

**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

## **PŘEDZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU PRO DETEKCI VÝZNAMNÝCH BODŮ**

PREPROCESSING OF ECG SIGNALS FOR DETECTION OF SIGNIFICANT POINTS

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**  
BACHELOR'S THESIS

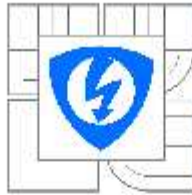
**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

**MARTIN STROUHAL**

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

**Ing. MARTIN VÍTEK**

**BRNO 2010**



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNE

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

## Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Elektronika a sdělovací technika

**Student:** Martin Strouhal  
**Ročník:** 3

**ID:** 98477  
**Akademický rok:** 2009/2010

### NAZEV TÉMATU:

**Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů**

### POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte problematiku filtrace a předzpracování EKG signálů. Navrhněte blokové schéma banky filtrů, jejichž výstupem budou signály vhodné pro detekci významných bodů EKG signálu.

Realizujte navrženou banku filtrů v Matlabu. Srovnajte vlastnosti signálů před a po zpracování bankou filtrů, vzhledem k možnosti detekce významných bodů.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MARTÍNEZ, J. P., OLMOS, S. Methodological principles of T wave alternans analysis: a unified framework. In IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2005, vol. 52, no. 4, pp. 599-613.

[2] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, vol. 51, no. 4, pp. 570-581.

**Termín zadání:** 8.2.2010

**Termín odevzdání:** 28.5.2010

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vitek

**prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida**  
Předseda oborové rady

### UPOZORNĚNÍ:

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

# LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

## 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Martin Strouhal  
Bytem: U Trojáku 4639, Zlín, 76005  
Narozen/a (datum a místo): 25.12.1986

(dále jen „autor“)

a

## 2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií  
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00  
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:  
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
  - diplomová práce
  - bakalářská práce
  - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vítek

Ústav: Ústav radioelektroniky

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2 Udělení licenčního oprávnění

Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.

Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.

Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti

- ihned po uzavření této smlouvy
- 1 rok po uzavření této smlouvy
- 3 roky po uzavření této smlouvy
- 5 let po uzavření této smlouvy
- 10 let po uzavření této smlouvy  
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)

Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

## Článek 3 Závěrečná ustanovení

Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.

Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.

Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.

Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 28. května 2010

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## **Anotace**

Práce si klade za cíl nalezení neoptimálnější metody návrhu filtrů pro odstranění parazitních složek reálného EKG signálů. Je zde stručně popsán vznik a kmitočtové vlastnosti takovýchto rušení (drift a síťový brum). Jednotlivé metody návrhu jsou porovnávány podle řádu navrhnutého systému, podle spolehlivosti a podle míry vlivu na užitečný signál.

Vytvořil jsem několik číslicových filtrů různými metodami a vyzkoušel je na deseti reálných signálech EKG. Z pokusu vyplynulo, že síťový brum odstraní všechny filtry se stejnou spolehlivostí, z hlediska řádu výsledného systému je výhodnější použít metody rozmístování nul a pólů. Při filtraci driftu se filtry navrhnuté pomocí metody rozmístování nul a pólů byly nedostačující v případě prudkých výkyvů průběhu. Proto se jako výhodnější ukázala metody vzorkování fr. charakteristiky.

Dále se v práci zabývám možnostmi zpracování EKG pro detekci R vlny a lokalizaci QRS komplexu. Pro obě možnosti jsem dospěl ke kaskádě filtrů, pomocí nichž lze signál takto zpracovat.

**Klíčová slova:** signál EKG, brum, drift nulové izolinie, R vlna, QRS

## **Abstract**

This work aims to find out the best filter design method for getting out parasitic elements in ECG signal. There are defined origin and frequency qualities of these elements. Individual filter design methods are compared according to number of filter coefficients, effectivity and influenc to useful signal.

I created several digital filters by various design methods and tested them on ten ECG signals. From the experiment ensued: all filters were able to get out brum, but filters designed by distribution of zeros and poles had the lowest number of coefficients. On the other hand same filters were disable to get out drift with very sheer course.

**Key words:** signal ECG, brum, drift, R wave, QRS

STROUHAL, M. *Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 29 s.  
Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vitek.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce 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 4. ledna 2010

.....  
podpis autora

# Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 4. ledna 2010

.....  
podpis autora

## Obsah

Seznam obrázků .....	9
Úvod .....	10
1. Převodní systém srdeční.....	11
1.2 Srdeční cyklus .....	11
2. Rušení reálného signálu EKG .....	13
3. Některé metody návrhu číslicových filtrů.....	13
3.1 Metoda vzorkování frekvenční charakteristiky .....	13
3.2 Metoda váhování impulsní charakteristiky .....	14
3.3 Rozmíst'ování nulových bodů a pólů .....	15
4. Filtrace driftu .....	17
4.1 Realizace filtru vzorkováním frekvenční charakteristiky .....	17
4.2 Realizace filtru váhováním impulsní charakteristiky .....	18
4.3 Realizace IIR filtru metodou rozmíst'ování nulových bodů a pólů.....	19
4.4 Výsledky porovnávání metod návrhu filtrů pro odstranění driftu.....	19
5. Filtrace brumu .....	20
5.1 Realizace filtru vzorkováním frekvenční charakteristiky .....	20
5.2 Realizace IIR filtru metodou rozmíst'ování nulových bodů a pólů.....	21
6. Předzpracování pro detekci R vlny .....	22
7. Předzpracování pro nalezení hranic QRS komplexu .....	24
Závěr.....	27
Seznam literatury.....	28
Seznam zkratk.....	29
Příloha – zdrojové kódy .....	30



## Seznam obrázků

Obr.č.1 Převodní systém srdeční.....	11
Obr.č.2 EKG signál.....	12
Obr.č.3 Amplitudova fr. ch. ....	17
Obr.č.4 Filtrovaný signál.....	17
Obr.č.5 Amplitudova fr. ch.....	18
Obr.č.6 Filtrovaný signál 2.....	18
Obr.č.7 Filtrovaný signál 3.....	19
Obr.č.8 Amplitudová fr. charakteristika notch filtru.....	20
Obr.č.9 Signál zatížený brumem a po odstranění brumu.....	20
Obr.č.10 Signál zatížený brumem a po odstranění brumu 2.....	21
Obr. č.11 Blokové schéma detekce R vlny.....	22
Obr. č.12 Amplitudová frekvenční charakteristika PP.....	22
Obr. č.13 Spektrum umocněného signálu.....	23
Obr. č.14 Předzpracovaný signál pro detekci R vln.....	23
Obr. č.15 Frekvenční amplitudová charakteristika PP.....	24
Obr. č.16 Vstupní signál a signál se zvýrazněným QRS komplexem.....	24
Obr. č.17 Příklad filtrace signálů s kladnou Q vlnou.....	25
Obr.č.18 Tři případy signálů filtrovaných pásmovou propustí.....	26
Obr.č.19 Blokové schéma kaskády filtrů pro lokalizaci QRS.....	26

# Úvod

V této práci se budu zabývat filtrací parazitních signálů (driftu a síťového brumu) přítomných v EKG signálu snímaného za reálných podmínek. Seznámíme se s kmitočtovými pásmy těchto rušení a požadavky na filtry, pomocí nichž by měli být odstraněny.

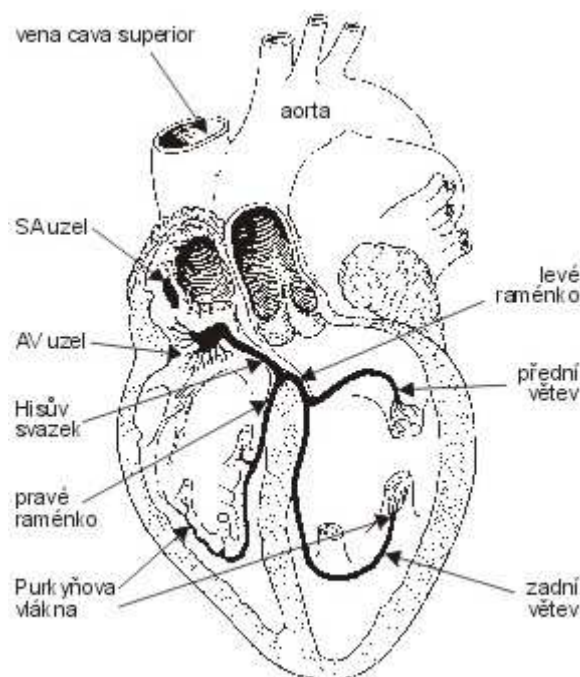
Obsahem práce bude porovnání několika metod návrhu číslicových FIR a IIR filtrů z hlediska řádu navrženého systému, jeho spolehlivosti a míry vlivu na užitečné složky EKG signálu.

Dále se budu zabývat možnostmi předzpracováním EKG signálů pro detekci R vlny a pro lokalizaci hranic QRS komplexu. Návrh a následné vyzkoušení na reálných EKG signálech provedu v prostředí Matlab.

# 1. Převodní systém srdeční

Kontrakce svalových vláken je spojena s jevem zvaným depolarizace, relaxaci svalových vláken způsobuje repolarizace. Elektrický signál vytvářený těmito jevy je snímán z povrchu těla, z jícnu nebo nitrosrdečně.

Srdeční síně se stahují zároveň, stejně jako obě komory. Ta část svaloviny srdce, která se stahuje a čerpá krev se nazývá pracovní myokard. Jeho činnost je stimulována tzv. převodním systémem srdečním (obr.1). Podnět vzniká v sinoatriálním uzlu, který je tzv. fyziologický pacemaker srdce. Vzruch se dále šíří myokardem a preferenčními síňovými drahami do atrioventrikulárního uzlu dále Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny, která přenášejí podráždění na pracovní myokard. [3]



Obr.č.1 Převodní systém srdeční

## 1.2 Srdeční cyklus

### Šíření akčního potenciálu v srdci (vznik EKG)

Srdce je dutý svalový orgán, jehož vlákna jsou schopna velké mechanické práce .

