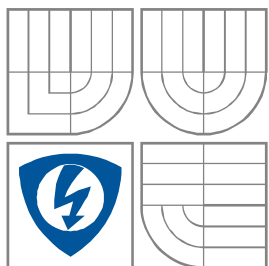


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A  
KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND  
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ADAPTIVNÍ FILTRACE BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ ADAPTIVE FILTERING OF BIOLOGICAL SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. KAREL ŠMÍD

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

prof. Ing. IVO PROVAZNÍK, Ph.D.

BRNO, 2008

ZDE VLOŽIT ORIGINÁLNÍ ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

# LICENČNÍ SMLOUVA

## POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

### 1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Karel Šmíd  
Bytem: Zelenýho 281, Havlíčkova Borová, 582 23  
Narozen/a (datum a místo): 5.4.1984, Havlíčkův Brod

(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. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství  
(dále jen „nabyvatel“)

### Čl. 1

#### Specifikace školního díla

1. 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: Adaptivní filtrace biologických signálů

Vedoucí/ školitel VŠKP: prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínské inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: \_\_\_\_\_

VŠKP odevzdal autor nabyvateli\* :

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

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.

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

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

---

\* hodící se zaškrtněte

## Článek 2

### Udělení licenčního oprávnění

1. 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.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. 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)
4. 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

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. 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.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímú textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....  
Nabyvatel

.....  
Autor

## **Abstrakt**

Cílem této diplomové práce bylo seznámit se s problematikou metod adaptivní filtrace a jejich využití pro potlačení rušení v biologických signálech. Adaptivní filtrace představuje efektivní způsob potlačení parazitního nestacionárního rušení v užitečném signálu. Úkolem bylo navrhnout různé typy adaptivních filtrů a realizovat algoritmus adaptace v programovém prostředí Matlab. Konkrétně se jednalo o potlačení síťového rušení v EKG signálech o kmitočtu 50 Hz a 100 Hz s minimalizací porušení užitečné složky. Realizované filtry byly ověřeny na reálných EKG signálech a byla vyhodnocena jejich účinnost.

## **Klíčová slova**

EKG, elektrokardiogram, adaptivní filtrace, LMS algoritmus, rychlost adaptace

## **Abstract**

Objective of this diploma work was to study methods of adaptive filtering and their use in suppression of noise in biological signals. Adaptive filtering represents effective means of suppression of parasitic nonstationary disturbances in a useful signal. The task was to design various types of adaptive filters and implement an adaptation algorithm in Matlab programming environment. It namely included suppression of powerline noise at 50 Hz and 100 Hz in ECG signals with minimization useful components disturbing. The realized filters were verified on real ECH signals and their efficiency was evaluated.

## **Keywords**

ECG, electrocardiogram, adaptive filtering, LMS algorithm, adaptation rate

ŠMÍD, K. *Adaptivní filtrace biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 65 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Adaptivní filtrace biologických signálů jsem 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 diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Prof. Ing. Ivu Provazníkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....  
podpis autora

# Obsah

Obsah .....	6
Seznam obrázků .....	7
Seznam tabulek .....	10
Seznam zkratek .....	11
1 Úvod .....	12
2 Lidské srdce .....	14
2.1 Anatomie srdce .....	14
2.2 Elektrokardiografie .....	17
3 Adaptivní systémy a zpracování EKG .....	23
3.1 Struktura adaptivních systémů .....	23
3.1.1 Procesory .....	24
3.1.2 Lineární FIR procesor .....	25
3.2 Adaptivní algoritmy .....	26
3.2.1 Algoritmus LMS (Least Mean Square) .....	27
3.2.2 Algoritmus RLS (Recursive Least Square) .....	28
3.2.3 Algoritmy typu LMS a RLS a jejich varianty .....	29
3.3 EKG signál a šum .....	29
4 Adaptivní filtrace .....	32
4.1 Prostá adaptivní filtrace .....	32
4.2 Úzkopásmová adaptivní zádrž .....	33
4.3 Úzkopásmová adaptivní zádrž s využitím číslicového rezonátoru .....	35
4.4 Úzkopásmová adaptivní zádrž s využitím dynamického číslicového rezonátoru .....	36
5 Filtrace rušení v EKG signálu .....	39
5.1 Popis systému prosté adaptivní filtrace .....	39
5.2 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže .....	45
5.3 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím číslicového rezonátoru .....	49
5.4 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím dynamického číslicového rezonátoru .....	53
5.5 Porovnání systémů .....	56
5.6 Vyhodnocení .....	58
6 Závěr .....	62
7 Literatura .....	64
8 Příloha .....	65
8.1 Návod na ovládání programu .....	65

# Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie srdce.....	14
Obrázek 2: Srdeční převodní systém .....	16
Obrázek 3: Membránový akční potenciál, fáze 0,1 = průnik sodíku do buňky, fáze 2 = průnik dalších iontů Na a Ca do buňky, fáze 3 = výstup draslíku z buňky, fáze 4 = úprava koncentračních poměrů iontů na membráně .....	17
Obrázek 4: Frekvenční spektrum EKG signálu .....	20
Obrázek 5: Končetinové bipolární svody a končetinové unipolární svody.....	22
Obrázek 6: Unipolární hrudní svody .....	22
Obrázek 7: Blokové schéma adaptivního systému .....	23
Obrázek 8: Adaptivní systém popisovaný vstupními a výstupními signály.....	24
Obrázek 9: Schéma adaptivního filtru s transverzální strukturou.....	25
Obrázek 10: Blokové schéma adaptivního systému .....	26
Obrázek 11: Blokové schéma adaptivního systému s algoritmem LMS .....	27
Obrázek 12: Graf signálových toků procesu váhové adaptace LMS algoritmu .....	28
Obrázek 13: Síťové rušení signálu EKG (50Hz) .....	30
Obrázek 14: Drift izolínie v signálu EKG .....	31
Obrázek 15: Impulsní rušení v signálu EKG .....	31
Obrázek 16: Vstupní signál $d(n)$ je složený z užitečného signálu $s(n)$ (signál EKG) a uměle vytvořeným šumem $x(n)$ je zarušen.Referenční signál $x'(n)$ je šum. ....	32
Obrázek 17: Blokové schéma adaptivního systému využívající kompenzační metodu .....	33
Obrázek 18: Blokové schéma číslicového rezonátoru popsaného vztahem (4.12).....	35
Obrázek 19: Blokové schéma úzkopásmové adaptivní zadržky s využitím číslicového rezonátoru .....	36
Obrázek 20: Blokové schéma dynamického číslicového rezonátoru .....	36
Obrázek 21: Schéma úzkopásmové adaptivní zadržky s využitím dynamického číslicového rezonátoru .....	37
Obrázek 22: Dynamický číslicový rezonátor jako pomocný rezonátor.....	38
Obrázek 23: Detailní blokové schéma dynamického číslicového rezonátoru .....	38
Obrázek 24: Blokové schéma zpracování signálu EKG pomocí adaptivního systému.....	39
Obrázek 25: Průběh čistého EKG signálu v časové a frekvenční doméně.....	39
Obrázek 26: Porovnání čistého signálu EKG a zarušeného signálu EKG.....	40
Obrázek 27: Spektrum originálního EKG , zašuměného EKG signálu.....	40
Obrázek 28: Zašuměný EKG signál s různými hodnotami amplitudy šumu na frekvenci 50Hz a 100Hz. ....	41



