušen 50Hz, toto rušení bylo ze signálu následně odstraněno. Aby byl výpočet chyby korektní, použije se střední hodnota tohoto rušení. Tepová frekvence tohoto signálu činí 73,2 tepů za minutu, což odpovídá frekvenci 1,22Hz, mezní frekvence filtru byla ovšem nastavena níže na f_0 = 1,175Hz (0,67Hz a útlumem na této frekvenci 3dB).



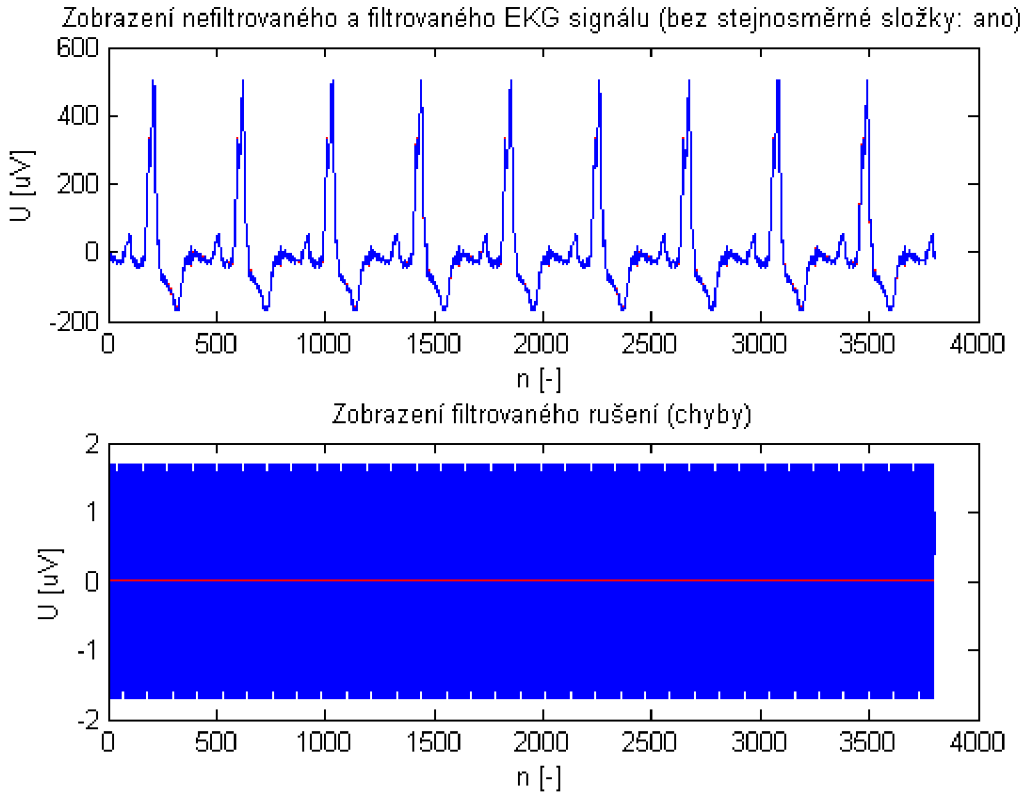
Obr. 60 horní kresba: Zobrazení filtrovaného (modře) a nefiltrovaného (červeně) EKG signálu. Dolní kresba: filtrované rušení (modře) a jeho střední hodnota (červeně) (EKG signál s názvem: MA1_026_12.mat)

V úsecích QRS komplexu bývá zpravidla chyba nejvyšší, proto byla zjištěna průměrná délka QRS komplexu, která činí 120ms [4]. R kmit se nachází přibližně v polovině tohoto úseku. Program vypíše maximální chybu s úseky QRS a maximální chybu bez těchto úseků. Tyto hodnoty jsou brány ze středních hodnot detekovaného rušení.

```
Maximální chyba bez úseku QRS je: 0.47055 uV
Maximální chyba s úseky QRS je: 0.80835 uV
```

Výsledná chyba s úseky QRS dosahuje hodnot 0,80835 µV. Signál v oblasti QRS komplexů dosahuje hodnot 502µV. Výsledná chyba tedy činí (0,80835/502)*100 = **0,161 %.**

Následně byla nastavena mezní frekvence filtru na tepovou frekvenci každého testovaného signálu (s útlumem 0dB na této frekvenci). Tepová frekvence tohoto signálu činí 73,2 tepů za minutu, což odpovídá mezní frekvenci filtru 1,22Hz.



Obr. 61 horní kresba: Zobrazení filtrovaného (modře) a nefiltrovaného (červeně) EKG signálu. Dolní kresba: filtrované rušení (modře) a jeho střední hodnota (červeně) (EKG signál s názvem: MA1_026_12.mat)

Program provedl opět výpočet a výpis maximální chyby filtru:

```
Maximální chyba bez úseku QRS je: 0.00049849 uV
Maximální chyba s úseky QRS je: 0.00049849 uV
```

Výsledná chyba s úseky QRS dosahuje hodnot 0,0005µV. Signál v oblasti QRS komplexů dosahuje hodnot 502µV. Výsledná chyba tedy činí (0,0005/502)*100 = **0,0001 %.**

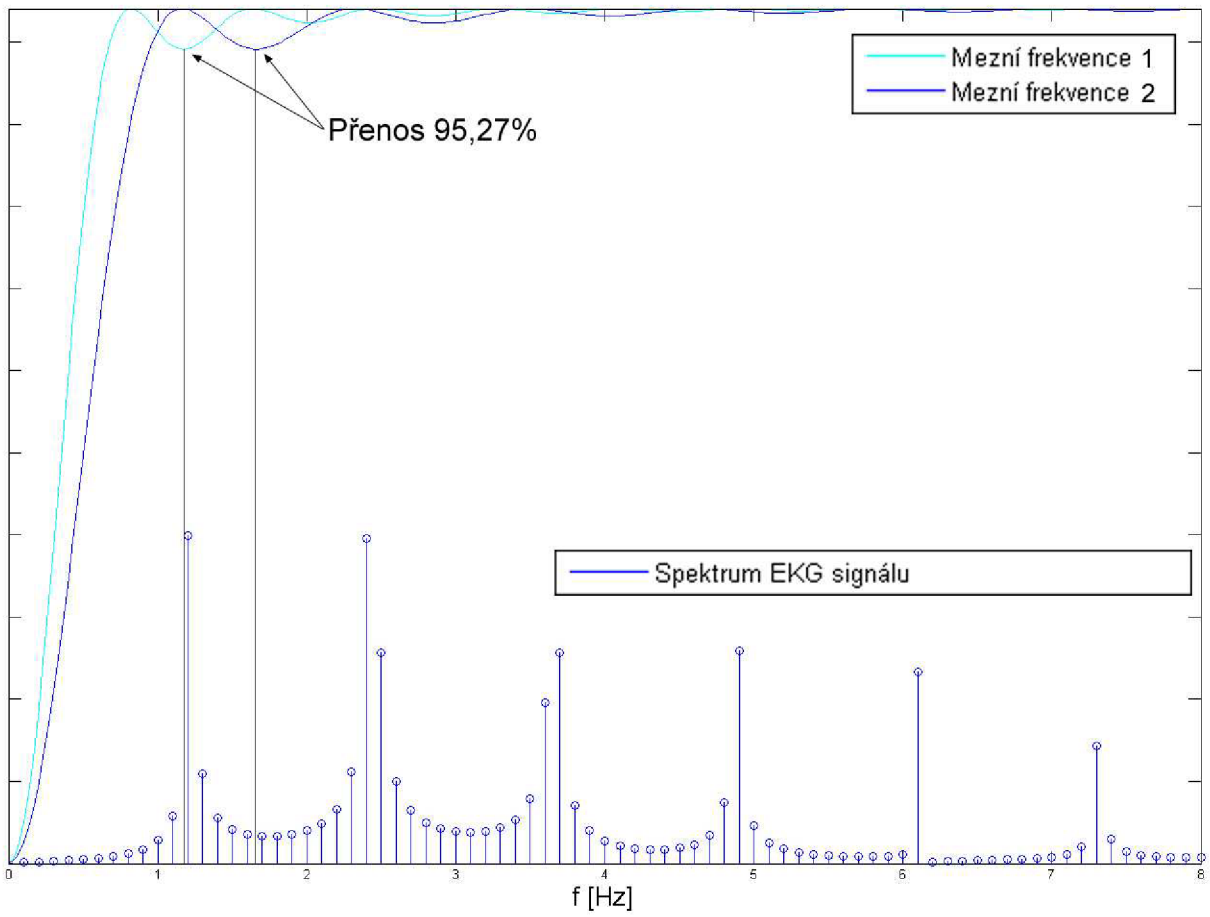
4.4.3. Výpočet chyby časově proměnných filtrů

Časově proměnné filtry nastavily automaticky mezní frekvenci na frekvenci odpovídající tepové frekvenci s útlumem 0dB na této frekvenci, výsledná chyba byla stejná jako v případě časově neproměnného filtru s nastavenou mezní frekvenci na hodnotu tepové frekvenci.