Elektrofyzilogická zvláštnost vlákna srdeční svaloviny spočívá v dlouhé době trvání jeho činnostního potenciálu. To způsobuje, že vlákno myokardu po podráždění depolarizuje jako celek. Každé vlákno prochází postupně čtyřmi fázemi :

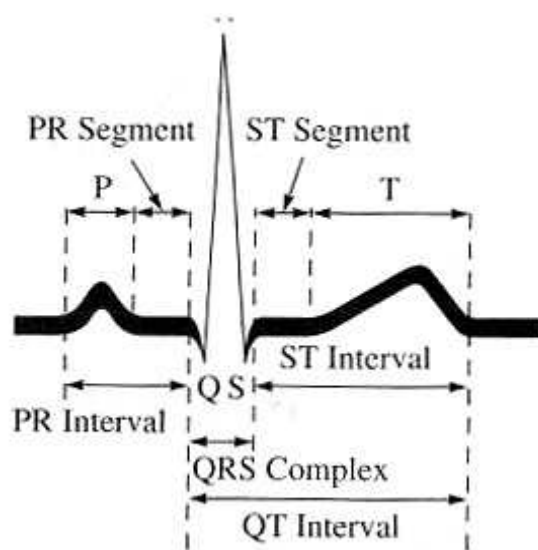
- polarizace(povrch vlákna nabit kladně ),
- depolarizace(postupná změna polarity povrchu ),
- transpolarizace (povrch vlákna nabit záporně),
- repolarizace (postupný návrat k původní polaritě),

Ve fázi depolarizace se vlákno myokardu chová jako elektrický dipól a stává se generátorem místních proudů. Srdce jako celek může být považováno za dipól, jehož dipólový moment je v každém okamžiku dán sumou dipolových momentů jednotlivých vláken.

Směr tohoto vektoru bývá označován jako elektrická srdeční osa .[6]

Svalovina srdečních předstředních komor představuje z funkčního hlediska dva samostatné oddíly. Vznik podráždění a jeho rozvod v srdci zajišťuje zvláštní vodivý systém. Místem primární srdeční automacie (generátorem impulzů) je sinoatriální uzel v oblasti pravé předstřední. Odtud se podráždění šíří svalovinou pře dsíní k uzlu atrioventrikulárnímu. ležícímu na rozhraní předstřední a komor. Ten je výchozím bodem vodivého systému komor –Hisova svazku ,Tatarových ramének a Purinových vláken.

Přechodem podráždění na svalovinu předstřední dochází k její postupné depolarizaci, která dává vzniku vlně P. Jakmile podráždění dosáhne atrioventrikulárního uzlu, začíná depolarizace komor. Probíhá současně na obou komorách a postupuje z vnitřní strany na stranu vnější. V záznamu depolarizace komor se projeví komplexem QRS. Zároveň probíhá repolarizace předstřední, jejichž elektrická manifestace je tímto komplexem překryta. Poslední fází je depolarizace komor ta probíhá z vnější strany ke straně vnitřní a dává vznik vlně T.



Obr.č.2 EKG signál

**Vlna P** –vzruch přichází ze sinoatriálního uzlu a vlna depolarizace rozšíří svalovinu předstřední. Amplituda je malá úzká stěna předstřední obsahuje málo svaloviny.

**Úsek PQ**- když dospěje vlna depolarizace do atrioventrikulárního uzlu, dojde ke zbrzdění jejího dalšího postupu (pomalý přesun je podráždění z předstřední na komory je dán strukturou atrioventrikulárního uzlu, který vede vzruch nejpomaleji s celého myokardu .

**Komplex QRS** - po zdržení v uzlu přechází vzruch Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na myokard mezikomorového septa a vyvolá jeho depolarizaci ve směru od levé komory k pravé. Vlna depolarizace pokračuje po svalovině komor . Jeho směr je dán především depolarizací myokardu mohutnější levé komory .

**Usek ST**- když se rozšíří depolarizace po celé svalovině komor je po krátkou dobu elektrická aktivita srdce nulová (srdeční vlákna komor jsou ve fázi plató, mají tedy stejný elektrický náboj a nikde netečou žádné elektrické proudy ).

**Vlna T** –na fázi plato navazuje depolarizace komorového myokardu, která na rozdíl od depolarizace probíhá od epikardu k endokardu. Protože však je depolarizace děj elektricky opačný oproti depolarizaci má sumační vektor směr od endokardu k epikardu stejně jako při depolarizaci. Na EKG záznamu se během depolarizace komor píše vlna T.

Doba mezi částmi P-QRS-T ukazuje čas potřebný k šíření vzruchu přes srdeční oddíly. Intervaly RR určují srdeční frekvenci.

## 2. Rušení reálného signálu EKG

EKG signál snímáný za reálných podmínek obsahuje kromě užitečných složek i různé typy parazitních signálů:

**Úzkopásmové rušení:** představuje kolísání izoelektrické linie vznikající nejčastěji vlivem pomalých elektrochemických dějů na snímacích elektrodách. Takto způsobené rušení má náhodný charakter nebo trvalý nárůst a jeho frekvence bývá do 0,8 Hz. Dalším příčinou kolísání může být dýchání pacienta, které má frekvenci rovněž do 0,8 Hz. Při pohybech pacienta může dojít k prudším výkyvům el. izolované a frekvence může dosáhnout 1,5 Hz. Pokud je EKG snímáno při zátěži, má takovéto rušení pravidelný charakter.

Specifickým úzkopásmovým rušením indukce síťového napětí do snímacích obvodů, které má frekvenci samozřejmě 50 Hz.

### Širokopásmové rušení:

Většina výkonu EKG signálu je obsažena ve spektru do 40 Hz, nicméně se mohou vyskytovat složky až okolo 500 Hz. Ale v oblasti nad 100 Hz se začínají projevovat parazitní vlivy myopotenciálů, proto většina elektrokardiografických systémů přenáší jen signály do 100 Hz.

## 3. Některé metody návrhu číslicových filtrů

### 3.1 Metoda vzorkování frekvenční charakteristiky

Každý FIR filtr je specifikován vektorem  $\mathbf{h}$  svých  $N$  koeficientů. Kvůli inverzibilitě diskrétní Fourierovy transformace je stejně jednoznačně určen  $N$  hodnotami  $F_k$  DFT posloupnosti  $\{h_n\}$ , [1]

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} h_n e^{-jk\Omega nT}, \Omega = \frac{2\pi}{NT} \quad (1)$$

když porovnáme tento vztah s výrazem pro frekvenční charakteristiku FIR filtru,

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n e^{-j\omega nT} \quad (2)$$

zjistíme, že se jedná o vzorky spojité frekvenční charakteristiky rovnoměrně rozložené v intervalu  $(0, \omega_s - \Omega)$ .

Dostaneme-li tedy zadání požadované frekvenční charakteristiky v intervalu  $(\Omega, \omega_s)$ , postupujeme následovně:

1. Rozdělíme tento interval na N dílčích intervalů a odečteme N hodnot frekvenční charakteristiky  $F_k$  jako mezní hodnoty těchto intervalů.
  2. Zpětnou diskretní Fourierovou transformací dostaneme posloupnost  $\{h_n\}$ , která udává složky vektoru  $\mathbf{h}$ .
- Abychom zjistily průběh frekvenční charakteristiky uvnitř dílčích intervalů, musíme stanovit obrazový přenos filtru jako funkci N zadaných hodnot frekvenční ch.: [1]

$$\begin{aligned}
 H(z) &= \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n} = \sum_{n=0}^{N-1} DFT^{-1}\{F_k\} z^{-n} = \sum_{n=0}^{N-1} \left( \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F_k W_N^{-nk} \right) z^{-n} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F_k \left( \sum_{n=0}^{N-1} (W^{-k} z^{-1})^n \right) = \\
 &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F_k \frac{1 - z^{-N} W^{-kN}}{1 - W^{-k} z^{-k}} = \frac{1 - z^{-N}}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \frac{F_k}{1 - W^{-k} z^{-k}}
 \end{aligned} \quad (3)$$

dosazením  $z=e^{j\omega T}$  dostaneme po úpravě:

$$G(\omega) = \sum_{k=0}^{N-1} F_k \Phi \left( \omega T - k \frac{2\pi}{N} \right), \quad (4)$$

kde  $\phi$  je interpolační funkce

$$\Phi(\omega T) = \frac{1}{N} \frac{\sin(\omega T N / 2)}{\sin(\omega T / 2)} e^{-j\omega T \frac{N-1}{2}} e^{j\pi k(1-1/N)} \quad (5)$$

kteřá zajišťuje, že na vzorkovacích kmitočtech nabývá charakteristika požadovaných hodnot a v dílčích intervalech je interpolována podobně jako spojitý signál při rekonstrukci ze vzorků, čímž je formalizována představa, že hustota vzorkování musí odpovídat rychlosti změn zadané frekvenční charakteristiky.

Zpravidla chceme navrhnout filtr s reálnými koeficienty, to znamená zajistit sudou symetrii reálné složky a lichou symetrii imaginární. Tudíž můžeme zadat žádoucí vzorky  $F_k$  jen po  $k=N/2$  a zbývající hodnoty do rozsahu os dopočítat. Pro zjednodušení můžeme zadat nulovou fázi, což vede na nekauzální filtr a kauzalizovat ho zpožděním impulsní charakteristiky o  $0,5(N - 1)$ .