Obrázek 29: Graf závislosti výstupu filtru na volbě konstanty určující rychlost adaptace $\mu$ : a),d) vstupní signál EKG, b) výstup z adaptivního filtru při zvolené konstantě $\mu=0.00002$ , c) výstup ze systému a zobrazení postupného adaptování v závislosti na hodnotě $\mu=0.00002$ , e) výstup z adaptivního filtru při zvolené konstantě $\mu=0.0002$ , f) výstup ze systému a zobrazení postupného adaptování v závislosti na hodnotě $\mu=0.0002$ .....	42
Obrázek 30: Graf ukazující na prvním obrázku vstupní zašuměný signál, na druhém výstup z adaptivního filtru a na třetím chybový signál (prvních 1000 vzorků).....	43
Obrázek 31: Amplitudově frekvenční charakteristika filtru ( $f = 50\text{Hz}, f = 100\text{Hz}$ ) po ukončení adaptace (po 1000 vzorcích) .....	44
Obrázek 32: vlevo:průběh prvního koeficientu adaptivního filtru, vpravo:průběh všech koeficientů adaptivního filtru.....	44
Obrázek 33: Impulsní charakteristika adaptivního filtru s vyznačenými pěti stále se opakujícími koeficientami .....	45
Obrázek 34: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách .....	45
Obrázek 35: Blokové schéma modifikovaného adaptivního systému implementujícího kompenzační metodu .....	46
Obrázek 36: Graf ukazující na prvním obrázku vstupní zašuměný signál, na druhém výstup z adaptivního filtru a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1500 vzorků).....	47
Obrázek 37: Výstupní charakteristika adaptivního filtru a zobrazení koeficientů filtru .....	48
Obrázek 38: Koeficienty adaptivního filtru .....	48
Obrázek 39: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách .....	49
Obrázek 40: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém vstupní zašuměný signál a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků).....	50
Obrázek 41: Graf závislosti výstupu filtru na volbě konstanty určující rychlost adaptace $\mu$ : a) výstup z adaptivního filtru při volbě konstanty $\mu=0.2$ , b) zobrazení koeficientu $w_1$ c) zobrazení koeficientu $w_2$ d) výstup z adaptivního filtru při volbě konstanty $\mu=0.002$ , e) zobrazení koeficientu $w_1$ f) zobrazení koeficientu $w_2$ .....	51
Obrázek 42: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém a třetím jsou ukázány koeficienty adaptivního filtru a na čtvrtém obrázku je ukázán chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků) .....	52
Obrázek 43: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách pro systém uvedený v kapitole 4.3.....	53
Obrázek 44: Srovnání vstupních a výstupních signálů pro systém, který je uveden v kapitole 4.3.....	53
Obrázek 45: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém vstupní zašuměný signál a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků).....	54
Obrázek 46: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém a třetím jsou ukázány koeficienty adaptivního filtru a na čtvrtém obrázku je ukázán chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků) .....	55

Obrázek 47: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách pro systém uvedený v kapitole 4.4.....	56
Obrázek 48: Srovnání vstupních a výstupních signálů pro systém, který je uveden v kapitole 4.4.....	56
Obrázek 49: Vlevo nahoře je zobrazen reálný signál EKG a napravo je zobrazeno spektrum signálu, vlevo dole je signál zarušen a napravo je zobrazeno spektrum signálu s výraznými složkami na 50Hz a 100Hz.....	57
Obrázek 50: Porovnání jednotlivých systému z kapitoly 4 .....	57
Obrázek 51: Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený a) v kapitole 4.1, b) v kapitole 4.2. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.....	58
Obrázek 52: Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený v kapitole 4.3. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.....	59
Obrázek 53: Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený v kapitole 4.4. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.....	59
Obrázek 54: Vyhodnocení chybové složky pro jednotlivé systémy.....	60

# Seznam tabulek

Tabulka 1: Hodnoty koeficientů adaptivního filtru (pro $n=1000$ ) .....	45
Tabulka 2: Hodnoty koeficientů adaptivního filtru .....	49
Tabulka 3: Srovnání systémů pomocí parametru potlačení rušení (dB).....	60
Tabulka 4: Tabulka vyhodnocení účinnosti jednotlivých filtrů .....	61

# Seznam zkratek

- FIR - Finite impulse response - Filtr s konečnou impulsní charakteristikou
- IIR - Infinite impulse response - Filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou
- LMS - Least mean squares - Algoritmus minimalizace
- RLS - Recursive least squares - Algoritmus minimalizace
- EKG - Electrocardiogram - Elektrokardiogram
- EMG - Electromyogram - Elektromyogram
- ATP - Adenosintrifosfát - Energeticky bohatá látka, jejímž štěpením získává organismus energii
- QRS - Komplex QRS neboli komorový komplex
- RR - Interval mezi R vlnami

# 1 Úvod

Adaptivní filtrace představuje efektivní způsob potlačení parazitního rušení v užitečném signálu (např. elektrokardiografický signál EKG, apod.), jestliže rušení s časem mění svoje parametry nebo jeho parametry předem neznáme. V druhém případě může být rušení časově stabilní, ale neznáme jeho vlastnosti. V takovém případě pak nelze navrhnout potřebný či optimální filtr, který je obvykle lineární. Typický problém je silné rušení síťovým kmitočtem, který nemusí mít po celý čas neměnnou frekvenci nebo značně mění svoji amplitudu.

Jako adaptivní filtr se často využívá lineární filtr s konečnou impulsovou odezvou (FIR), jehož koeficienty jsou průběžně přenastavovány adaptivním algoritmem. Ten monitoruje vlastnosti vstupního a výstupního signálu z filtru a z vypočteného chybového signálu se snaží optimálně nastavit koeficienty filtru tak, aby některé měření chyby bylo co nejmenší. Častý je jednoduchý adaptivní filtr tvořený filtrem FIR a některou verzí algoritmu s minimalizací střední kvadratické odchylky (Least Mean Square - LMS). Takový filtr se s úspěchem využívá ve dvou aplikacích:

- potlačení neznámého harmonického časově málo proměnného signálu z užitečného žádaného signálu,
- odstranění širokopásmového náhodného šumu (blízkého bílému) z užitečného signálu s pomalými změnami v porovnání se šumem.