4.4.4. Porovnání chybovosti

Na obr. 60 a 61 je patrný rozdíl chybovosti filtru ve prospěch časově neproměnného filtru s nastavenou mezní frekvencí odpovídající tepové frekvenci. Sice se jedná v tomto případě o umělý signál, kde se tepová frekvence v jednotlivých srdečních cyklech nemění, ale i na reálných EKG signálech by bylo korektní mezní frekvenci časově neproměnného filtru nastavit na průměr tepové frekvence, popřípadě na tepovou frekvenci, která odpovídá většině aktuálních tepových frekvencí v EKG signálu. Pokud nastavíme mezní frekvenci filtru např. na doporučenou hodnotu 0,67Hz s útlumem 3dB na této frekvenci a tepová frekvence bude odlišná, filtr bude vykazovat větší chybu.

Na příkladu výše (viz obr. 60) je praktická ukázka, kdy tepová frekvence signálu činila 1,22Hz (73,2tepů za minutu) a filtr měl mezní frekvenci nastavenou na f_0=1,175Hz (f_3=0,67Hz). V tomto případě, kdy měl filtr nastavenou mezní frekvenci níže než byla tepová (1,175Hz < 1,22Hz), filtr by méně potlačoval rušivé složky v signálu. V tomto případě došlo ještě k jednomu jevu, kdy přes nastavenou nižší mezní frekvenci na tomto nezarušeném signálu filtr vykazoval větší chybu, konkrétně 0,161% (viz strana 64). V logického hlediska by filtr neměl vykazovat žádnou chybu na nezarušeném signálu při nastavené nižší mezní frekvenci než tepové (popř. stejnou chybu jako při nastavené mezní frekvenci na frekvenci tepové). Důvod spočíval v tom, že za mezní frekvenci, kdy filtr dosáhne přenosu 1 tento přenos ještě poklesne. Tuto situaci (s větším rozdílem mezních frekvencí) shrnuje následující obr.



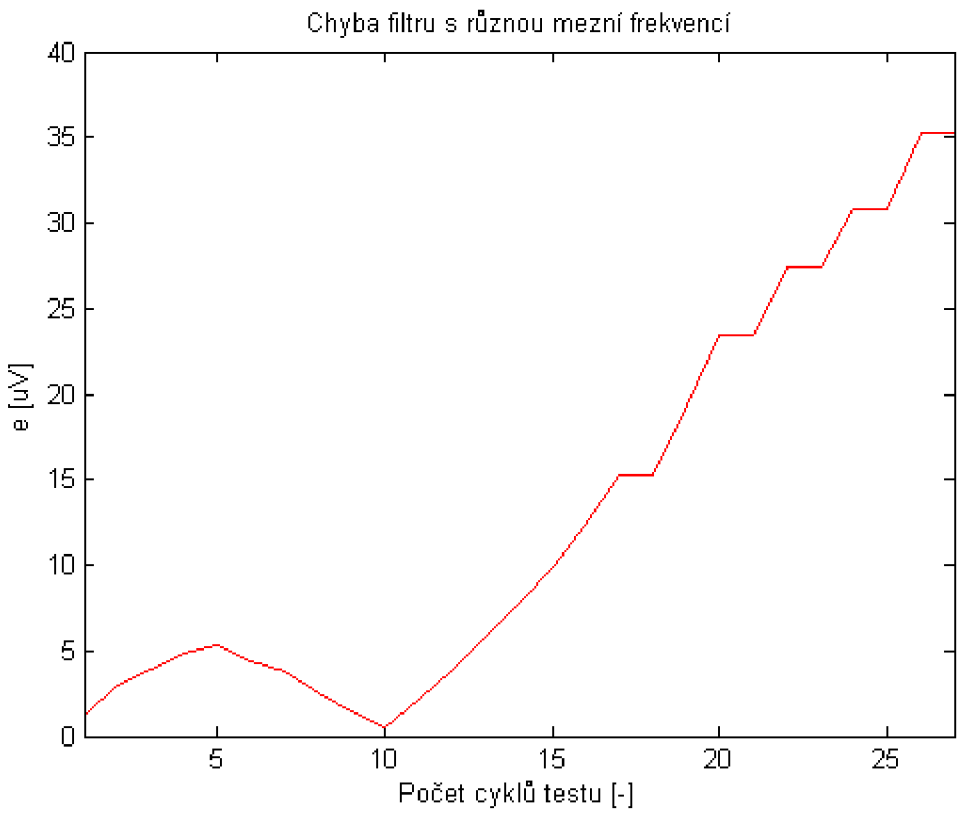
Obr. 62 zobrazena situace pro ilustraci, kdy filtr s nastavenou nižší mezní frekvencí dosahuje větší chybovosti než filtr s nastavenou vyšší mezní frekvencí. EKG signál je tzv. umělý, tepová frekvence je pořád na stejné úrovni.

Obr. 62 ukazuje situaci, kdy filtr s nižší mezní frekvencí dosahuje vyšší chybovosti na nezarušeném signálu než filtr s vyšší mezní frekvencí. V této situaci došlo k situaci, kdy filtr s nižší mezní frekvencí měl za touto frekvencí ještě snížený přenos v místech tepové frekvence (výrazné harmonické složky), kterou negativně ovlivnil. Filtr s vyšší mezní frekvencí (v tomto případě odpovídající tepové frekvenci) měl tento snížený přenos v místech slabých harmonických složek v signálu, kde negativní ovlivnění sníženým přenosem za mezní frekvencí bylo takřka zanedbatelné.

Tato situace souvisí s následující kapitolou.

4.4.5. Výpočet chybovosti filtru s různou hodnotou útlumu přenosu na mezní frekvencí

Pokud budeme po malých krocích na jednom signálu posunovat mezní frekvenci filtru popř. na jedné nastavené mezní frekvenci filtru budeme po malých krocích zvyšovat útlum na této frekvenci, dostaneme graf chyb filtru. Tento test byl proveden na signálu z databáze CSE s názvem MA1_002_12.mat a jeho prvního svodu (pro ilustraci). Výsledek chybovosti filtru při dané mezní frekvenci je vyobrazen na následujícím obrázku.