### 3.2 Metoda váhování impulsní charakteristiky

Pro tuto metodu musíme znát obecně neomezeně dlouhou impulsní charakteristiku  $\mathbf{h}_d$ , popisující požadovaný filtr. Prvním krokem tedy je výpočet těchto hodnot z frekvenční charakteristiky:

1. Zadanou frekvenční charakteristiku můžeme vyjádřit nekonečnou Fourierivou řadou s periodou  $2\pi T$ . [1]

$$G_d(\omega) = H_d(e^{j\omega T}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_d(n) e^{-j\omega n T} \quad (6)$$

Koeficienty této řady jsou hodnoty impulsní charakteristiky, které můžeme určit podle vztahu pro výpočet koeficientů F. řady:

$$h_d(n) = \frac{T}{2\pi} \int_{-\pi/T}^{\pi/T} G_d(\omega) e^{j\omega n T} d\omega \quad (7)$$

Pokud máme možnost získat pouze vzorky této funkce, nahradíme výpočet integrálu aproximací pomocí DFT vektorů o délce  $M$ ,  $M \gg N$ , tak aby koeficienty  $\mathbf{h}_d(n)$  pro  $n > M-1$  byly zanedbatelně malé, takže vypočtené koeficienty se od skutečných budou jen nepatrně měnit.

2. Frekvenční charakteristika ze vztahu (5) je rovněž spektrum nekonečného signálu

$$h_d(t) = \dots + h_{-1}\delta(t+T) + h_0\delta(t) + h_1\delta(t-T) + \dots \quad (8)$$

Jeho délku omezíme vynásobením konečným signálem – tzv. oknem – o délce  $N$ :

$$w(t) = \sum_{n=0}^{n_0+N-1} w_n \delta(t-nT) \quad (9)$$

Spektrum součinu  $h(t)=h_d(t)w(t)$  obou signálů je konvolucí jejich spekter,

$$G(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} G_d(\omega_0)W(\omega-\omega_0)d\omega_0 \quad (10)$$

kteřá udává výslednou frekvenční charakteristiku navrženého filtru s impulsní charakteristikou

$$\{h_n\} = \{h_d(n)w(n)\}. \quad (11)$$

Důležité je, aby rozdíly mezi  $G(\omega)$  a  $G_d(\omega)$  byly přijatelné. Výsledek lze výrazně ovlivnit tvarem okna tzn. velikostí koeficientů  $w_n$ . Pravoúhlé okno odpovídající prostému omezení posloupnosti  $\mathbf{h}_d$  vede ke značnému zkreslení, protože jeho spektrum má tvar funkce  $\text{sinc}(x)$ . Z toho důvodu se používají jiné tvary oken: např. Bartlettovo, Hammingovo nebo Hannovo okno.

### 3.3 Rozmíst'ování nulových bodů a pólů

Na rozdíl od dvou předcházejících metod, kde se navrhoval FIR filtr, se zde jedná o návrh IIR filtru. Tento metoda využívá vztahu mezi geometrickým rozmístěním kořenů polynomů v přenosu a frekvenčními charakteristikami podle: [1]

$$|G(\omega)| = A \frac{\prod_{i=1}^r d_i}{\prod_{i=1}^m l_i} \quad (12)$$

Návrh filtru se provádí v následujících krocích:

1. Nejprve rozmístíme dvojice nulových bodů a dvojic pólů v rovině  $z$  podle požadované frekvenční charakteristiky.
2. Vypočteme koeficienty polynomů z hodnot kořenů, odpovídajících nulám a pólům a následně vypočteme amplitudovou frekvenční charakteristiku:

$$G(\omega) = H(z) = A \frac{\prod_{i=1}^r (z - n_i)}{\prod_{i=1}^m (z - p_i)} \quad (13)$$

3. Porovnáme dosaženou amplitudovou frekvenční charakteristiku s požadovanou. Není-li dosaženo žádoucích výsledků, upravíme polohu nulových bodů a pólů, nebo přidáme či odstraníme stávající dvojici.

4. Vypočteme fázovou charakteristiku: [1]

$$\arg(G(\omega)) = (m - r)\omega T + \sum_{i=1}^r \varphi_i - \sum_{i=1}^m \psi_i \quad (14)$$

Pokud není fázová charakteristika uspokojivá, můžeme změnit polohu některého nulového bodu na převrácenou.

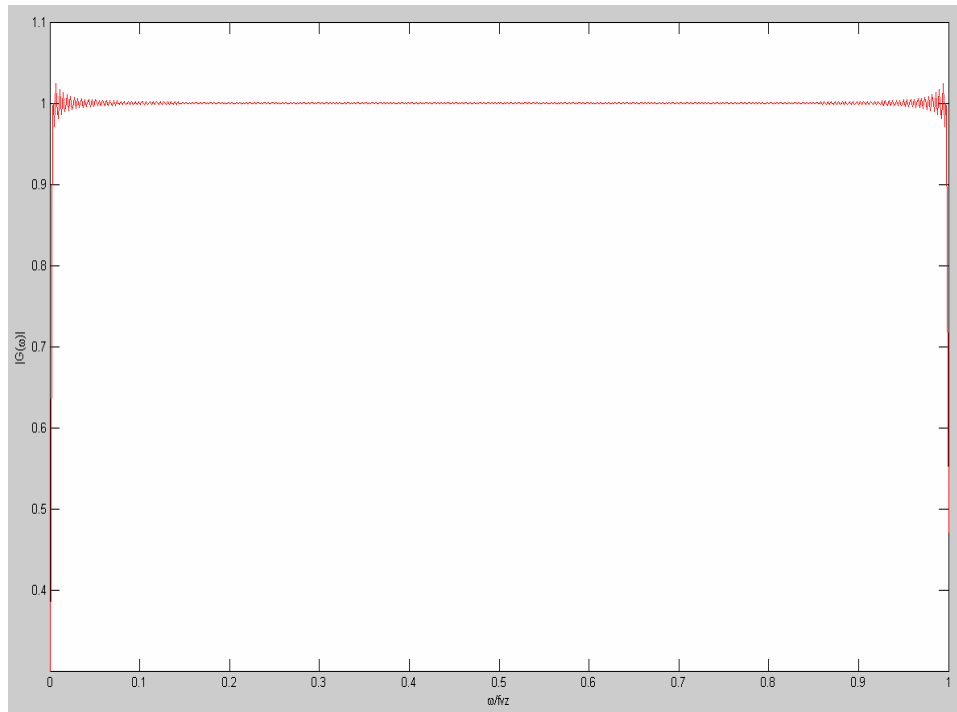
Výhodou této metody je její přímočarost, ale je vhodná jen pro návrh jednoduchých případů, hlavně pásmových filtrů. Počáteční rozložení nul a pólů volíme tak, že doprostřed každého nepropustného pásma umístíme nulový bod na jednotkovou kružnici, pól umístíme na vhodném poloměru (0,6-0,96, čím větší je poloměr, tím užší je propustné pásmo) s úhlem  $\omega T$ , odpovídajícím středu propustného pásma. Uvedený rozsah poloměru pólů je u minima dán tím, aby pól měl znatelný vliv na tvar charakteristiky, na straně maxima požadavkem na stabilitu systému. Nulové body je účelné přednostně umísťovat na jednotkovou kružnici. Při dodatečné úpravě fázové charakteristiky se doporučuje umísťovat nulové body v rozsahu 0,5-2. Pokud umístíme dvojici nula a pól těsně blízko sebe na tomtéž průvodiči, v blízkosti příslušného kmitočtu převládá vliv kořene. Takovéto dvojice jsou vhodné pro vytváření úzkopásmových zádrží a propustí.



## 4. Filtrace driftu

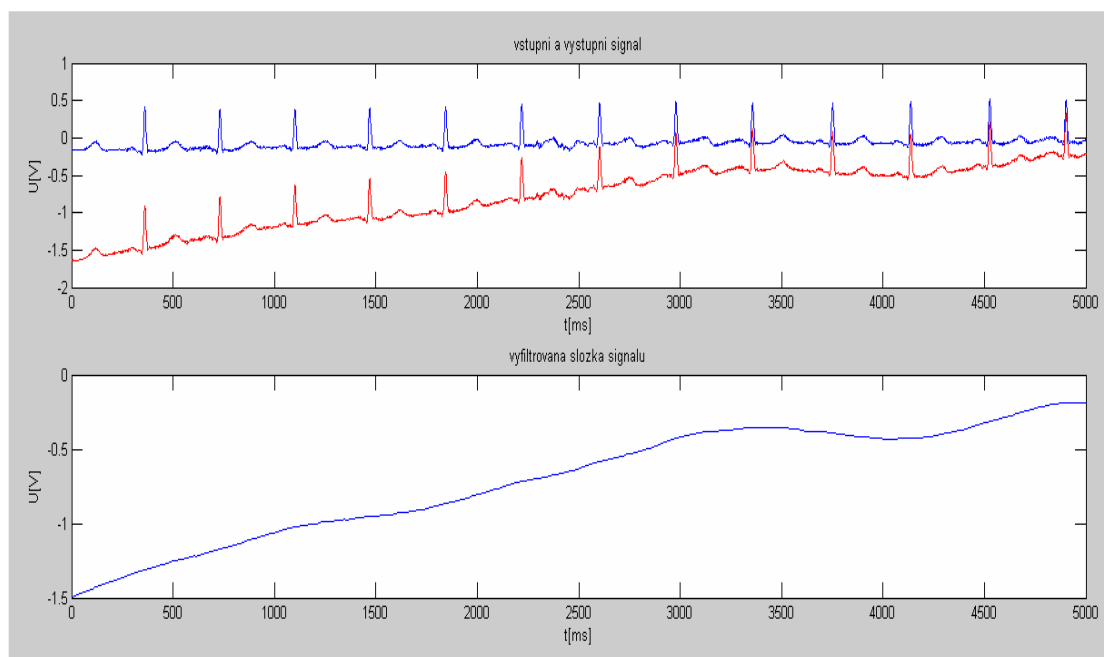
### 4.1 Realizace filtru vzorkováním frekvenční charakteristiky

Pro odstranění driftu použijeme horní propust s mezní frekvencí 1Hz s amplitudovou frekvenční charakteristikou:



Obr.č.3 Amplitudova fr. ch.