Jde o dvě zcela odlišné aplikace. V obou případech je ale důležité, aby oba signály, které mají být správně rozlišeny, měly rozdílné rychlosti změn.

Z obecných příkladů praktického použití lze jmenovat:

- odstranění harmonických rušících signálů na indukovaných ve vedení od senzoru,
- automatické zjištění a dorovnání útlumu frekvenčních pásem zkreslených vedením,
- odstranění síťového rušení 50Hz z přenášeného signálu,
- odstranění šumu a rušení ze zvuku.

Metody adaptivní filtrace se využívají v lékařství například při zpracování signálu EKG. Prostřednictvím analýzy EKG signálu lze diagnostikovat řadu nemocí. Data získaná z Holterovského vyšetření, z klidového EKG a zátěžového vyšetření slouží ke zjištění srdečních arytmií, srdeční ischemie, infarktu, atd. EKG signály jsou dnes často digitalizovány a ukládány v paměti počítače. Díky tomu mohou být signály dále zpracovávány pomocí různých typů algoritmů.

Data zaznamenaná z povrchu těla pacienta jsou však často kontaminována šumem. Jeden z nejčastějších problémů k řešení je potlačení síťového rušení. Existuje mnoho systémů, které se snaží síťové rušení účinně potlačit. Většina z nich jsou lineární kvůli jejich relativně snadnému návrhu a zejména jednoduché implementaci. Současné systémy také využívají nelineární systémy, adaptivní systémy a v poslední době umělé neuronové sítě. V této práci se budeme zabývat metodou prosté adaptivní filtrace a úzkopásmovou adaptivní zádrží s různými variantami jejich konfigurace. Jedná se o sestavení rychlého algoritmu, který potlačí rušení v EKG signálu. V této práci je použit výhradně algoritmus LMS, který je minimálně výpočetně náročný. Snaha bude nastavit

parametry systému na optimální hodnoty. Díky vhodnému nastavení lze odstranit šum a obnovit poškozená data.

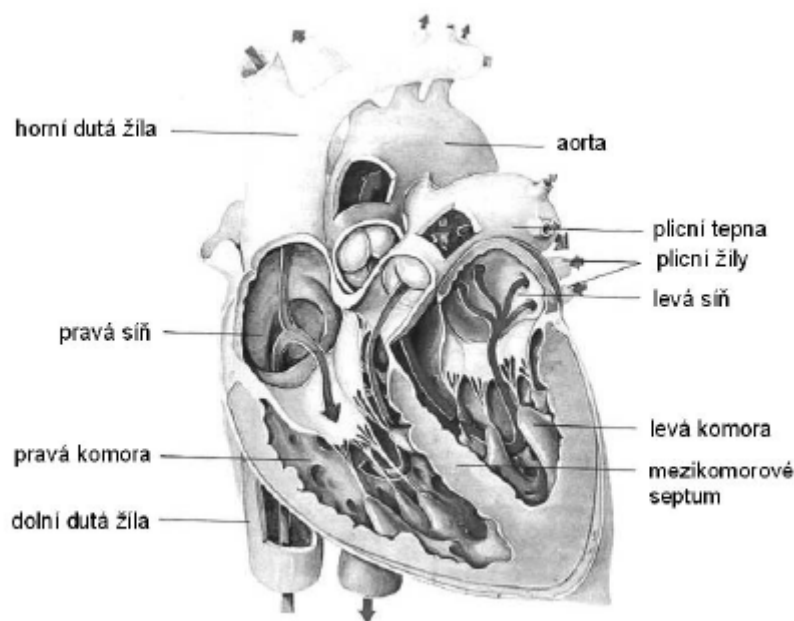
## 2 Lidské srdce

### 2.1 Anatomie srdce

Lidské srdce se skládá ze čtyř dutin, dvou síní a dvou komor (obrázek 1). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce oddělené sinovou a komorovou přepážkou (komorové septum) od levé síně a komory, které vytvářejí tzv. levé srdce.

Mezi pravou síní a komorou je trojcípá chlopeň. Mezi levou síní a komorou je dvojcípá chlopeň. Proti vyvrácení chlopní do síní při zpětném nárazu krve jdou od kraje chlopní tenká vazivová vlákna, která se upínají ke svalovým výrůstkům uvnitř komorových dutin.

Do pravé síně srdeční přitéká horní a dolní dutou žilou odkysličená krev z orgánů a tkání těla. Smrštěním pravé síně je krev vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění plicní tepnou do plic. Na začátku plicní tepny je kapsovitá poloměsíčitá chlopeň zabraňující zpětnému toku krve z tepny do pravé komory. Z plic se vrací okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně. Při kontrakci levé síně je krev přečerpána do levé komory. Z levé komory začíná aorta, kterou je krev rozváděna do tepen celého těla.



**Obrázek 1: Anatomie srdce**

Také v začátku aorty je kapsovitá poloměsíčitá chlopeň zabraňující zpětnému toku krve. Obě síně srdeční mají poměrně slabou stěnu. V síních se krev především hromadí a při stahu stěny síně přetéká do komor. Svalovina komor je několikanásobně silnější než svalovina síní. Nejsilnější svalovou vrstvou má levá komora (30 mm až 40 mm), která vypuzuje krev do tělního oběhu. Obě komory svými stahy nasávají a vypuzují krev do tělního i plicního oběhu. Vzhledem k obrovské práci, kterou tak

srdeční sval vykonává, je i látková výměna značná. Srdeční sval je proto velmi dobře zásoben tepennou krví přiváděnou koronárními tepnami.

## **Myokard**

Srdeční sval (myokard) má dvě základní vlastnosti: dráždivost a stažlivost.

Dráždivostí rozumíme schopnost srdečního svalu se na vhodný podnět zkrátit, smrštít se. Za normálních okolností je podnětem ke smrštění elektrický impuls, vycházející ze zvláštních oblastí myokardu. Smrštění srdečního svalu vede ke zmenšení objemu dutiny síně nebo komory a k vypuzení krve. Stahu myokardu říkáme systola. Opakem srdečního stahu je diastola vyvolaná ochabnutím svaloviny a zvětšením objemu síní a komor.

Srdeční sval reaguje na dostatečný podnět vždy maximálním stahem (kontrakcí). Je tedy jedno, je-li podnět svou intenzitou právě postačující nebo je-li zbytečně velký. Smrštění svalu je vždy maximální. Pro smrštění je pouze důležité, aby podnět byl dostatečný tj. prahový. Systoly a diastoly síní a komor na sebe přesně navazují. Srdeční sval pracuje trvale a rytmicky a zajišťuje tak nepřetržitě přečerpávání krve.