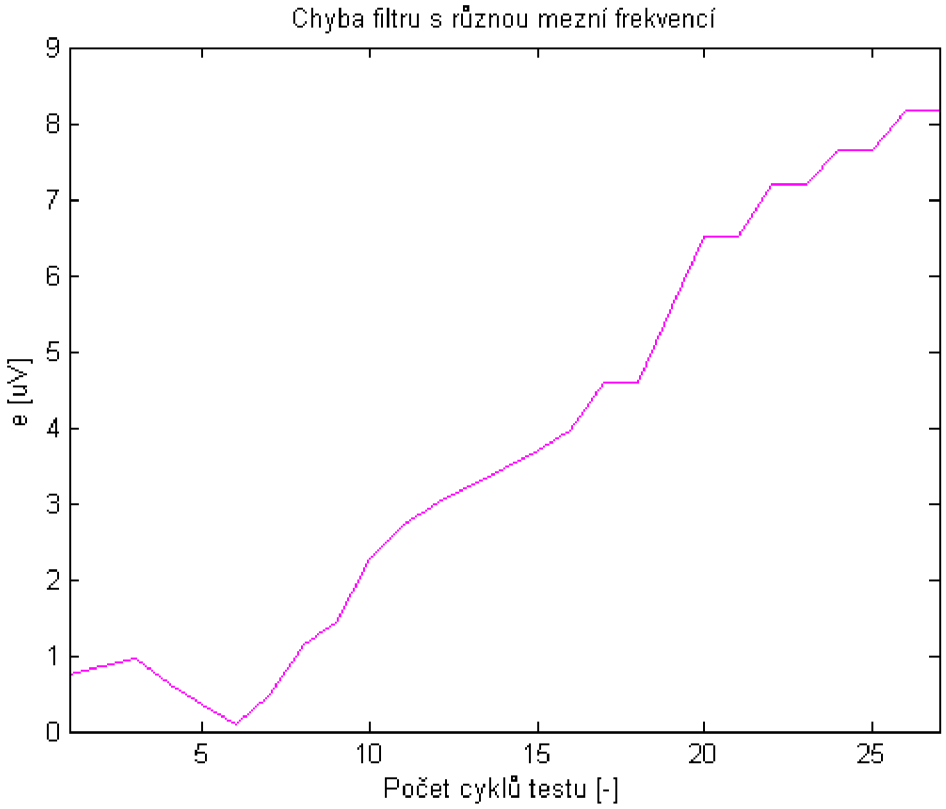
Obr. 63 chyba filtru v µV na EKG signálu z databáze CSE s MA1_002_12.mat na prvním svodu při různé úrovni mezní frekvence

V jednotlivých krocích tohoto testu se nepostupovalo v jednotkách dB na mezní frekvenci, ale posunovala se vždy mezní frekvence o 0,1Hz. Útlum vzhledem k vybrané frekvenci se dá vždy dopočítat. První cyklus testu začal na mezní frekvenci 1Hz (s útlumem 0dB na této frekvenci) a poslední cyklus proběhl na mezní frekvenci 3Hz (s útlumem 0dB na této frekvenci). Na grafu je zajímavá situace, kdy v 10. cyklu dochází k nejmenší chybě. Toto je způsobeno tím, že mezní frekvence v 10. cyklu nastavená na 1,9Hz se přibližně rovná tepové frekvenci, která na tomto signálu činí 1,88Hz a filtr, jak už bylo uvedeno v kapitole 4.4.2. na straně 63, dosahuje nejnižších chyb při nastavené mezní frekvenci odpovídající frekvenci tepové.

Pokud byla mezní frekvence filtru nižší, tak i na nezarušenému signálu docházelo k vyšší chybě filtru. Tato situace byla popsána v kapitole 4.4.4. na straně 65.

Pokud budeme pokračovat v posouvání mezních frekvencí, dostáváme mírně exponenciální křivku, kdy při dalším zvyšování mezní frekvence chyba stále rychleji narůstá. V testu jsme posunovali mezní frekvenci filtru místo změny útlumu na tepové frekvenci, proto bude mít křivka mírně odlišný tvar, naše hodnoty se ale dají přepočítat na útlum na tepové frekvenci. Například při útlumu 0,5dB na tepové frekvenci odpovídá chybovost filtru přibližně 8 µV. Na minimální možné chybě, kdy je mezní frekvence nastavena na frekvenci tepovou vykazuje filtr na tomto signálu chybu přibližně 0,5 µV.

Abychom mohli říct, při jakém útlumu filtru na tepové frekvenci filtr nedosahuje vysokých chyb, je potřeba provést výpočet na větším počtu EKG signálů. Můžeme si uvést ještě jeden příklad a to signál z databéze CSE s názvem: MA1_006_12.mat.



Obr. 64 chyba filtru v µV na EKG signálu z databáze CSE s MA1_006_12.mat na prvním svodu při různé úrovni mezní frekvence

Při 6. cyklu testu došlo k setkání mezní frekvence filtru, která byla nastavena na 1,525Hz a tepové frekvence, která na tomto signálu činí 1,448Hz. V tomto cyklu testu došlo opět k velmi nízké chybovosti filtru, která činí přibližně 0,25 µV. Filtr dosahuje při útlumu 0,5dB na tepové frekvenci chyby přibližně 1,5 µV.

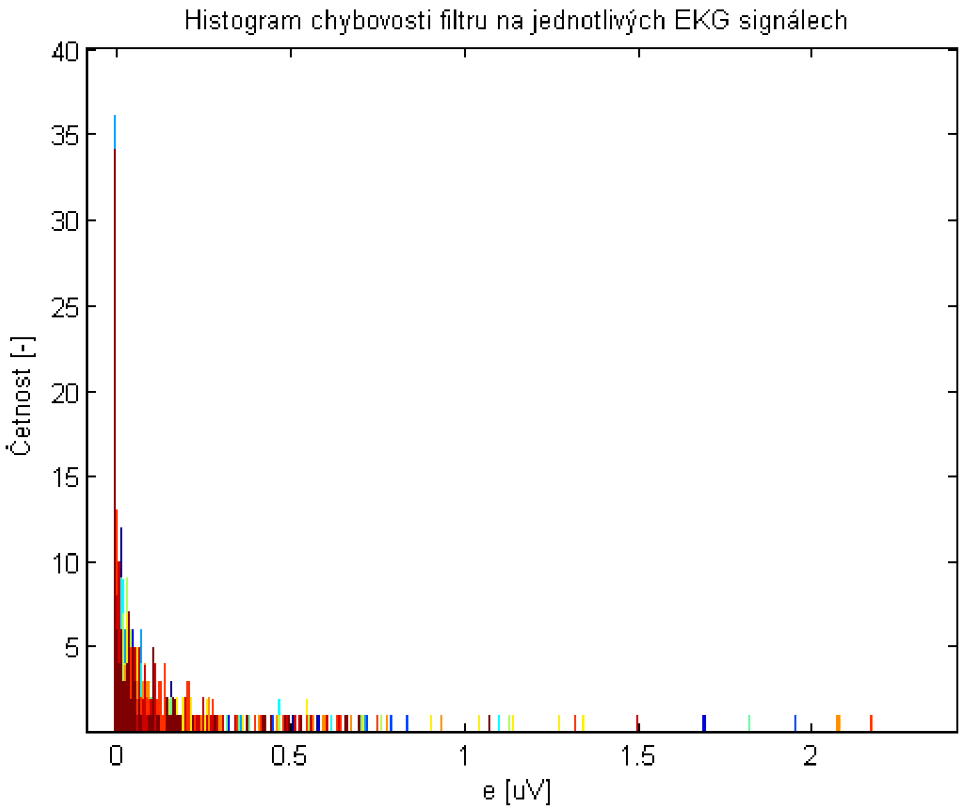
Zuby v grafech (např. při 17. a 18. cyklu testu), kde je chyba stejná, jsou způsobeny zaokrouhlovacími chybami, protože mezní frekvence se nedá přesně nastavit díky vícepásmovosti filtru, který obsahuje nulové hodnoty mezi nenulovými v imp. char. filtru. Proto i přes snahu v 18. cyklu testu zvýšit mezní frekvenci o 0,1Hz došlo k nastavení stejné mezní frekvence jako v případě cyklu 17.

Tyto dva předešlé testy ukazují jen ilustrativně jak velký vliv má na chybu filtru nastavená mezní frekvence filtru. I při nastavené menší mezní frekvenci filtru než mezní frekvenci odpovídající tepové frekvenci dosahuje filtr vyšší chybovosti. Tato problematika byla popsána v kapitole 4.4.4. na straně 65. V následující kapitole byla porovnána chybovost filtru na všech signálech z databáze CSE při hodnotách útlumu 0 0,25 0,5 0,75 1 1,25 1,5 a 3dB na tepové frekvenci a také chybovost filtru při doporučené mezní frekvenci 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci.

Co se týče negativního ovlivnění EKG signálu filtrací, bylo by ještě důležité porovnat rozdíl filtrovaného a nezarušeného nefiltrovaného EKG signálu v ST segmentu, který obsahuje složku nižší frekvence, kterou by mohl filtr negativně ovlivnit při odstraňování kolísání nulové izolinie, což je nežádoucí z důvodů možného nalezení srdeční ischemie právě v ST segmentu a tedy potřebou maximalizovat podobnost filtrovaného nasnímaného EKG signálu v tomto segmentu vůči realitě.