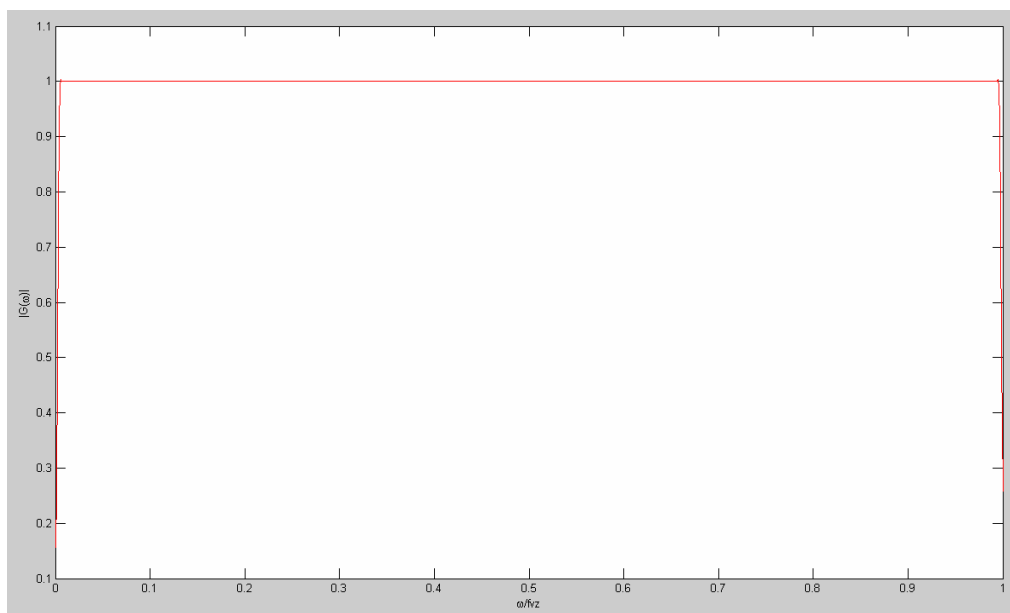
Realizace filtru v prostředí Matlab je uvedena v příloze. Uvedený filtr jsem vyzkoušel na deseti různých signálech EKG. U čtyř z nich byl drift odstraněn bez vizuálně patrných změn užitečného signálu, u zbylých šesti byly mírné morfologické změny v intervalu mezi vlnou T a P. Ukázka jednoho filtrovaného signálu je na obrázku 3.



Obr.č.4 Filtrování signálu

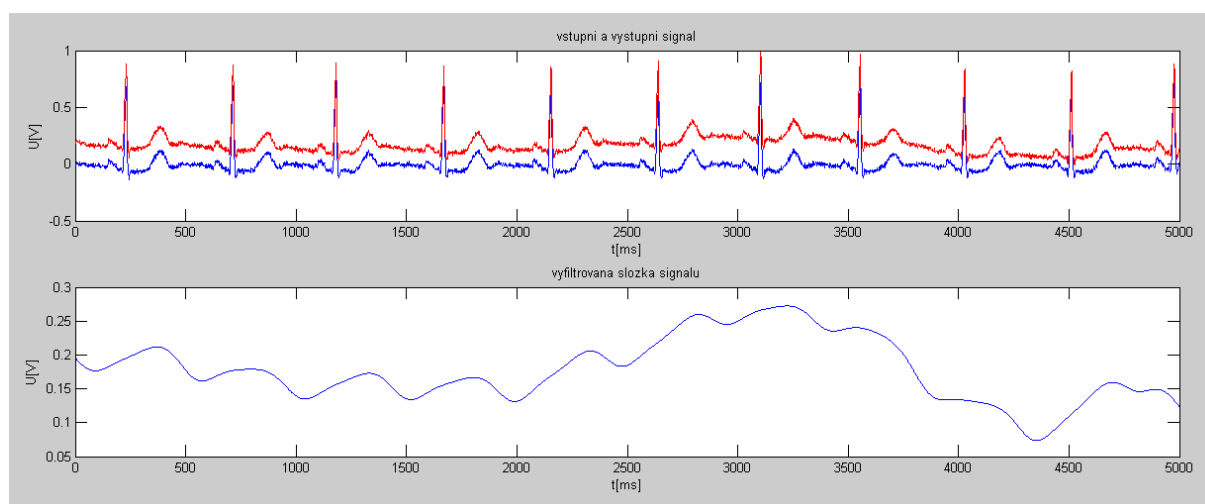
## 4.2 Realizace filtru váhováním impulsní charakteristiky

Nejllepší výsledky vykazovaly filtry navrhnuté pomocí Hammingova okna. Amplitudová frekvenční charakteristika systému realizovaného váhováním imp.ch. (obr.č.4) měla menší zvlnění propustného pásma než filtr realizovaný vzorkováním fr. charakteristiky při stejném řádu.



Obr.č.5 Amplitudova fr. ch.

Z deseti signálů, na kterých jsem filtr zkoušel byly dva zcela bez porušení morfologie. U ostatních bylo, podobně jako v předchozím případě, mírné narušení průběhu mezi vlnami T a P.



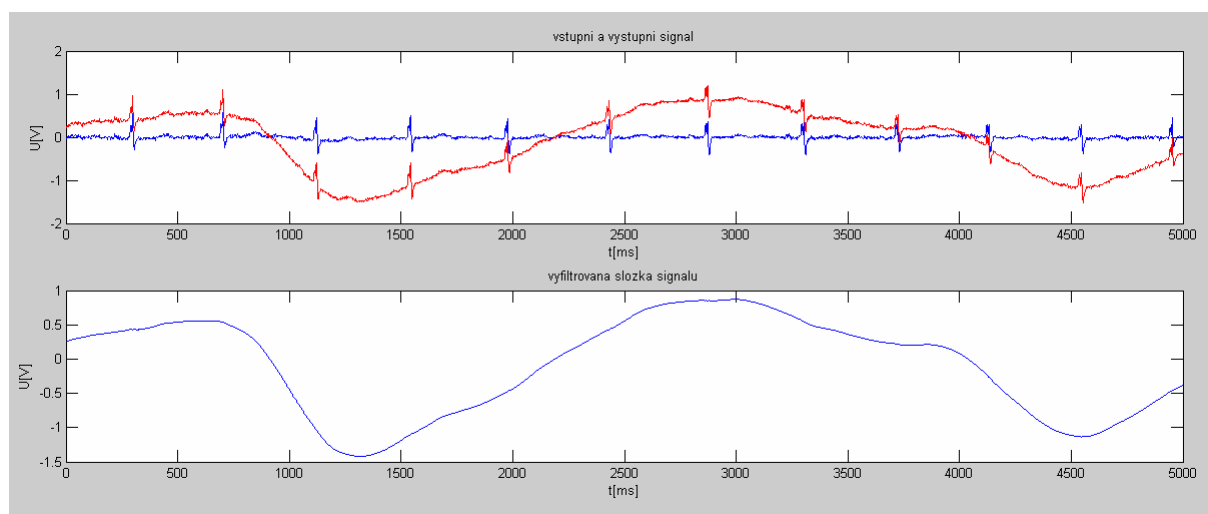
Obr.č.6 Filtrovaný signál 2

### 4.3 Realizace IIR filtru metodou rozmíst'ování nulových bodů a pólů

Pro filtraci jsem použil horní propust s přenosovou funkcí

$$H(z) = \frac{1 - z^{-1}}{1 - r \cdot z^{-1}} \quad (15)$$

Nejlépeších výsledků filtr dosahoval při hodnotě  $r=0,98$ , kdy ze všech deseti signálů byl odstraněn drift, aniž by došlo k porušení užitečného signálu, ale při velmi prudkých výkyvech nebyl drift vyfiltrován zcela. Při vyšším  $r$  nebyl drift odstraněn úplně, zatímco při nižším  $r$  docházelo k narušení signálu.



Obr.č.7 Filtrováný signál 3

### 4.4 Výsledky porovnávání metod návrhu filtrů pro odstranění driftu

	Metoda vzorkování fr. charakteristiky	Metoda váhování imp. charakteristiky	Metoda rozmístění nul. bodů a pólů
signály bez viditelného porušení	4	2	10
signály s viditelným porušením	6	8	0
signály s porušením mimo meze AHA	0	0	0