## **Vlastnosti srdce**

Srdeční činnost charakterizují tyto základní fyziologické vlastnosti:

- Automacie - schopnost stahovat se bez vnějších podnětů, která je daná spontánní elektrickou aktivitou buněk převodního systému
- Rytmicita – pravidelné střídání stahu (systoly) a relaxace (diastoly)
- Vodivost – koordinované šíření vzruchové aktivity v srdci
- Dráždivost – vznik vzruchu na elektrické podněty
- Stažlivost (kontraktilita) – schopnost reagovat na podráždění stahem určité velikosti

## **Převodní systém**

Srdce se skládá z několika druhů buněk, u kterých pozorujeme buď elektrickou, nebo současně i mechanickou činnost. Buňky charakteristické pouze elektrickou aktivitou tvoří koordinačně řídicí systém specializovaný na vznik a přenos podráždění, tzv. převodní systém [3]. Patří k němu buňky tvořící sinusový uzel, který se nachází v pravé síni při ústí horní duté žíly a je primárním centrem činnosti srdce. Činnost primárního centra je kontrolována sympatikem, který jeho činnost zrychluje, a parasympatikem (nervus vagus), který jej utlumuje. K převodnímu systému dále patří internodální trakty, což jsou spojky mezi síněmi, síňokomorový uzel (AV uzel), Hisův svazek, raménka Hisova svazku a terminální rozvětvení Purkyňových vláken přenášející podráždění přímo na svalová vlákna komor (obrázek 2).

- Sinoatriální uzel (sinusový uzel, uzel SA) je hlavním udavatelem srdečního rytmu, tzv. pacemaker. Leží ve stěně pravé síně při ústí horní duté žíly do pravé síně.

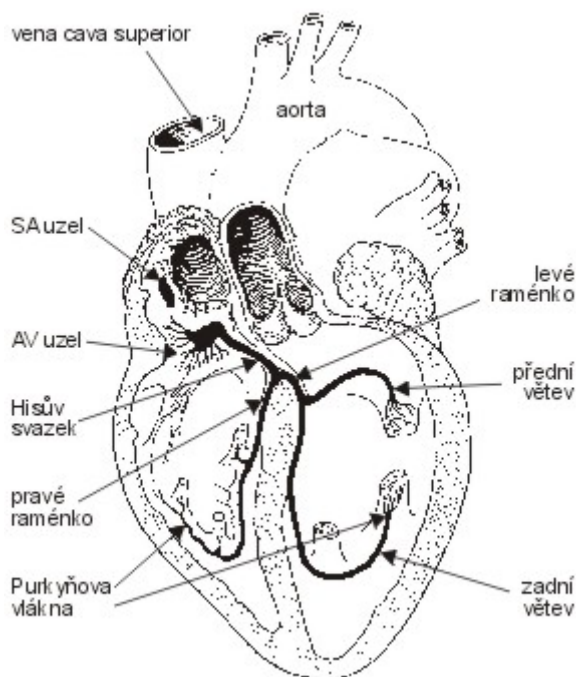


Vysílá asi 70 -80 elektrických impulzů za minutu, které vyvolávají stejný počet systol,

- Atrioventrikulární uzel (síňokomorový uzel, uzel AV) leží na rozhraní pravé síně a komory v zadním úseku srdeční přepážky. Vysílá 40 - 60 impulzů za minutu. Tento rytmus se za normálních podmínek neprojevuje,
- Hisův svazek (atrioventrikulární svazek) proniká vazivovou bariéru srdečního skeletu elektricky oddělující sínovou a komorovou srdeční svalovinu až do komorové části, kde se větví na pravé a levé Tawarovo raménko. Levé Tawarovo raménko se dělí na přední a zadní větev,
- Purkyňova vlákna vedou elektrické impulsy do svaloviny komor, kde končí.

Svalové buňky jsou nadány elektrickou i mechanickou činností. Základním společným rysem elektrické aktivity srdečních buněk je polarizace a depolarizace jejich buněčných membrán [2]. Zavedeme-li do srdeční buňky mikroelektrodu, zjistíme, že vnitřek buňky je oproti povrchu negativní, a to řádově o desítky milivoltů (mV) podle druhu buňky (-50 až -90 mV). Tato polarizace je dána různou propustností membrány pro ionty, především sodíku a draslíku. Hlavním buněčným iontem je draslík. Jeho koncentrace je uvnitř 30× větší než vně buňky. Buněčná membrána je poměrně dobře propustná pro draslík a koncentrační spád směřuje ven z buňky.

Sodík je na druhé straně hlavním mimobuněčným iontem. Propustnost membrány pro sodík je ve srovnání s draslíkem velmi malá. U srdečních buněk se na tvorbě membránového potenciálu podílí také vápník.

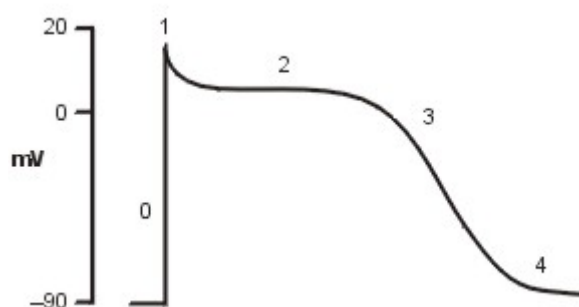


**Obrázek 2: Srdeční převodní systém**

Klidový membránový potenciál je udržován soustavou enzymů tzv. sodíko-draslíkovou pumpou, která využívá energii vzniklou štěpením adenosintrifosfátu (ATP). Pomocí tohoto systému dochází na buněčné membráně k výměně iontů tak, aby koncentrační spád sodík-draslík byl udržován ve fyziologických mezích. Podobným způsobem je regulována koncentrace vápníku pomocí sodíko-vápníkové pumpy.

Je-li buňka v klidu, mluvíme o klidovém membránovém potenciálu, buňka je polarizována. Povrch buňky je elektro pozitivní, vnitřek elektronegativní. Dráždivý podnět změní tento klidový membránový potenciál a při dosažení hodnoty, kterou označujeme jako prahový potenciál, se prudce změní vodivost membrány pro sodík a sodíkové ionty proudí do buňky. Zanikne rozdíl napětí na membráně a mluvíme o její depolarizaci. Proud sodíku je rychlý a mohutný. Změní se dokonce polarita potenciálu, takže na konci depolarizace je vnitřek buňky pozitivní (asi 20 mV).

Sledujeme-li změnu potenciálu mezi vnitřkem a vnějškem buňky během podráždění, dostaneme charakteristický průběh - membránový akční potenciál, který je zobrazen na obrázku 3.