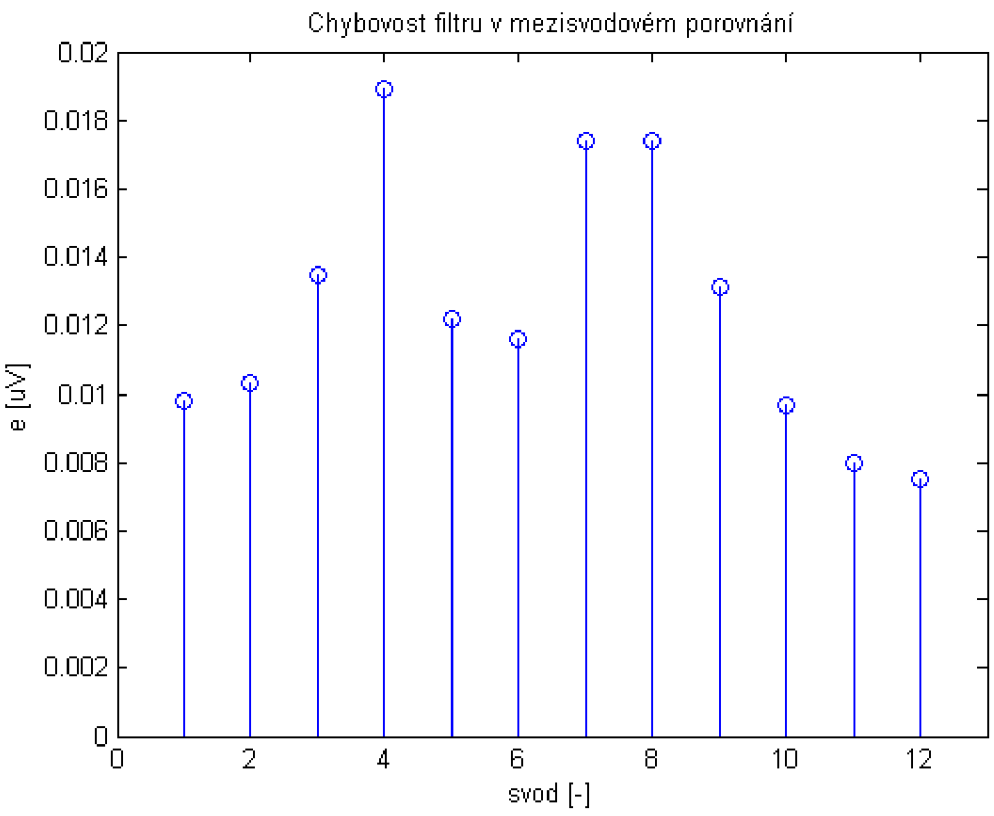
4.4.6. Histogram chyb filtru získaných z otestování všech 125 signálů z databáze CSE

Pokud provedeme filtraci všech 125 signálu z databáze CSE na všech 12ti svodech s filtrem, který nastaví mezní frekvenci podle frekvence tepové a provedeme výpočet chybovosti získáme tento histogram.



Obr. 65 průměrná chybovost filtru v mezisvodovém porovnání. Testováno na všech 125 signálech z databáze CSE. Útlum filtru 0dB na mezní frekvenci nastavené podle frekvence tepové.

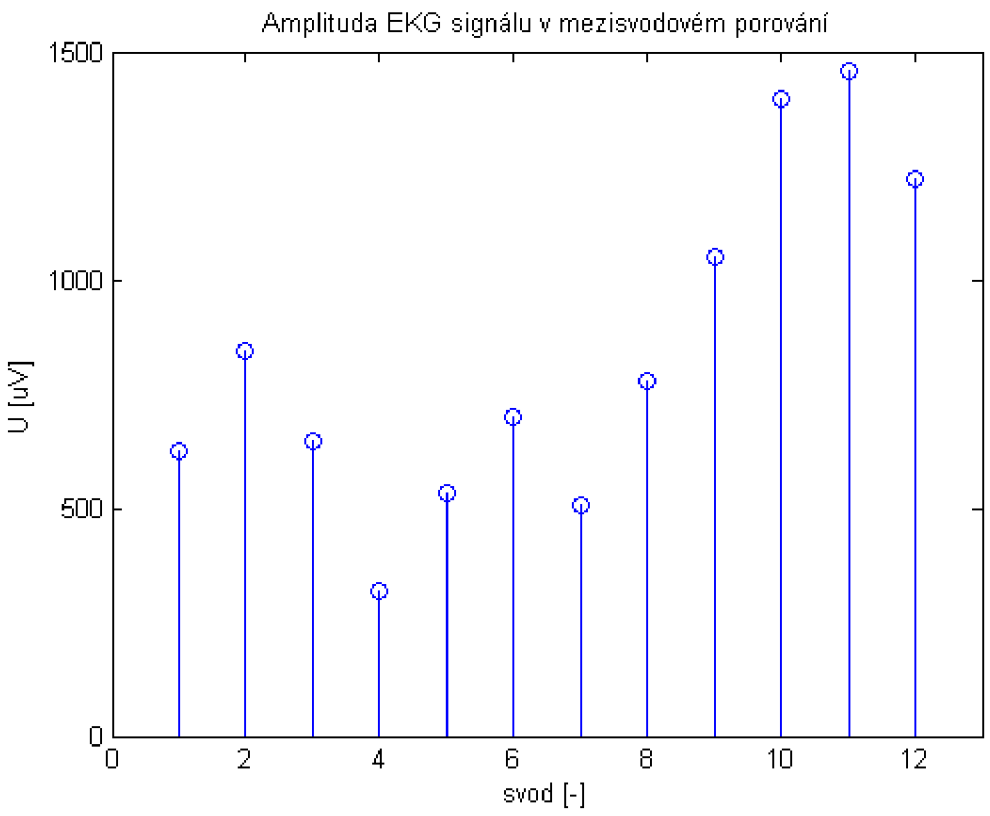
Jelikož je chyba filtru počítána v absolutní hodnotě máme zde pouze kladná čísla chybovosti filtru. Chybovost filtru v µV dosahuje nejčastěji hodnot blízkých nuly, celková průměrná hodnota činí 0,0956 µV. Mezisvodové porovnání chybovosti filtru se nachází na následujícím obrázku.



Obr. 66 průměr chyby filtru v jednotlivých svodech

Obr 66 zobrazuje velikost průměrné chyby v jednotlivých svodech ve všech testovaných signálech z databáze CSE. Mezní frekvence filtru je nastavená na frekvenci tepovou, tato chyba je tedy nejnižší možná dosažitelná (na těchto signálech) při této metodě filtrace. Z prvních třech svodů, které odpovídají svodům Eithovenovým, dosahuje filtrace nejnižší chyby ve svodu prvním, naopak největší chyby ve svodu třetím. Ve čtvrtém až šestém svodu, které odpovídají svodům Goldbergerovým, dosahuje filtr nejmenší chyby v šestém (třetím Goldbergerovém) svodu. Největší chybu dokonce ve všech dvanácti svodech dosahuje filtr ve čtvrtém svodu a to téměř 0,02µV. Svody 7 až 12 odpovídají hrudním svodům, kde v prvním a druhém z těchto šesti svodů je chybovost filtru největší a naopak nejnižší, dokonce ze všech dvanácti svodů dosahuje filtrace na svodu dvanáctém (šestém hrudním). Tato chybovost je způsobena především sníženým přenosem za mezní frekvencí, kde přenos ve filtrovaném pásmu dosáhne přenosu 1 (viz obr. 8, modrá křivka).