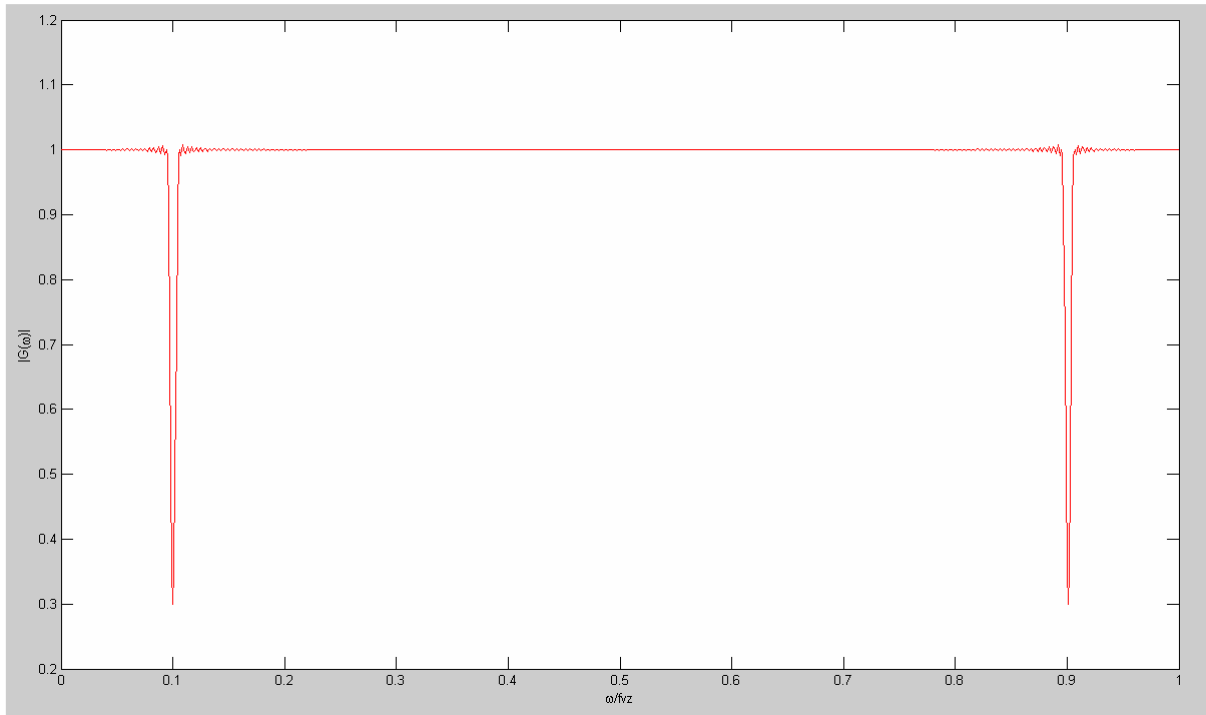
Tab.č.1 porovnání metod návrhu

Z tabulky je zřejmé, že jako nejvhodnější se ukázala metoda rozmíst'ování nul a pólů. Ale, jak už bylo uvedeno výše, velmi prudké výkyvy nedokázal takto navržený filtr odstranit zcela. Pro takové případy se jeví jako vhodnější filtr navržený metodou vzorkování fr. charakteristiky.

## 5. Filtrace brumu

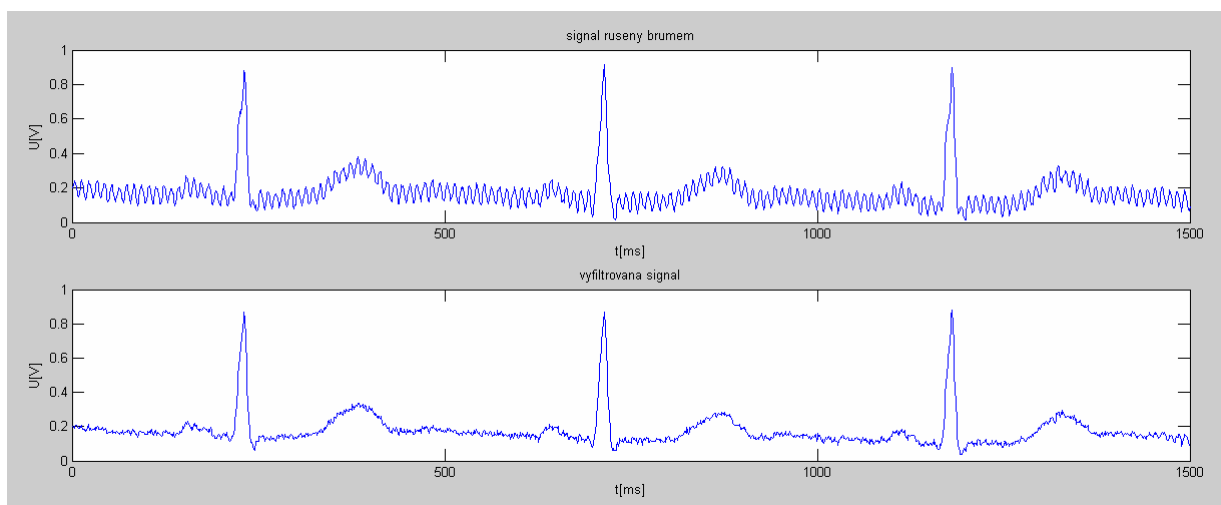
### 5.1 Realizace filtru vzorkováním frekvenční charakteristiky

Pro odstranění síťového rušení 50 Hz jsem použil úzko-pásmovou zádrž se zadržovaným pásmem 48 až 52 Hz. Frekvenční charakteristika filtru byla vzorkována s hustotou 500 vzorků. Amplitudová fr. charakteristika je na obr.č.8.



Obr.č.8 Amplitudová fr. charakteristika notch filtru

I přes mírné zvlnění v propustném pásmu, bylo síťové rušení odstraněno u všech desíti pokusných signálů bez jakéhokoli porušení užitečného průběhu.



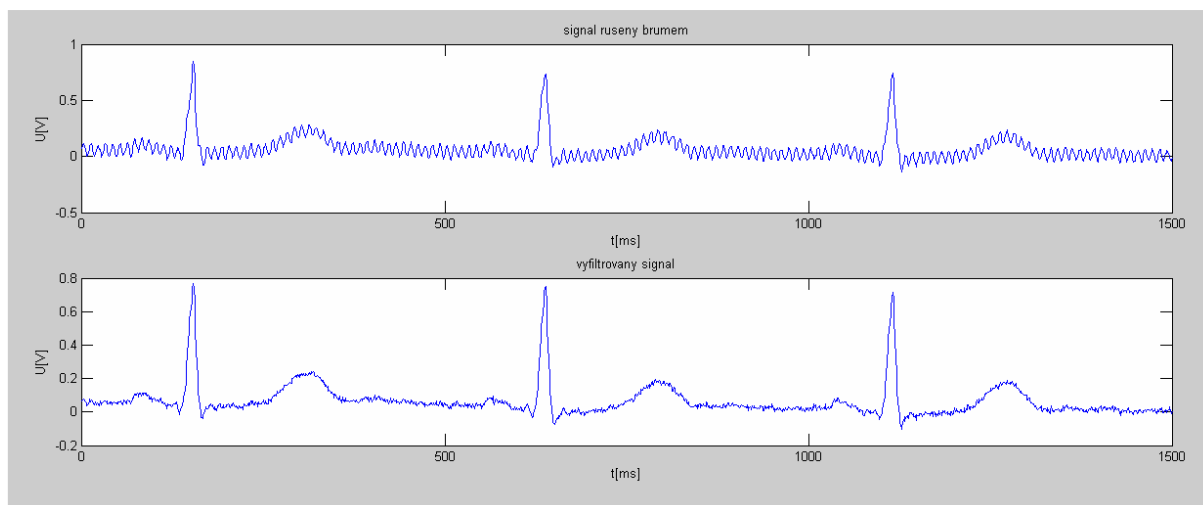
Obr.č.9 Signál zatížený brumem a po odstranění brumu

## 5.2 Realizace IIR filtru metodou rozmíst'ování nulových bodů a pólů

Přenosová funkce použité úzko-pásmové zádrže je:

$$H(z) = \frac{1 - (2 \cos \varphi)z^{-1} + z^{-2}}{1 - (2r \cos \varphi)z^{-1} + rz^{-2}} \quad (16)$$

,kde úhel  $\varphi$  odpovídá v rovině Z frekvenci ve středu zadržovaného pásma. V našem případě je to  $\pi/5$  rad. Parametr  $r$  jsem zvolil 0,95, při nižší hodnotách docházelo k mírnému narušení užitečného signálu. Pro dané  $r$  i tento filtr odstranil síťové rušení ve všech desíti případech bez poškození signálu.

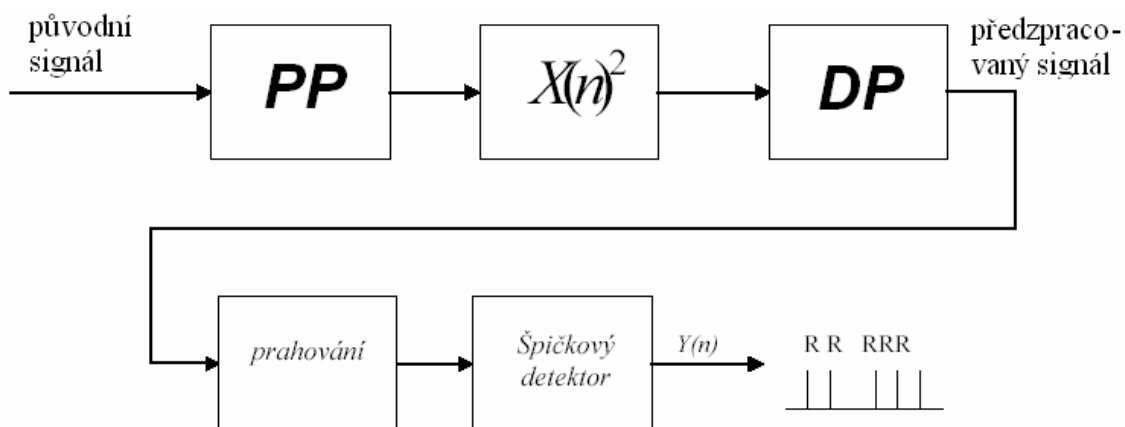


Obr.č.10 Signál zatížený brumem a po odstranění brumu 2

Notch filtry navrhnuté oběma metodami spolehlivě odstranily brum, aniž by došlo k poškození signálu. Z tohoto pohledu se zdá jako výhodnější použití metody rozmíst'ování nulových bodů a pólů, protože vede k systému s nižším řádem než metoda vzorkování frekvenční charakteristiky.