**Obrázek 3: Membránový akční potenciál, fáze 0,1 = průnik sodíku do buňky, fáze 2 = průnik dalších iontů Na a Ca do buňky, fáze 3 = výstup draslíku z buňky, fáze 4 = úprava koncentračních poměrů iontů na membráně**

## 2.2 Elektrokardiografie

### Úvod

Elektrokardiografie patří již několik desítek let mezi nejběžnější a také nejcennější vyšetřovací metody v kardiologii. Nelze však nikdy zapomenout, že řada změn, které se mohou na EKG signálu objevit, je nespecifických a nemohou proto sloužit k jednoznačnému stanovení diagnostického závěru. Vždy je třeba brát v úvahu také další klinicky významné příznaky a výsledky jiných vyšetření.

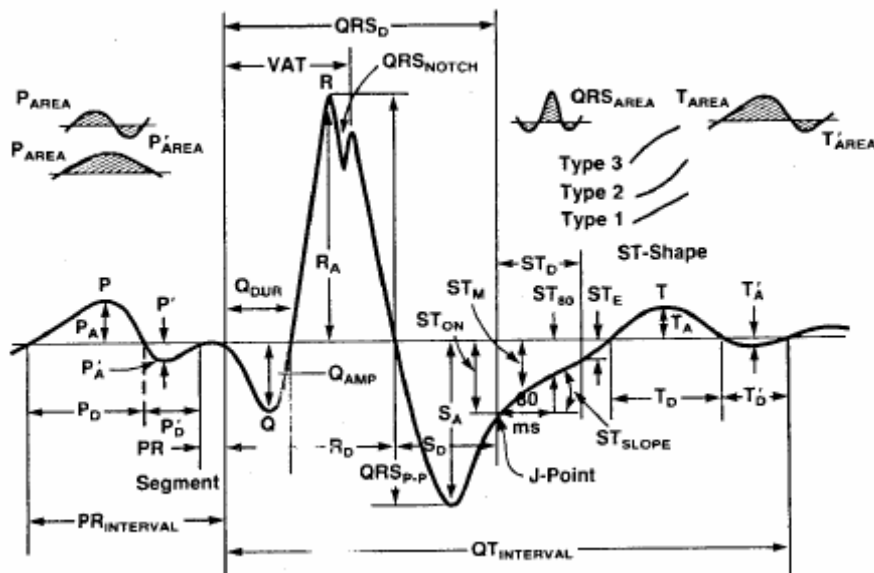
## Původ elektrokardiografické křivky

Principy vzniku elektrokardiografické křivky můžeme shrnout do 4 základních bodů:

- 1) Elektrické pole srdeční je vytvořeno sumací mnoha elementárních elektrických polí vzniklých v jednotlivých myokardiálních vláknech v průběhu akčního potenciálu.
- 2) Každé myokardiální vlákno působí při svém podráždění jako dipól a určuje orientaci a velikost elementárního elektrického pole.
- 3) Velké množství takovýchto elementárních elektrických polí se sčítá v každém okamžiku do výsledného elektrického pole, které pak můžeme charakterizovat okamžitým vektorem elektrického pole srdečního.
- 4) Amplituda výchylky, která je naměřena v určitém elektrokardiografickém svodu, závisí pak jednak na velikosti okamžitého vektoru a jednak na jeho orientaci vzhledem k tomuto svodu.

Časový průběh změn polohy a délky okamžitého vektoru během srdečního cyklu nám nyní pomůže pochopit celou konfiguraci elektrokardiografické křivky:

## Popis signálu EKG



## **Vlna P**

Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, jejíž výška je maximálně 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá déle než 0,10 s. Vzruch vychází ze sinoatriálního uzlu a vlna depolarizace se rozšíří svalovinou v předsíni. Výsledný směr okamžitého vektoru je dolů a doleva, amplituda je relativně malá, neboť tenká stěna předsíni obsahuje poměrně málo svalové hmoty. Na EKG záznamu se píše vlna P.

## **Úsek PQ**

Když dospěje vlna depolarizace do atrioventrikulárního uzlu, dojde ke zbrzdění jejího dalšího postupu. Pomalý přesun podráždění z předsíni na komory je dán strukturou atrioventrikulárního uzlu, který vede vzruch nejpomaleji z celého myokardu. Význam tohoto zpomalení změny podráždění je v oddělení systoly síní od systoly komor. Na EKG se píše izoelektrická linie úseku PQ. Normální trvání PQ (PR) intervalu je 0,12 - 0,20 s. Trvání PQ intervalu se mění nepřímo úměrně s frekvencí. Při tachykardii se PQ interval zkracuje a při bradykardii se PQ interval prodlužuje.

## **Komplex QRS**

Po zdržení v atrioventrikulárním uzlu přejde vzruch Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na myokard mezikomorového septa a vyvolá jeho depolarizaci ve směru od levé komory ke komoře pravé [1]. Okamžitý vektor proto míří doprava a dolů (v 1. a 2. svodu se tedy píše negativní Q kmit, ve 3. svodu pak pozitivní R kmit).

Vzruch mezitím postupuje dále po převodním systému a vyvolává depolarizaci myokardu v oblasti srdečního hrotu, okamžitý vektor se otáčí dolů a doleva. Ve všech třech bipolárních svodech se píše pozitivní kmit R. Vlna depolarizace pak pokračuje po svalovině komor a to od endokardu k epikardu, přičemž směr okamžitého vektoru (nahoru a doleva) je dán především depolarizací myokardu mohutnější levé komory a míří tedy doleva. Normální trvání QRS komplexu je 0,06 - 0,10 s.

## **Úsek 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). Na EKG záznamu se píše úsek ST.

## **Vlna T**

Na fázi plató navazuje repolarizace komorového myokardu, která na rozdíl od depolarizace probíhá od epikardu k endokardu. Protože však je repolarizace děj elektricky opačný oproti depolarizaci, má sumační vektor směr od endokardu k epikardu stejný jako při depolarizaci. Na EKG záznamu se během repolarizace komor píše vlna T. Obdobným způsobem můžeme odvodit konfiguraci EKG křivky v kterémkoli svodu. Vlna T trvá normálně 0,2 s.

## Vlna U

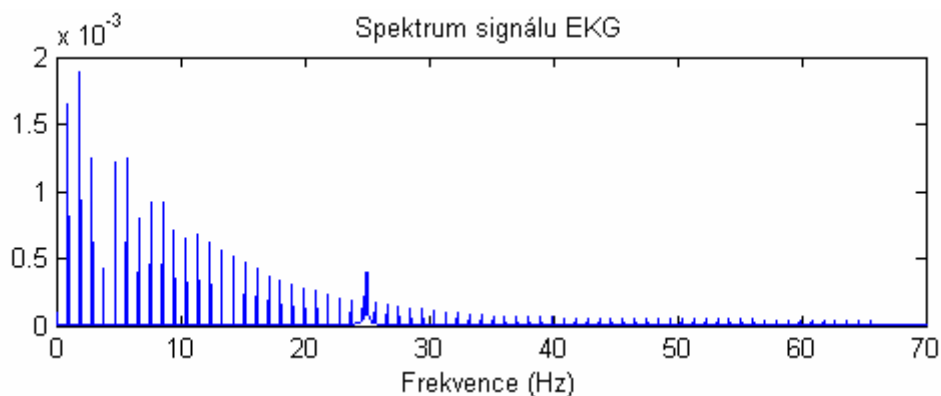
Je patrná jen na některých EKG. Normálně je vlna U ploše pozitivní, vždy menší než vlna T a často nepřesahuje výšku 0,5 - 1 mm. Příčina vlny U není jasná. Soudí se na pozdější repolarizaci septa či opožděnou repolarizaci některých oblastí komory. Také se soudí, že vlna U je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken.