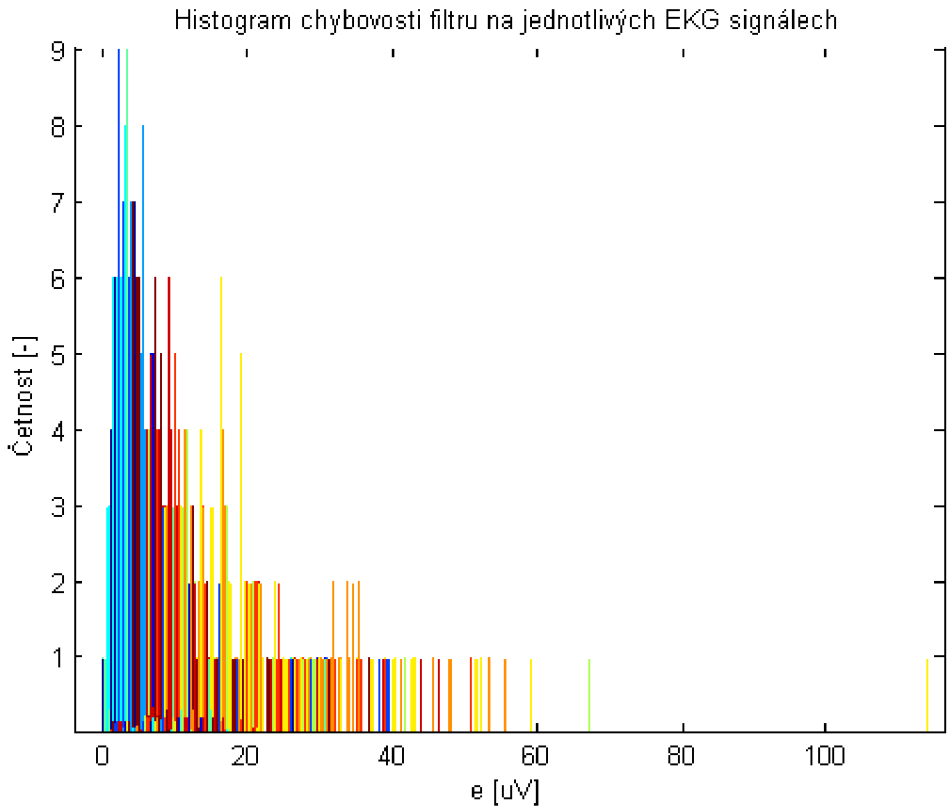
Je také důležité si vykreslit amplitudu EKG signálu v jednotlivých svodech, protože ikdyž má daný filtr v některém ze svodů větší chybovost (v µV) než v ostatních svodech, nemusí to vždy znamenat, že je filtr na daný svod méně použitelný (viz následující obr.).



Obr. 67 průměrná amplituda EKG signálů v jednotlivých svodech

Na obrázku je patrné, že je amplituda EKG signálu v jednotlivých svodech různá. Pokud porovnáme amplitudu nejmenší na 4. svodu a amplitudu největší na svodu 11. A tyto hodnoty podělíme zjistíme, že je amplituda v 11. svodu 4,6x větší než na svodu 4.

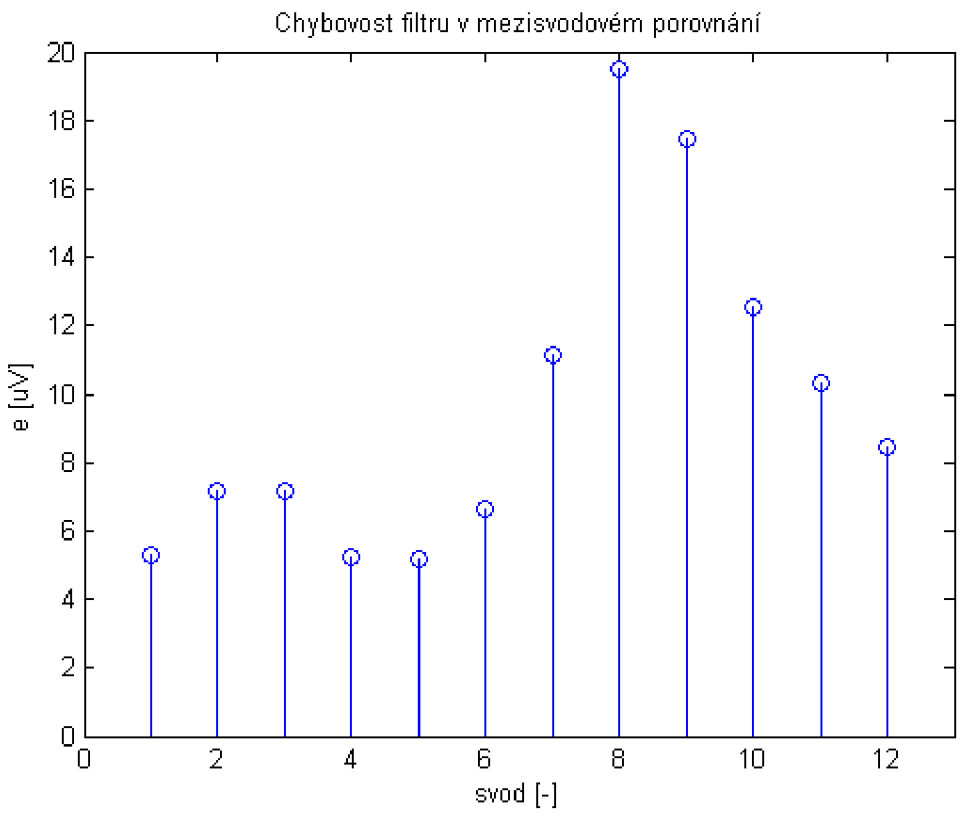
Pokud budeme filtrovat signály se stejným filtrem pouze se změnou útlumu (na mezní frekvenci filtru nastavené podle tepové frekvence) z útlumu 0dB na útlum 0,5dB, dostaneme následující histogram.



Obr. 68 průměrná chybovost filtru v mezisvodovém porovnání. Testováno na všech 125 signálech z databáze CSE. Útlum filtru 0,5dB na mezní frekvenci nastavené podle frekvence tepové.

Chybovost filtru zde dosahuje mnohem vyšších hodnot. Řád chyby se změnil z desetin a téměř setin na jednotky až desítky µV. Celková průměrná hodnota chybovosti filtru činí 9,6713µV.

Pokud si opět vykreslíme průměrnou chybovosti filtru v jednotlivých svodech získáme následující obrázek, kde se chyba filtru pohybuje už v řádu jednotek až desítek µV.



Obr. 69 průměr chyby filtru v jednotlivých svodech

Pokud přefiltrujeme všechny signály za databáze CSE filtrem, který nastaví mezní frekvenci na frekvenci tepovou a nastavíme na této frekvenci různý stupeň útlumu, v našem případě :

0 dB

0,25 dB

0,5 dB

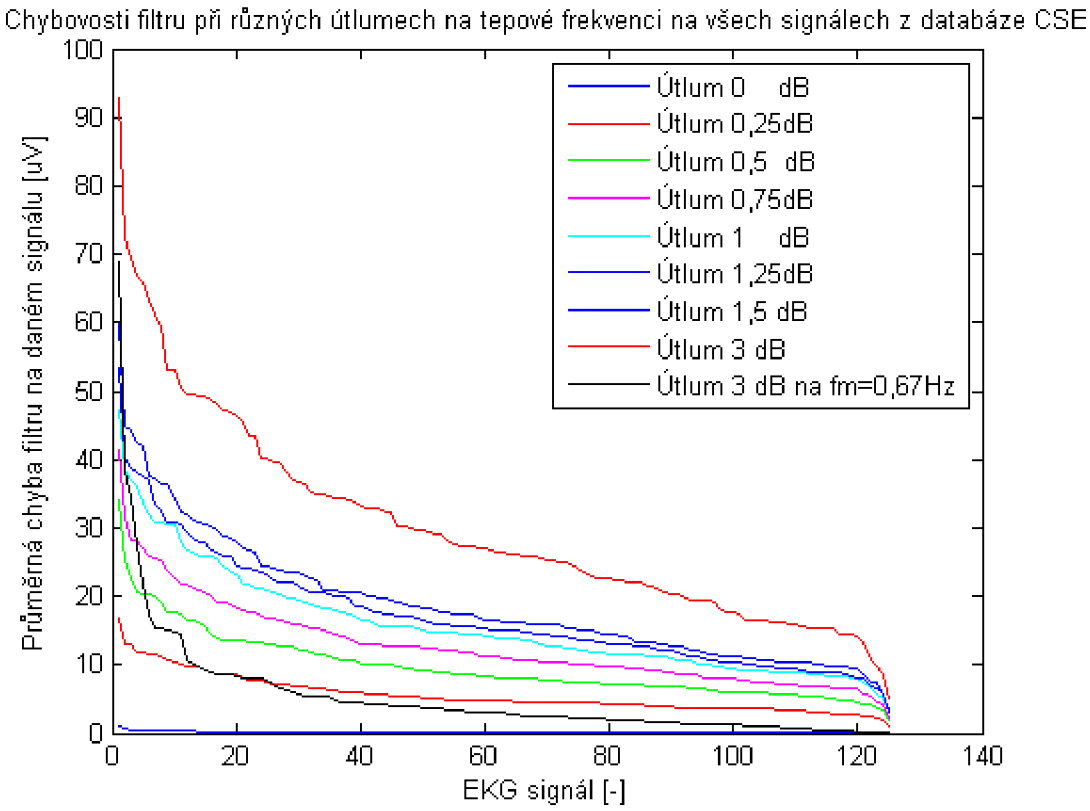
0,75 dB

1 dB

1,25 dB

1,5 dB

3dB na tepové frekvenci a fm=0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci. Dále sesumujeme chybovost filtru ve všech svodech na všech 125ti EKG signálech, protože máme na vykreslení moc údajů a seřadíme od největšího k nejmenšímu. Po vykreslení nám vznikne následující obrázek.