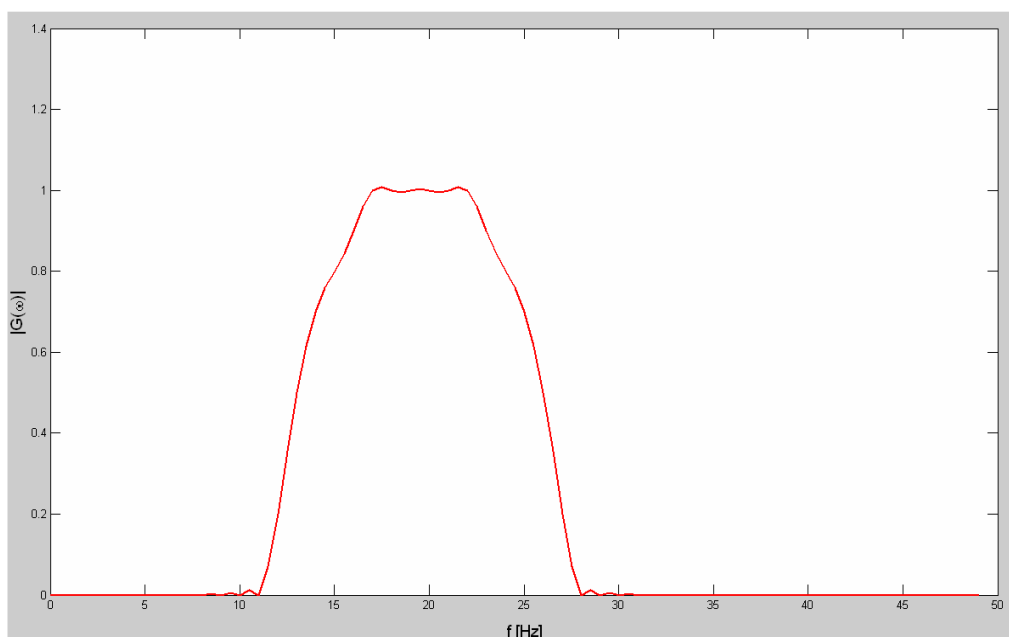
## 6. Předzpracování pro detekci R vlny

Vysoká amplituda R vlny výrazně usnadňuje její detekci. Proto je často používána jako referenční bod v rámci jednoho cyklu EKG signálu, pomocí něhož se definují okna k hledání dalších významných částí EKG. Dále je možné z R-R intervalu určit frekvenci srdečních tepů. [4]. Jedna z nejpoužívanějších metod pro detekci R vlny je vyfiltrování redundantních složek a následné prahování takto získaného signálu. Blokové schéma je uvedeno na obrázku:



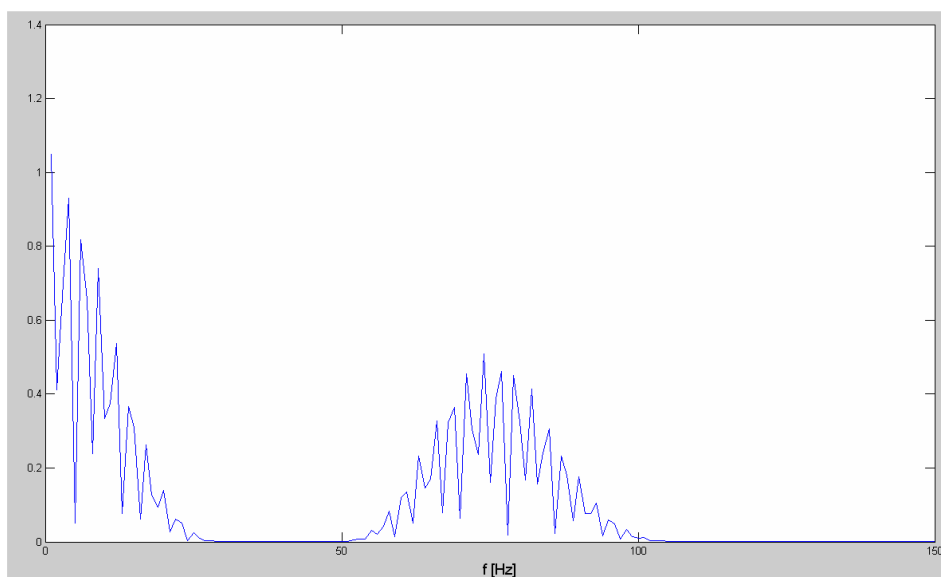
Obr. č.11 Blokové schéma detekce R vlny

Nejvýznamnější spektrální složky R vlny se nachází v pásmu 14 až 25 Hz. Proto můžeme ostatní složky odstranit pomocí pásmové propusti. Signál se tím sice značně zdeformuje, ale správná poloha R vlny zůstane zachována. Použil jsem FIR pásmovou propust s mezními kmitočty 14 a 25 Hz navrženou metodou vzorkování frekvenční charakteristiky. Na obrázku je její amplitudová frekvenční charakteristika:



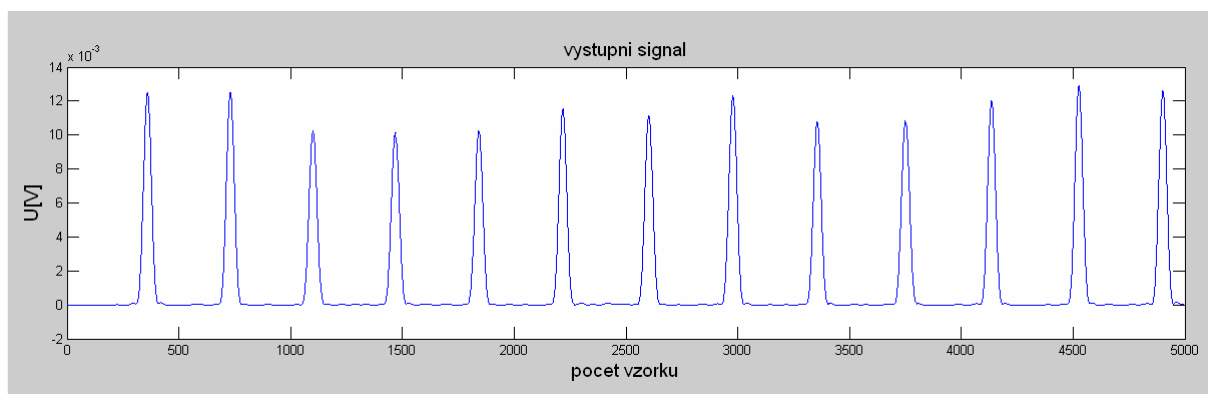
Obr. č.12 Amplitudová frekvenční charakteristika PP

Signál je poté umocněn proto, aby bylo zaručeno, že všechny R vlny budou kladné. Umocněním vzniknou v jeho spektru další kmitočty. V případě, který je znázorněn na obrázku, jsou to kmitočty od 50 do 100 Hz:



Obr. č.13 Spektrum umocněného signálu

Tyto složky jsou následně odfiltrovány dolní propustí s mezním kmitočtem 20 Hz. V takto upravenem signálu (obr.č.14) mohou být prahováním nalezeny polohy R vln:



Obr. č.14 Předzpracovaný signál pro detekci R vln

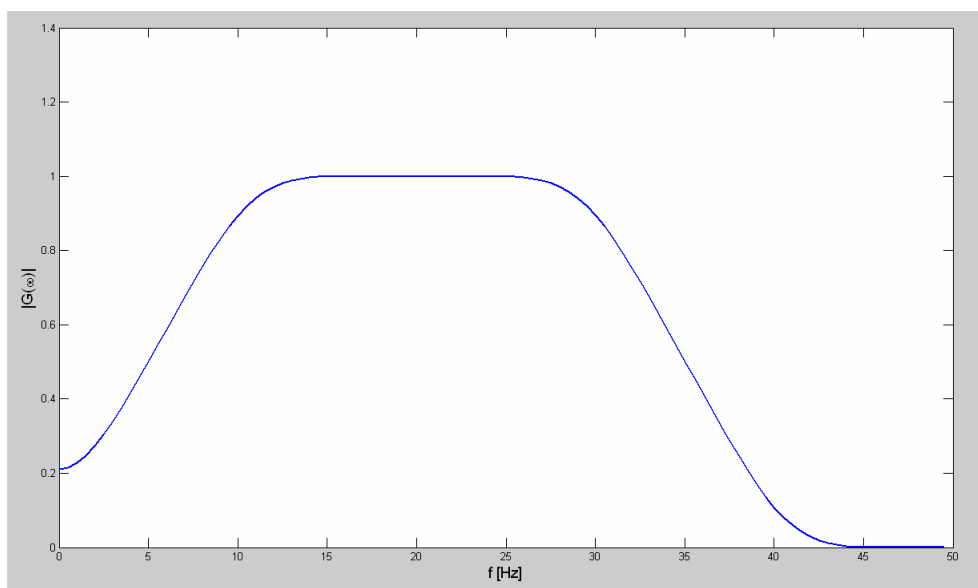
Tato metoda je relativně jednoduchá a vykazuje dobrou spolehlivost. U deseti různých signálů dokázala vyfiltrovat R vlny, aniž by byly ve výstupních signálech nějaké nežádoucí špičky neodpovídající R vlně v původním signálu. Další výhodou je, že v propustném pásmu pásmové propusti (14 – 25 Hz) se nevyskytuje téměř žádné rušení typické pro EKG signál, čímž odpadá použití předřadných filtrů pro jejich odstranění.

## 7. Předzpracování pro nalezení hranic QRS komplexu

Nalezení hranic QRS komplexu je o něco složitější. Amplituda signálu u počátku a konce QRS komplexu je nižší než amplitudy vln P a T. Pokud je EKG navíc silně zarušeno širokopásmovým šumem, jehož amplituda přesahuje amplitudu vlastního signálu, je lokalizace ještě problematičtější.