## Časová oblast EKG

Mnoho algoritmů popisuje signál EKG v časové oblasti. Cílem je signál dobře rozměřit a získat tak parametry doby trvání jednotlivých úseků a parametry jejich rozkmitu. Tyto parametry se dále používají pro posouzení a vyhodnocení signálu. Další parametr EKG signálu je RR-interval, ten určuje délku srdečního cyklu a tep srdce.

## Frekvenční oblast EKG

Na obrázku 4 je uveden popis EKG signálu v kmitočtové oblasti, který se používá pro určování parametrů předzpracování lineárních systémů. Důležitá informace o frekvenčním obsahu EKG signálu je šířka pásma. Nejnižší užitečná frekvence signálu je srdeční frekvence, tj. 0,5Hz až 3Hz pro srdeční tep 30 až 180 tepů/sekundu. Nejvyšší frekvence závisí na zdravotním stavu a věku pacienta. Typické hodnoty se pohybují kolem 125Hz, v případě dětského EKG dosahuje až 150Hz.



Obrázek 4: Frekvenční spektrum EKG signálu

## Arytmie v signálu EKG

Srdeční arytmie jsou změny srdečního rytmu, který ruší normální synchronizovanou činnost stažení srdce. Typ a četnost výskytu arytmií poskytuje důležité údaje srdeční stability. Odhalení a analýza arytmií je velmi důležitá pro monitorování stavu pacientů. Mnoho arytmií může být klasifikováno odhalením QRS komplexu nebo také určováním RR- intervalů. Podrobnější analýza často vyžaduje měření parametrů jak v časové oblasti (trvání vln, vlnových intervalů a tvary vlny ) tak ve frekvenční oblasti.

## Svodová technika

Během každého cyklu elektrické aktivace se vytváří elektrické pole, které lze zaznamenávat systémem elektrokardiografických svodů z povrchu těla [3].

- Standardní bipolární končetinové svody I, II a III zaznamenávají rozdíly elektrických potenciálů mezi dvěma místy lidského těla,
- unipolární končetinové svody aVR, aVL a aVF používají jednu tzv. explorativní elektrodu a zaznamenávají rozdíl elektrického potenciálu mezi touto elektrodou a elektrodou indifferenční, které je vytvořením spojení kabelů ze zbývajících dvou končetin (tzv. Goldbergova svorka),
- unipolární hrudní svody V1 až V6 používají jako indifferenční elektrodu svorku vytvořenou spojením kabelů ze všech tří používaných končetinových elektrod (tzv. Wilsonova svorka).

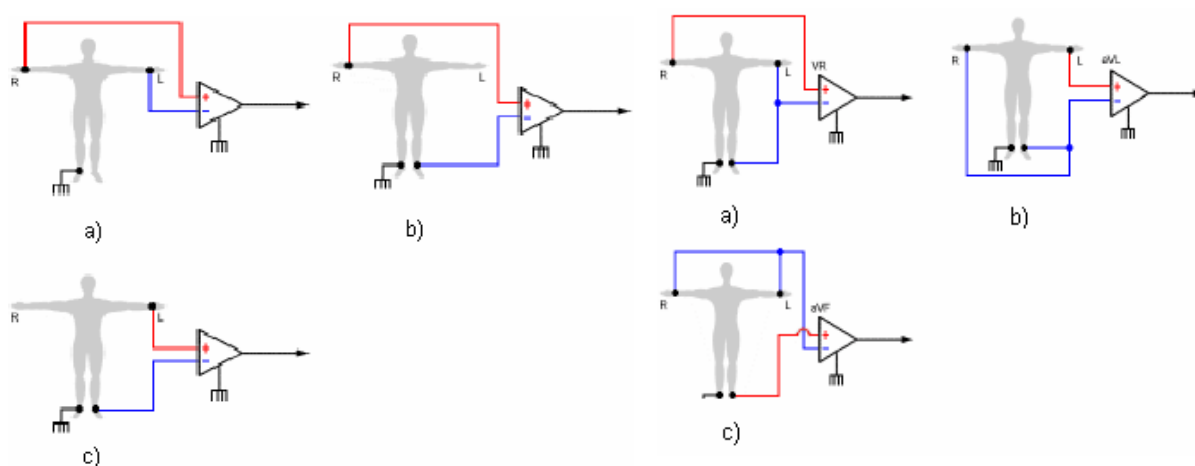
Srdeční myokardiální buňky po elektrickém podráždění generují akční napětí, které může být u každé buňky vyjádřeno elementárním vektorem. Sečteme-li v daném okamžiku všechny elementární vektory, vzniká tzv. okamžitý vektor. Obecně platí, že ve svodech, ke kterým okamžitý srdeční vektor právě směřuje, se zapisuje pozitivní výchylka, kdežto ve svodech, od kterých se orientace okamžitého vektoru vzdaluje, registrujeme zápornou výchylku. Pokud probíhá vektor rovnoběžně s linií svodu, nedochází k žádné výchylce a na EKG registrujeme nulovou, neboli tzv. izoelektrickou linii (nulová izolinie).

### Elektrokardiografické svody :

Jako bipolární svody končetinové (svody Einthovenovy, standardní svody) jsou označovány ty, při kterých jsou obě elektrody umístěny na končetinách (obrázek 5). Jestliže si spojíme tato tři svodová místa, dostaneme Einthovenův trojúhelník.

U unipolárních končetinových svodů se zapisuje potenciál jedné končetinové elektrody proti potenciálu dvou zbývajících končetinových elektrod spojených nakrátko (obrázek 5).

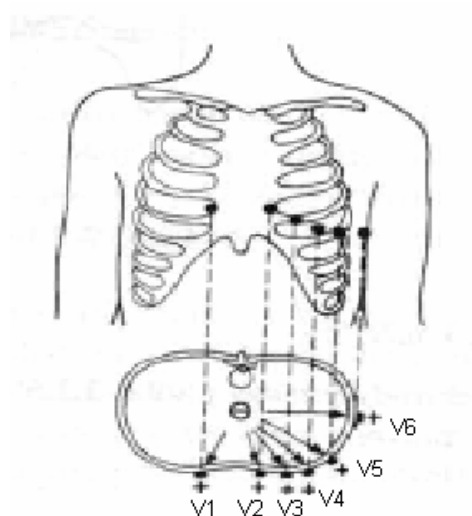
Unipolární svody zachycují potenciály z jednoho místa (diferenční elektroda) proti druhému místu (indifferenční elektroda), které má téměř nulový potenciál, jehož myšlený střed je asi uprostřed srdce. Indifferenční elektroda je představována ústřední Wilsonovou svorkou, kterou získáme tím, že spojíme kabely končetin v Einthovenově uspořádání do jednoho bodu přes odpory o velikosti 5 k $\Omega$ . Takové uspořádání se týká hrudních unipolárních svodů V1, V2, V3, V4, V5, V6 (obrázek 6).