Obr. 70 Průměrná chyba filtru na všech svodech na jednom EKG signálu. EKG signály jsou seřazeny podle velikosti chyby. Vykresleno celkem 7 křivek odpovídající jednotlivým útlumům na mezní frekvenci filtru odpovídající frekvenci tepové

Na obrázku 70 je vykreslena průměrná chyba filtru na všech svodech na všech EKG signálech z databéze CSE. Zajímavá je situace, kdy se po zvýšení útlumu filtru na tepové frekvenci z 0dB na 0,25dB dojde k výrazném zvýšení chyby. Při útlumu 0dB na tepové frekvenci dochází k velmi nízkým chybám, řádově v setinách až desetinách µV a po zvětšení útlumu na tepové frekvenci dochází k chybám řádově v jednotkách. Po dalším zvyšování útlumu na mezní frekvenci se rozdíl chyby začíná postupně snižovat. Od útlumu 1dB na tepové frekvenci se už chyba pohybuje řádově v desítkách µV takřka ve všech 125ti testovaných EKG signálech. Při útlumu 3dB na tepové frekvenci dochází už v jednom EKG signálu z databáze CSE k chybě téměř 100 µV (červená křívka s nejvyšší chybovosti), jednom signálu ale docházelo ke špatné detekci QRS komplexů, takže tento signál s největší chybou berme s rezervou.

Naopak je zajímavá situace chyb v případě časově neproměnného filtru (černá křivka) s nastavenou fm=0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci. Pokud ji porovnáme s červenou křivkou (s nízkou chybovostí – v grafu jsou křivky červené dvě) odpovídající 0,25dB útlumu na tepové frekvenci, vychází nám, že u přibližně 100 signálů dochází k menší chybovosti u časově neproměnného filtru, u 10 signálů je chybovost podobná a u 15 signálů dochází k chybovosti větší.

V literatuře [14] je uvedeno, že by přenos filtru v rozmezí užitečných složek v EKG signálu neměl klesnout pod hodnotu odpovídající útlumu 0,5dB a časově neproměnný filtr s fm=0,67Hz

a útlumu 3dB na této frekvenci do tohoto kriéria spadá, protože je jeho chybovost téměř u všech signálu nižší než zelená křivka na obr. 70. Průměrná chybovost nižší je.

5. Závěr

V této práci byly filtry filtrující EKG signály odvozeny z Lynnových filtrů. Jelikož jsme požadovali filtraci dvou typu rušení – kolísání nulové izolinie (drifu) a síťového brumu na 50Hz, byly výsledné filtry vícepásmové, filtrující na frekvencích 0Hz, 50Hz a dalšími násobky padesáti. Mezní frekvence filtru, tedy místo, kdy filtr ve filtrovaném pásmu dosáhne přenosu 1, bylo nastaveno buď konkrétně, například u časově neproměnné filtrace na 0,67Hz a útlumu 3dB na této mezní frekvenci, kde dosáhuje filtr přenosu 1 na frekvenci 1,1625Hz na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz či 1,175Hz na signálu se vzorkovací frekvencí 500Hz nebo při časově proměnných filtracích byla nastavena mezní frekvence na hodnotu odpovídající tepové frekvenci.

Při první realizaci kauzálního časově proměnného filtru, se přizpůsobuje mezní frekvence filtru skokově v uzlových bodech, v druhé realizaci filtr přizpůsobuje mezní frekvenci v každém vzorku EKG signálu.

Aby byla frekvenční charakteristika filtru co možná nejpodobnější požadované s ohledem na rychlost filtrace, používá se filtr 2x, frekvenční charakteristika se tak umocní nadruhou a snížení přenosu za mezní frekvencí, kde filtr ve filtrovaném pásmu poprvné dosáhne přenosu 1, se výrazně zlepší. **Zde je potřeba si ještě připomenout, že celá filtrace funguje jako vícepásmová propust a až následně se rušení po filtraci od signálu odečte a tím se výsledná frekvenční charakteristika převrátí.**

U časově neproměnné filtrace bylo nejlepším řešením použití jednoduchého filtru s obdélníkovou charakteristikou 2x, což má za následek vyšší rychlost výpočtu pozorovatelnou především ve filtraci dlouhých signálu. Jelikož byla mezní frekvence nastavená pevně, mohli jsme signál filtrovat jednoduchým filtrem z jednoho a druhého směru. Tím jsme také nemuseli počítat se zpožděním, které filtr zavádí a mohli jsme rušení od EKG signálu odečítat ve vzorcích se stejným indexem.

Při práci s časově neproměnným filtrem, bylo zjištěno výrazné zlepšení filtrace neboli snížení chyby filtru při nastavené mezní frekvenci filtru na průměr tepových frekvencí v signálu (viz kapitola 4.4.2. na straně 63). Toto ovšem vyžaduje kvalitní detektor QRS a při filtraci reálných signálů je velmi nízká chyba pouze v místech, kde mezní frekvence odpovídala frekvenci tepové. Z těchto důvodů byla realizována časově proměnná filtrace.

Druhá realizace filtrace EKG signálu pomocí Lynnových filtrů byla založená na skokové změně mezní frekvence filtru v uzlových bodech ležících uprostřed RR intervalů. Jednalo se o první ze dvou metod, která nastavovala mezní frekvenci filtru podle tepové frekvence. Jak bylo zjištěno u časově neproměnné filtrace, je filtrace nejkvalitnější při nastavení mezní

frekvenci podle tepové frekvence (viz kapitola 4.4.2. na straně 63). Na signálech z databáze CSE, kde se tepová frekvence nemění z důsledku umělého signálu, poskládaného ze stále stejný srdečních cyklů byla chybovost filtru na velmi nízké úrovni (viz kapitola 4.4 na straně 63). Filtrace byla tedy na signálech s neměnnou tepovou frekvencí automazována, že se mezní frekvence nastavila sama na odpovídající hodnotu tepové frekvence a filtrace byla vysoce kvalitní (viz kapitola 4.4 na straně 63). Problém u této filtrace nastal při filtraci EKG signálů s větší diferencí tepové frekvence v jednotlivých srdečních cyklech. Tam se filtr při skokové změně mezní frekvence v uzlových bodech změnil tak výrazně, že to mělo za následek skoky ve výsledném filtrovaném EKG signálu. Pokud chceme mít zajištěny kvalitní výsledky filtrace je tato metoda použitelná na EKG signálech s neproměnnou tepovou frekvencí nebo na signálech s velmi malou postupnou změnou tepové frekvence.

Třetí a poslední realizace spočívala v nekauzálním řešení filtru, který přizpůsobuje mezní frekvenci filtru v každém vzorku EKG signálu z interpovalých uzlových bodů. Nastavení mezní frekvence bylo provedeno i na interpolovaných RR intervalech, ale jak bylo posléze zjištěno, rozdíl mezi filtrovaným EKG signálem vůči nezarušeném nefiltrovaném EKG signálu je menší s postupem filtrace, který interpoluje hodnoty v uzlových bodech vůči postupu filtrace, který interpoluje přímo RR intervaly (viz kapitola 4.2.3.2. na straně 51).