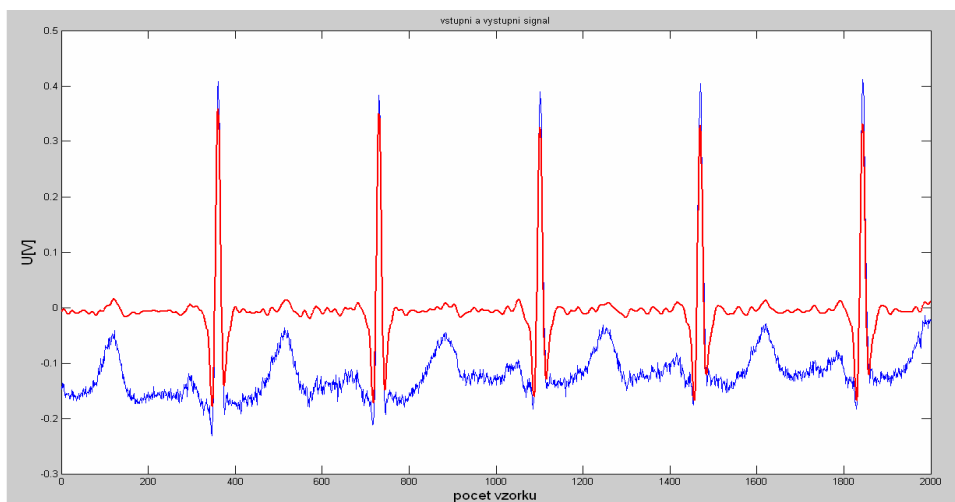
Neexistuje žádné univerzální pravidlo pro lokalizaci jednotlivých vln EKG signálu [4]. Jedním ze způsobů, může být nalezení té části spektra, ve které je obsažena velká část energie QRS komplexu. Filtrací tuto část zvýraznit na úkor širokopásmového šumu a ostatních vln, které by jinak mohli zapříčinit chybnou detekci počátku respektive konce QRS.

Jako nejideálnější se ukázala pásmová propust s propustným pásmem 5 – 35 Hz, jejíž amplitudová frekvenční charakteristika je na obrázku č.15.



Obr. č.15 Frekvenční amplitudová charakteristika PP

Filtr dokázal dostatečně potlačit P a T vlny a výrazně zmírnit širokopásmové zašumění. Naproti tomu hranice QRS komplexu jsou zdůrazněny pro snadnější prahování, jak je vidět na obrázku (modře je znázorněn vstupní signál, červeně výstupní):

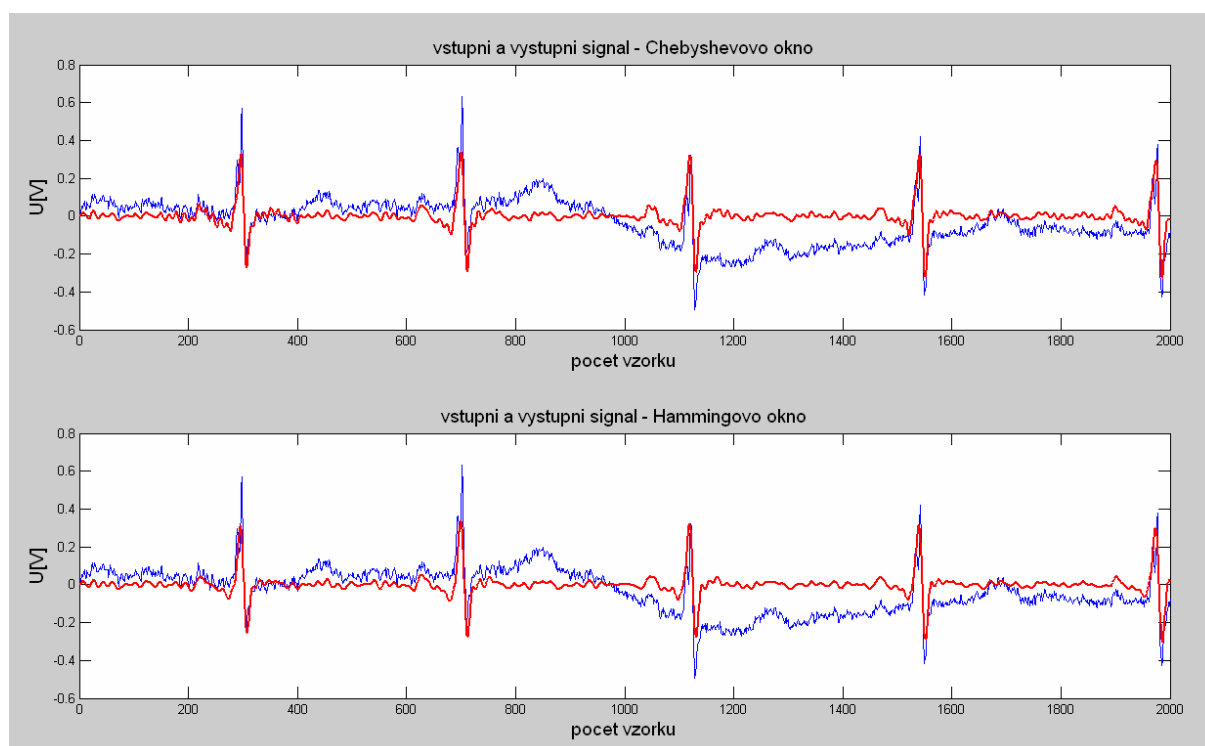


Obr. č.16 Vstupní signál a signál se zvýrazněným QRS komplexem



Jak je uvedeno výše největší část energie QRS komplexu je obsažena v pásmu 5 – 35 Hz. Nicméně použitá pásmová propust částečně propouští i složky signálu o menším kmitočtu, jak je patrné z obrázku č.15. Proto je vhodné před ni zařadit ještě horní propust na odstranění driftu. U signálů s velmi prudkými výkyvy izoelektrické linie se to ukázalo jako nezbytnost.

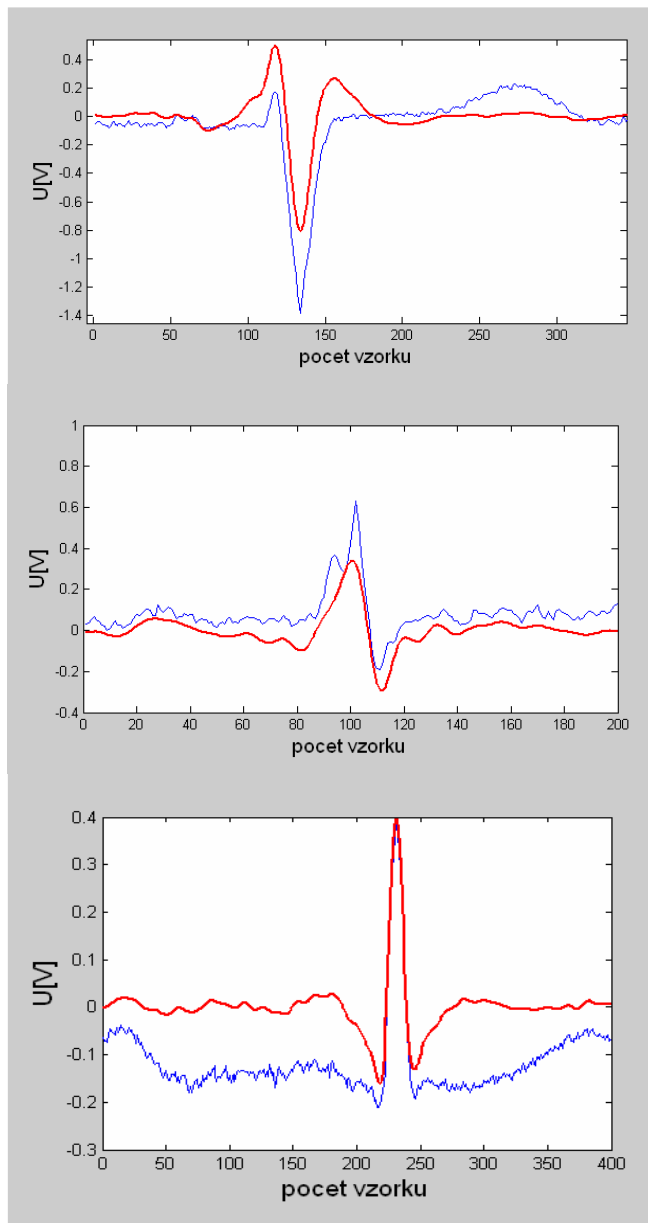
Tak silného zdůraznění hranic QRS komplexu jako je na obrázku č.16 se podařilo dosáhnout jen u šesti z deseti testovaných signálů. U dvou měla Q vlna stejnou polaritu jako R vlna, což znesnadnilo zvýraznění jejího odstupu. Na tyto signály jsem zkoušel aplikovat pásmovou propust navrženou váhováním impulsní charakteristiky za použití různých oken. Nejlepšího výsledku dosahoval filtr navržený za použití Chebyshevova okna, ale z obrázku č.17 je patrné, že rozdíl oproti použití jiných oken bylo jen minimální:



Obr. č.17 Příklad filtrace signálů s kladnou Q vlnou

U posledních dvou signálů z deseti testovaných neměla Q vlna stejnou polaritu jako R vlna, ale S vlna měla malou amplitudu. To zapříčinilo slabší zdůraznění hranic QRS komplexu, než je na obr.č.16, přesto bylo zdůraznění dostačující pro spolehlivou detekci.

Na obr.č.18 jsou vidět všechny tři případy signálů filtrovaných pásmovou propustí s propustným pásmem 5 – 35 Hz:



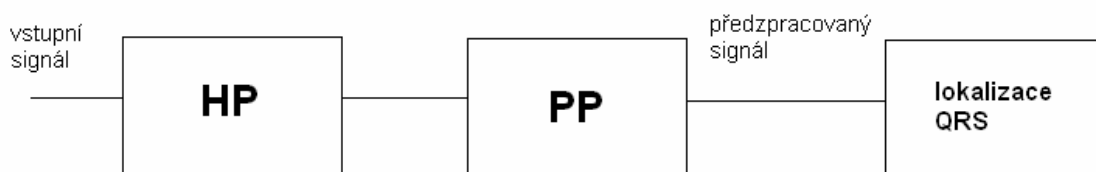
Malá amplituda S vlny vst. Signálu (modrý) způsobí méně výrazné přesto dostačující zdůraznění hranic QRS komplexu pro jejich detekci.