**Obrázek 5: Končetinové bipolární svody a končetinové unipolární svody**

- |  |                                 |
|--|---------------------------------|
| a) Svod I - spojuje pravou a levou ruku  | a) aVR - z pravé končetiny      |
| b) Svod II - spojuje pravou a levou nohu | b) aVL - z levé končetiny       |
| c) Svod III - spojuje levou a levou nohu | c) aVF - z levé dolní končetiny |

Hrudní elektrody přikládáme na tato místa :



**Obrázek 6: Unipolární hrudní svody**

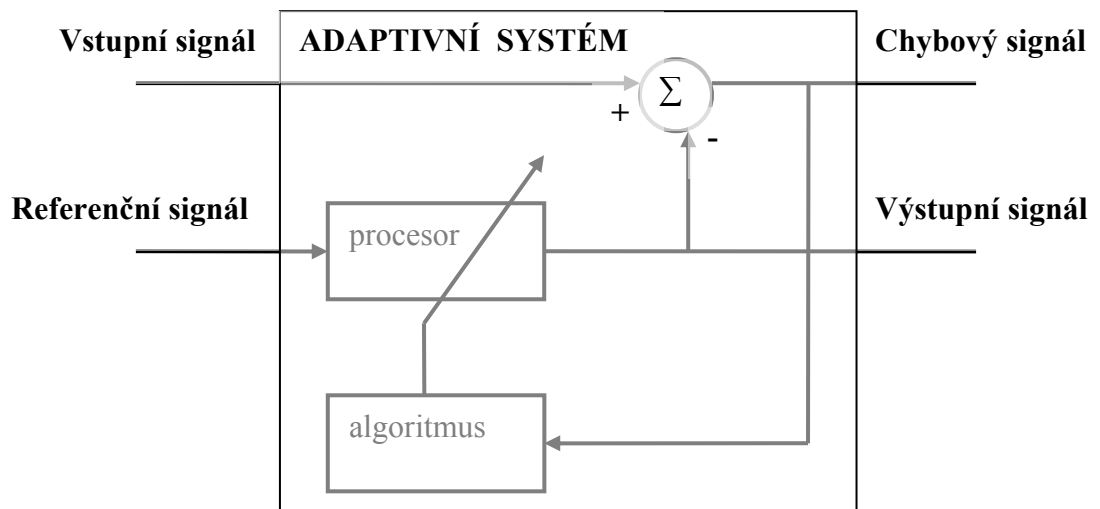
- V1 — do 4. mezižebří vpravo u sterna (kost prsní)
- V2 — do 4. mezižebří vlevo u sterna
- V3 — na poloviční vzdálenosti mezi V2 a V4
- V4 — do 5. mezižebří v medioklavikulární čáře
- V5 — do 5. mezižebří v přední axilární čáře
- V6 — do 5. mezižebří ve střední axilární čáře

# 3 Adaptivní systémy a zpracování EKG

## 3.1 Struktura adaptivních systémů

Existuje mnoho struktur adaptivního systému[6], které závisejí na jejich aplikaci. Adaptivní systém má definované dva vstupní a dva výstupní bloky. Taková definice struktury systému, která je zobrazena na obrázku 7 je často používaná u digitálního zpracování signálu.

Adaptivní systém je sestaven z procesoru, který dle řídicí veličiny produkuje výstup. Procesor je navržený tak, aby se výstupní signál blížil, či sledoval vstupní signál. Chyba se využívá pro ovládání parametrů procesoru (váhy), z tohoto důvodu se data procesoru adaptují určitým typem algoritmu.

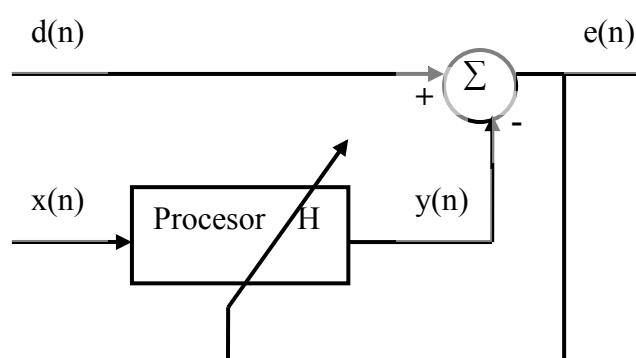


**Obrázek 7: Blokové schéma adaptivního systému**

Ostatní struktury adaptivního systému se používají pro filtrování šumu nebo interference rušení, identifikace systému, detekci signálu, potlačování echa, který může být odvozený z hlavního adaptivního systému.

Nyní popíšeme výkonovou funkci. Lze užívat strukturu adaptivního systému ukázaného v obrázku 8 s následujícím označením vstupních a výstupních signálů:  $d(n)$  je vstupní signál,  $x(n)$  je referenční signál,  $y(n)$  je výstupní signál a  $e(n)$  je chybový signál.





**Obrázek 8: Adaptivní systém popisovaný vstupními a výstupními signály**

V procesu adaptace, koeficienty  $H$  jsou přizpůsobeny k tomu, aby výstup  $y(n)$  maximálně souhlasil se vstupním signálem  $d(n)$ . Problém spočívá ve výběru výkonového kritéria pro přizpůsobování. Ačkoli je mnoho možností, my se soustředíme na jednu hlavní metodu, která se snaží minimalizovat chybový signál  $e(n)$ . Optimalizace tímto kritériem je široce užívaná a má mnoho výhod.