Tato třetí metoda je z námi vytvořených metod nejlepší, protože přizpůsobuje mezní frekvenci filtru aktuální tepové frekvenci, chybovost filtru padá na minimum a je tato metoda použitelná na všech typech EKG signálů, jak s neproměnnou tepovou frekvencí tak na signálech s výraznými rozdíly aktuálních tepových frekvencí ležící klidně vedle sebe.

V literatuře [14] je uvedeno, že by přenos filtru v rozmezí užitečných složek v EKG signálu neměl klesnout pod hodnotu odpovídající útlumu 0,5dB. Pokusili jsme se toto ověřit, ale tato problematika by potřebovala hlubší analýzu. Podařilo se nám ale ověřit, že časově neproměnný filtr toto kritérium splňuje. Na posledním obrázku o dvě strany výše bylo ověřeno, že chybovost filtru rychle narůstá už s mírným útlumem přenosu na tepové frekvenci. Výhoda filtrace s určitou velikosti útlumu na tepové frekvenci spočívá ve zvýšení rychlosti výpočtu díky kratší imp. char. filtru a tedy roztaženější frekvenční charakteristiky. Chybovost filtru vzrůstá ze setin až desetin µV na jednotky až desítky µV (viz obrázky 68, 69 a 70).

Skript byl vypracováván v Matlabu 7.8.0 (R2009a) od firmy MathWorks.

6. Seznam literatury

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

[2] LYNN, P., A.: An Introduction to the Analysis and Processing of Signals. Macmillan, 1989.

[3] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů – Filtrace signálu EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2010. 41 stran.

[4] Stefan Silbernagl, Agamemnon Despopoulos, ATLAS FYZIOLOGIE ČLOVĚKA. 3. české vydání Praha 2004, 448 stran. ISBN 80-247-0630-X

[5] Bailey JJ, Berson AS, Garson A Jr, Horan LG, Macfarlane PW, Mortara DW, Zywietz C. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: 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 1990; 81:730 –739.

[6] Kligfield P, Gettes LS, Bailey JJ, Childers R, Deal BJ, Hancock EW, van Herpen G, Kors JA, Macfarlane P, Mirvis DM, Pahlm, Rautaharju P, Wagner GS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram Part I: The Electrocardiogram and Its Technology. A Scientific Statement From the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society. Circulation 2007; 115:1306-1324

[7] Lynn, PA, Fuerst, W. Introductory Digital Signal Processing with Computer Applications. John Wiley and Sons, 1992

[8] Shusterman,V., Shah,S.I., Beigel,A., Anderson, K.P.: Enhancing the Precision of ECG Baseline Correction: Selective Filtering and Removal of Residual Error. Computers and Biomedical Research, 33, 2000, pp. 144–160

[9] Meyer, C.R., Keiser, H.N.: Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques. *Computers and Biomedical Research,* vol.10 , 1977, pp. 459-470

[10] Jane, R., Laguna, P., Thakor, N.V., Caminal, P.: Adaptive baseline wander removal in the ECG: Comparative analysis with cubic spline technique. *Computers in Cardiology*, 1992, pp. 143-146

[11] Blanco-Velasco, M., Weng, B., Barner, K.E.: ECG signal denoising and baselinewander correction based on the empirical mode decomposition. Computers in Biology and Medicine, 38, Elsevier, 2008, pp. 1 – 13

[12] Wikiskripta, dostupné z www: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie

[13] Sornmo, L., Laguna, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005

[14] Pipberger HV, Arzbaecher RC, Berson AS, Briller SA, Brody DA, Flowers NC, Geselowitz DB, Lepeschkin E, Oliver GC, Schmitt OH, Spach M. Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectorcardiography. Report of the Committee on Electrocardiography, American Heart Association: Circulation 1975; 52:11-31

[15] VEGA-MARTÍNEZ, G, C ALVARADO-SERRANO and L LEIJA-SALAS. 2011. ECG baseline drift removal using discrete wavelet transform. In: *CCE 2011 - 2011 8th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, Program and Abstract Book* [online]. S.l.: s.n., . Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84855792419&partnerID=40&md5=0639020ab208dfbc1b94a348343d0958

[16] VERMA, R, R MEHROTRA and V BHATEJA. 2013. An improved algorithm for noise suppression and baseline correction of ECG signals. *Advances in Intelligent Systems and Computing* [online]. roč. 199 AISC, s. 733–739. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84872231383&partnerID=40&md5=f2220784ee570a42cef6feb6f302b91b

[17] ZHAO, J, M LI, W ZHANG and R ZHENG. 2010. ECG signal adaptive filtering and QRS complex detecting method. In: *Proceedings - 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2010* [online]. S.l.: s.n., s. 869–872. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-78650645406&partnerID=40&md5=f0a2cbda1ea0b965a12b37eefb6eac66

[18] ACHARYA, S, D H MUGLER and B C TAYLOR. 2004. A fast adaptive filter for electrocardiography. In: *Bioengineering, Proceedings of the Northeast Conference* [online]. S.l.: s.n., s. 106–107. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-2942555266&partnerID=40&md5=a3c52a04506fb305224b5c581ead28f5

[19] JI, Z, X.-Y. ZHENG, J LUO and Z LI. 2008. Detection of QRS complexes based on biorthogonal spline wavelet. *Shenzhen Daxue Xuebao (Ligong Ban)/Journal of Shenzhen University Science and Engineering* [online]. roč. 25, č. 2, s. 167–172. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-44449154327&partnerID=40&md5=9da3b790a95b6cb0ffbcca20e4fbf11f

[20] MOMOT, A and M MOMOT. 2010. Adaptive time-varying frequency characteristic filtering of ECG signal. *Advances in Intelligent and Soft Computing* [online]. roč. 69, s. 273–282. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84856362913&partnerID=40&md5=ee35039b31feb74238e128aed6d99dee

[21] SORNMO, L. 1993. Time-varying digital filtering of ECG baseline wander. *Medical and Biological Engineering and Computing* [online]. roč. 31, č. 5, s. 503–508. Dostupné z: http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0027669691&partnerID=40&md5=b51a9319a818b082525d4f600d3604dd

7. Seznam zkratek, symbolů a příloh

EKG – elektrikardiogram

Fvz – vzorkovací frekvence

U - napětí

FIR - finite impulse response – konečná impulsní charakteristika

Zpracování signálu online – zpracovávání signálu souběžně se snímáním signálu

Zpracování signálu offline – zpracovávání signálu až po sejmutí signálu

Uzlový bod – místo ležící uprostřed RR intervalů

f_0 – frekvence, která na dané frekvenci dosahuje přenosu 1 (útlumu 0dB)

$f_{0,5}$ – frekvence, která na dané frekvenci dosahuje přenosu 0,944 (útlumu -0,5dB)

f_3 – frekvence, která na dané frekvenci dosahuje přenosu 0,707 (útlumu -3dB)