Shodná amplituda Q a R vlny znesnadní zdůraznění hranic QRS pro detekci.

Standardní průběh vstupního signálu umožňuje nejlepší předzpracování pro detekci QRS.

Obr.č.18 Tři případy signálů filtrovaných pásmovou propustí

Pro předzpracování EKG pro lokalizaci hranic QRS jsem došel k zapojení kaskady filtrů, která je znázorněna na obrázku č.19. Signál je třeba nejprve filtrovat horní propustí s mezním kmitočtem 1 Hz pro odstranění driftu zvláště pokud vykazuje prudké výkyvy. Následně je pásmovou propustí s propustným pásmem 5 – 35 Hz zvýrazněn QRS komplex.



Obr.č.19 Blokové schéma kaskády filtrů pro lokalizaci QRS

## Závěr

Porovnáním různých metod návrhu číslicových filtrů jsem zjistil, že pro odstranění síťového brumu plně dostačuje filtr navržený pomocí rozmístování nul a pólů, který má oproti filtru navrženému vzorkováním fr.charakteristiky mnohem nižší řád.

U filtrace driftu nebyl výsledek tak jednoznačný. Ukázalo se, že metoda rozmístování nul a pólů je použitelná jen u signálů s mírným průběhem driftu, u strmějších průběhů je třeba použít metodu vzorkování fr. charakteristiky nebo váhování impulsní charakteristiky, aby byl drift odstraněn zcela.

Pro detekci řady diagnosticky relevantních parametrů nebo jevů, je potřeba EKG signál ještě filtrovat. Z EKG signálu zbaveného parazitního rušení lze jistit například srdeční frekvenci měřením intervalu R-R. Proto je žádoucí, aby byla R vlna spolehlivě detekovatelná. Metoda, kterou jsem v této práci popsal, spočívá v potlačení redundantních složek signálu a následném zvýraznění samotné R vlny. Výsledek byl zcela uspokojivý. Po zpracování v signálu zbyly v signálu jen R vlny a nevyskytovaly se v něm žádné nežádoucí špičky, které by mohli způsobit nesprávnou funkci detektoru.

U zpracování EKG pro lokalizaci QRS komplexu nebyly výsledky tak jednoznačné. Pásmová propust s propustným pásmem 5 – 35 Hz, která měla zvýraznit QRS, jehož energie se převážně v tomto pásmu nachází, dokázala dostatečně zdůraznit Q a S vlnu jen u signálů, kde měly tyto vlny opačnou polaritu než R vlna. Pokud měla Q vlna stejnou polaritu nebyly hranice QRS dostatečně zvýrazněny.

## Seznam literatury

- [1] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. Brno: VUTIUM, 2002. 424s.
- [2] LYNN,P:A AN *Introdustion to the Analysis and Processing of Signále*. Macmillan, 1989.
- [3] HAMPTON, J. R.: *EKG stručně, jasně, přehledně*. Grada: Praha, 1996, s. 10–18.
- [4] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P.  
A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol.51, no. 4, pp. 570-581.
- [ 5 ] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J.: *Číslicové apracování a analýza signálů – počítačová cvičení*. Vysoké učení technické v Brně.
- [ 6 ] BÍČIŠTĚ,J *Biofyzika* ,Střední průmyslová škola elektrotechnická Brno ,1996

## Seznam zkratek

EKG,ECG- elektrokardiogram

AHA- American Heart Association

FIR- konečná impulsní charakteristika (finite impulse response)

IIR- nekonečná impulsní charakteristika (infinite impulse response)

## Příloha – zdrojové kódy

```
% Navrh filtru signalu EKG pomoci vzorkovani fr. charakteritky
clear all;
close all;
%load ecg.mat
N = 19;
H = [0.3 0.8 ones(1,497) 0.8];

h = real( ifft(H) );    % vypocet impulsove charakteristiky pomoci zpetne
DFT

oprh = fftshift( h );  %prerovnani imp. charakteristiky

interpol = abs(fft(oprh,1000));

figure(2)
frel = linspace(0,1,length(interpol));
plot( frel, interpol, 'r');
xlabel('\omega/fvz');ylabel('|G(\omega)|');

y=filtfilt(oprh,1,ecg); %filtrace pomoci fce filtfilt

rozdil=ecg-y;
figure;
subplot(3,1,1);plot(ecg);
subplot(3,1,2);plot(y);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');title('vstupni a vystupni signal');
hold on
subplot(3,1,2);plot(ecg,'r');hold off
subplot(3,1,3);plot(rozdil);xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');
title('vyfiltrovana slozka signalu');

% Navrh filtr signalu EKG pomoci vahovani imp. charakteritky
clear all;close all;
%load ecg.mat;

b = fir1(500,(1/250) , 'high');
H = freqz( b, 1, 'whole', 1000 );
fosa=linspace(0,1,length(H));
figure;
plot(fosa,abs(H), 'r');
xlabel('\omega/fvz');ylabel('|G(\omega)|');

y=filtfilt(b,1,ecg);

rozdil=ecg-y;
figure;
subplot(3,1,1);plot(ecg);
subplot(3,1,2);plot(y);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');title('vstupni a vystupni signal');
hold on
subplot(3,1,2);plot(ecg,'r');hold off
subplot(3,1,3);plot(rozdil);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');
title('vyfiltrovana slozka signalu');
```

```

% Navrh filtr signalu EKG pomoci rozmistovani nulovych bodu a polu
clear all;close all;
%load ecg.mat;

r=0.98;
bdp=[1 -1];
adp=[1 -r];

Hdp=freqz(bdp,adp,1000,'whole');
fosa=linspace(0,1,length(H));
figure;
plot(fosa,abs(Hdp));
xlabel('\omega/fvz');ylabel('|G(\omega)|');

y=filtfilt(bdp,adp,ecg);
rozdil=ecg-y;
figure;
subplot(3,1,1);plot(ecg);
subplot(3,1,2);plot(y);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');title('vstupni a vystupni signal');
hold on
subplot(3,1,2);plot(ecg,'r');hold off
subplot(3,1,3);plot(rozdil);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');
title('vyfiltrovana slozka signalu');

% Navrh filtru signalu EKGpro odstraneni brumu
%pomoci vzorkovani fr. charakteritiky
clear all;
close all;
%load ecg_brum.mat
N = 19;
H = [ones(1,48) 0.9 0.5 0.3 0.5 0.9 ones(1,395 ) 0.9 0.5 0.3 0.5 0.9
ones(1,47)];

h = real( ifft(H) ); % vypocet impulsove charakteristiky pomoci zpetne
DFT

oprh = fftshift( h );
interpol = abs(fft(oprh,1000));

figure(2)
frel = linspace(0,1,length(interpol));
plot( frel, interpol, 'r');
xlabel('\omega/fvz');ylabel('|G(\omega)|');

y=filtfilt(oprh,1,mix2);

figure;
subplot(2,1,1);plot(ecg_brum);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');title('signal ruseny brumem');

subplot(2,1,2);plot(y);xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');
title('vyfiltrovany signal');

```

```

% Navrh filtru signalu EKG pro odstraneni brumu
%pomoci rozmisteni nul a polu
fvz=500;
fs=50;
fi=2*pi*fs/fvz;
r=0.95;
%load ecg_brum.mat

b=[1 -2*cos(fi) 1];
a=[1 -2*r*cos(fi) r^2];

K = sum(a)/sum(b);
b = b*K;

N=1000;
H=freqz(b,a,N,'whole');

y=filtfilt(b,a,ecg_brum);

figure;
subplot(2,1,1);plot(ecg_brum);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');title('signal ruseny brumem');
subplot(2,1,2);plot(y);
xlabel('t[ms]');ylabel('U[V]');
title('vyfiltrovany signal');

%predzpracovani EKG pro detekci R vlny

close all; clear all;
load R_vlna.mat

H = [(zeros(1,12)) 0.2 0.5 0.7 0.8 0.9 ones(1,6) 0.9 0.8 0.7 0.5 0.2
(zeros(1,445)) 0.2 0.5 0.7 0.8 0.9 ones(1,6) 0.9 0.8 0.7 0.5 0.2
zeros(1,11)];

h = real( ifft(H) );

oprh = fftshift( h );

interpol = abs(fft(oprh,1000));

figure(2)
frel = linspace(0,500,length(interpol));

plot( frel, interpol,'r','LineWidth',2);
xlabel('f [Hz]');ylabel('|G(\omega)|');

Rvlna=filtfilt(oprh,1,y); %filtrace pomoci fce filtfilt
Rvlna=Rvlna.^2;
B1 = FIR1(200,20/250);
Rvlna=filtfilt(B1,1,Rvlna);

figure;
subplot(2,1,1);plot(y);
xlabel('pocet vzorku');ylabel('U[V]');title('vstupni signal');
subplot(2,1,2);plot(Rvlna);
xlabel('pocet vzorku');ylabel('U[V]');title('vystupni signal');

```



```

%Filtrace EKG pro zdurazneni QRS komplexu

close all; clear all;
load QRS.mat

B= FIR1(200,[5 35]/250,'bandpass',flattopwin(201));

BB=abs(fft(B,1000));
frel = linspace(0,500,length(BB));
figure;
plot(frel(1:100),BB(1:100),'LineWidth',2);
xlabel('f [Hz]');ylabel('|G(\omega)|');

QRS=filtfilt(B,1,y); %filtraci pomoci fce filtfilt

figure;
plot(y(1:2000));
hold on;
plot(QRS(1:2000),'r','LineWidth',2);hold off;
xlabel('pocet vzorku');ylabel('U[V]');title('vstupni (modry) a vystupni (cerveny) signal');

```