8. Seznam použitých obrázků

Obr. 1 schéma dvanácti svodového zapojení pro snímání EKG signálu. Převzato z [12] 8
Obr. 2 rozdíl ve frekvenční charakteristice nerekurzivního filtru při útlumu 0dB (modře), 0,5dB (zeleně) a 3dB (červeně) při mezní frekvenci 0,67Hz 11
Obr. 3 obdélníková impulsní charakteristika nerekurzivního filtru 12
Obr. 4 detail obdélníkové impulsní charakteristiky nerekurzivního filtru 13
Obr. 5 detail rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici rekurzivní realizace filtru 14
Obr. 6 detail rozložení nul a pólů na jednotkové kružnici nerekurzivní realizace filtru 14
Obr. 7 frekvenční charakteristika nerekurzivního filtru 15
Obr. 8 detail porovnání frekvenční charakteristiky filtru s přenosem H (červeně) a H^2 (modře) 16
Obr. 9 trojúhelníková impulsní charakteristika jako výsledek konvoluce obdélníkové imp. char. 17
Obr. 10 detail trojúhelníkové imp. char. – po konvoluci obdélníkové imp. char. 18
Obr. 11 vstupní testovací EKG signál 19
Obr. 12 detail vstupního testovacího EKG signálu 20
Obr. 13 spektrum vstupního testovacího signálu EKG 21
Obr. 14 detail spektra vstupního signálu EKG 21
Obr. 15 porovnání vstupního a výstupního EKG signálu 22
Obr. 16 detail vstupního a výstupního signálu o délce 2 sec. 23
Obr. 17 vykreslení všech tří spekter – spektra vstupního signálu, spektra rušení a spektra výstupního EKG signálu 23
Obr. 18 detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu 24
Obr. 19 rozdíl ve filtraci rekurzivní a nerekurzivní realizací filtru 25
Obr. 20 vstupní EKG signál 26
Obr. 21 spektrum vstupního signálu EKG 26
Obr. 22 porovnání vstupního a výstupního EKG signálu 27
Obr. 23 detail spektra vstupního (červeně) a výstupního (modře) EKG signálu 28
Obr. 24 rozdíl ve filtraci rekurzivní a nerekurzivní realizací filtru 29
Obr. 25 určitý druh artefaktu v EKG signálu s názvem: e103_ST_T_DB_Twave.mat 31
Obr. 26 důsledek způsobený pohybem pacienta či pohybu s elektrodou (EKG signál s názvem: e103_ST_T_DB_Twave.mat) 32
Obr. 27 zobrazení detekce QRS komplexů na vstupním EKG signálu s názvem W023.mat a jeho prvního svodu. 32
Obr. 28 detail konce imp. char. filtru při nastavení mezní frekvence na 0,68Hz a útlumu 0dB na této frekvenci na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz 33
Obr. 29 detail konce imp. char. filtru při nastavení mezní frekvence na 0,685Hz a útlumu 0dB na této frekvenci na signálu se vzorkovací frekvencí 250Hz 34
Obr. 30 graficky znázorněné zpoždění filtru 35
Obr. 31 na obrázku je patrné načítání filtru v prvních vzorcích (na EKG signálu s názvem: ekg_drif_ruseni_50Hz_s20011.mat) 36
Obr. 32 detailní postup kauzální filtrace EKG signálu časově proměnným filtrem 37
Obr. 33 celkový pohled na časově proměnnou filtraci EKG signálu 38
Obr. 34 zobrazení výstupního filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem39
Obr. 35 rozdíl filtrovaných EKG signálu po jejich vzájemném odečtení 40

Obr. 36 detail filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem v místech s největším rozdílem 41
Obr. 37 kresba parametrů EKG signálu a časově proměnného a neproměnného filtru 42
Obr. 38 zobrazení detailu frekvenčních charakteristik obou filtrů. Kauzální časově proměnný filtr filtroval signál s mezními frekvencemi od 1,087Hz do 1,232Hz. Časově neproměnný filtr měl nastavenou pevně mezní frekvenci na 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci, jeho výsledná mezní frekvence činila 1,1625 Hz. 43
Obr. 39 zobrazení výstupního filtrovaného EKG signálu časově neproměnným a proměnným filtrem44
Obr. 40 rozdíl filtrovaných EKG signálů po jejich vzájemném odečtení 44
Obr. 41 detail místa změny, kde došlo k výrazné úpravě filtru 45
Obr. 42 kresba parametrů EKG signálu a časově proměnného a neproměnného filtru 46
Obr. 43 zobrazení detailu frekvenčních charakteristik obou filtrů. Časově proměnný filtr filtroval signál s mezními frekvencemi od 0,591Hz do 0,887Hz. Časově neproměnný filtr měl nastavenou pevně mezní frekvenci na 0,67Hz a útlumu 3dB na této frekvenci, jeho výsledná mezní frekvence činila 1,175 Hz. 47
Obr. 44 schéma časově proměnné filtrace v každém vzorku přímou realizací nekauzálně – převzato z [] 48
Obr. 45 intervaly mezi uzlovými body ležící uprostřed RR intervalů vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat) 49
Obr. 46 lineární interpolace intervalů mezi uzlovými body ležící uprostřed RR intervalů, které jsou vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat) 50
Obr. 47 intervaly RR vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat) 50
Obr. 48 lineární interpolace intervalů RR, které jsou vyneseny na ose X a Y (EKG signál s názvem: W023.mat) 51
Obr. 49 filtrované rušení ve všech třech metodách filtrace – zde mezní frekvence získaná v každém vzorku z interpolace uzlových bodů (černé čáry) ležících uprostřed RR intervalů (červené čáry) 52
Obr. 50 filtrované rušení ve všech třech metodách filtrace – zde mezní frekvence získaná v každém vzorku z interpolace RR intervalů (červené čáry) 53
Obr. 51 filtrované rušení při postupu získání mezních frekvencí v každém vzorku z interpolace uzlových bodů ležících uprostřed RR intervalů (modrá křivka) a z interpolace RR intervalů (zelená křivka) 54
Obr. 52 kresba parametrů EKG signálu a časově neproměnného a skokově časově proměnného a časově proměnného filtru měnícího parametry filtru v každém vzorku. 55
Obr. 53 testovací signál po odstranění frekvencí do 0,8Hz a nad 40Hz. Po filtraci signálu se rozdíl tohoto nezarušeného signálu od filtrovaného liší řádově v desetinách µV. 56
Obr. 54 testovací signál včetně přičtených náhodně generovaných rušení odpovídající kolísání nulové izolinie. 57
Obr. 55 ukázka jednotlivých filtrací a jejich sum rozdílu mezi filtrovanými a nezarušenými signály. Osa x je počet cyklů testu, kdy v každém cyklu bylo přičítané rušení náhodně generováno v pásmu filtrovaných frekvencí o náhodné amplitudě (max. do 1/20 amplitudy R kmitů) tohoto rušení. 58
Obr. 56 detail spektra uměle zarušeného signálu. Složky okolo 0 až 0,8Hz (což přibližně odpovídá tepové frekvenci) mají vyšší amplitudu než samotné složky okolo 0,8Hz. 59
Obr. 57 porovnání délek jednotlivých imp. char. filtrů 60
Obr. 58.: Porovnání tří uměle zarušených signálů po filtraci a signálu nezarušeného - detail 61
Obr. 59 porovnání tří uměle zarušených signálů po filtraci a signálu nezarušeného - detail 61

Obr. 60 horní kresba: Zobrazení filtrovaného (modře) a nefiltrovaného (červeně) EKG signálu. Dolní kresba: filtrované rušení (modře) a jeho střední hodnota (červeně) (EKG signál s názvem: MA1_026_12.mat) 63
Obr. 61 horní kresba: Zobrazení filtrovaného (modře) a nefiltrovaného (červeně) EKG signálu. Dolní kresba: filtrované rušení (modře) a jeho střední hodnota (červeně) (EKG signál s názvem: MA1_026_12.mat) 64
Obr. 62 zobrazena situace pro ilustraci, kdy filtr s nastavenou nižší mezní frekvencí dosahuje větší chybovosti než filtr s nastavenou vyšší mezní frekvencí. EKG signál je tzv. umělý, tepová frekvence je pořád na stejné úrovni. 66
Obr. 63 chyba filtru v µV na EKG signálu z databáze CSE s MA1_002_12.mat na prvním svodu při různé úrovni mezní frekvence 67
Obr. 64 chyba filtru v µV na EKG signálu z databáze CSE s MA1_006_12.mat na prvním svodu při různé úrovni mezní frekvence 68
Obr. 65 průměrná chybovost filtru v mezisvodovém porovnání. Testováno na všech 125 signálech z databáze CSE. Útlum filtru 0dB na mezní frekvenci nastavené podle frekvence tepové. 69
Obr. 66 průměr chyby filtru v jednotlivých svodech 70
Obr. 67 průměrná amplituda EKG signálů v jednotlivých svodech 71
Obr. 68 průměrná chybovost filtru v mezisvodovém porovnání. Testováno na všech 125 signálech z databáze CSE. Útlum filtru 0,5dB na mezní frekvenci nastavené podle frekvence tepové. 72
Obr. 69 průměr chyby filtru v jednotlivých svodech 73
Obr. 70 Průměrná chyba filtru na všech svodech na jednom EKG signálu. EKG signály jsou seřazeny podle velikosti chyby. Vykresleno celkem 7 křivek odpovídající jednotlivým útlumům na mezní frekvenci filtru odpovídající frekvenci tepové 74

9. Přílohy a výkresová dokumentace

K práci je přiloženo CD, které obsahuje vytvořený skript v Matlabu a tuto práci ve formátu .docx a .pdf.