Výstupní signál  $y(n)$  je funkcí referenčních vzorků a minulého vzorku výstupního signálu:

$$y(n) = H[\bar{X}(n), \bar{Y}(n)] \quad (3.1)$$

kde  $\bar{X}(n)$  je vektor referenčního signálu,  $\bar{Y}(n)$  je vektor výstupního signálu,  $M$  a  $N$  jsou konstanty a  $e(n)$  je chybový signál

$$\bar{X}(n) = [x(n), x(n-1), \dots, x(n-M+1)]^T \quad (3.2)$$

$$\bar{Y}(n) = [y(n-1), y(n-2), \dots, y(n-N+1)]^T \quad (3.3)$$

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (3.4)$$

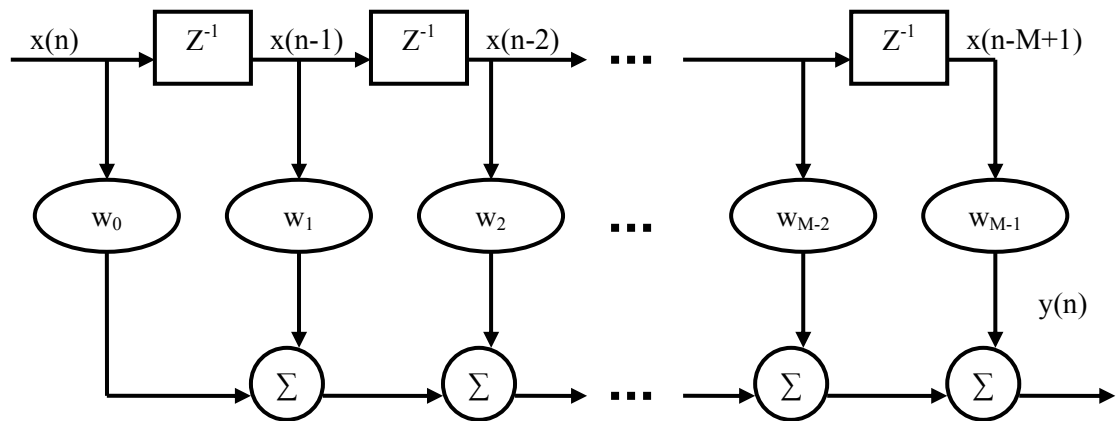
### 3.1.1 Procesory

Procesor představuje důležitý blok adaptivního systému. Procesor by měl být schopný modelovat situaci, která se bude zpracovávat. Různé druhy procesorů byly použité v adaptivním zpracování signálu: lineární FIR filtry, lineární IIR filtry, mediánové filtry, neuronová síť a jiné.

Vezmeme v úvahu pouze lineární procesory, protože pokrývají široká spektra aplikací. Výhoda adaptivních systémů používajících lineárních procesorů je jejich jednoduchost a relativně nízká výpočtová složitost. Ovšem i ostatní procesory jsou vhodné a užitečné pro různé aplikace.

### 3.1.2 Lineární FIR procesor

Lineární FIR procesor[6] je někdy nazýván jako lineární kombinační obvod nebo transversální filtr a je popisovaný jeho diferenční rovnicí. Hlavní myšlenka všech adaptivních filtrů spočívá v kontinuální změně parametrů podle předem stanoveného algoritmu s využitím jak informace ze vstupu tak i pomocné informace přicházející většinou z výstupu celého systému.



**Obrázek 9: Schéma adaptivního filtru s transversální strukturou**

Adaptivním systémem (obrázek 10) pak nazýváme systém, jehož jádrem je právě adaptivní filtr spolu se zpětnovazebním mechanismem přenosu informace. Ve většině případů se používají lineární FIR filtry s transversální strukturou (obrázek 9) a to z důvodů jednoduchosti implementace a nenáročnosti matematického aparátu.

Základní výhodou FIR filtrů je jejich neomezená stabilita a konečná doba trvání impulsní odezvy. A samozřejmě již dříve zmiňovaná jednoduchost implementace.

Je popisovaný jeho diferenční rovnicí tímto způsobem:

$$y(n) = \bar{X}^T(n) \cdot \bar{W}(n) \quad (3.5)$$

kde  $y(n)$  je aktuální výstupní signál,  $\bar{X}(n)$  je vektor vstupního signálu,  $\bar{W}(n)$  je vektor filtru váhy a  $N$  udává počet vah

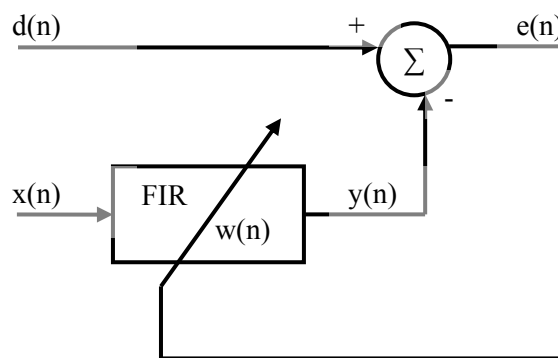
$$\bar{X}(n) = [x(n), x(n-1), \dots, x(n-M+1)]^T \quad (3.6)$$

$$\bar{W}(n) = [w_0(n), w_1(n), w_2(n), \dots, w_{N-1}(n)]^T \quad (3.7)$$

Blokové schéma adaptivního filtru s transversální strukturou zobrazeného na obrázku 9 ukazuje jeho detailní vnitřní uspořádání. Je zde možno vidět, že zpožděné vzorky vstupního signálu  $x(n)$ ,  $x(n1)$ ,  $x(n2)$ , ...,  $x(n-N+1)$  jsou váhované filtrem s koeficienty (vahami)  $w0(n)$ ,  $w1(n)$ ,  $w2(n)$ , ...,  $wN-1(n)$ . Aktuální výstupní signál  $y(n)$  se vypočítá jako suma vážených vzorků vstupního signálu.

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} w_k \cdot x(n-k), n = 0,1,2,\dots \quad (3.8)$$

kde  $w_k$  jsou tzv. váhy filtru,  $x(n)$  je označení pro vektor vstupního signálu a  $y(n)$  je výstup. Jedná se o filtr N-tého řádu, proto rozsah indexace od 0 do N-1.



**Obrázek 10: Blokové schéma adaptivního systému**

Rozdílem vstupního zarušeného signálu  $d(n)$  a výstupním signálem z filtru  $y(n)$  dostaneme chybový signál  $e(n)$  popsáný tímto vztahem:

$$e(n) = d(n) - y(n) = d(n) - w(n)' * x(n) \quad (3.9)$$

Cílem celého procesu adaptace vah je postupné snižování hodnoty kriteriální funkce až na její minimum. Kriteriální funkce  $J(n)$  je závislá pouze na hodnotách chybové funkce, tedy je závislá na rozdílu mezi žádanou a skutečnou hodnotou.

$$J(n) = E\{e(n)^2\} \quad (3.10)$$

### 3.2 Adaptivní algoritmy

Použití adaptivního systému je důležitou metodou v teorii optimální Wienerovy filtrace[4]. Adaptivní systém je zařízení, které využívá rekurzivní algoritmus, který umožňuje systému pracovat v prostředí, které není plně známé. Adaptivní algoritmus je matematický popis rekurzivní adaptace. Algoritmus začíná pracovat z předdefinovaných počátečních podmínek a postupně se dostává k optimálním hodnotám Wienerovy filtrace.

Byla vyvinuta široká řada adaptivních algoritmů. Volba vhodné analýzy je určena různými faktory. V běžných aplikacích se vyskytují čtyři důležité faktory:

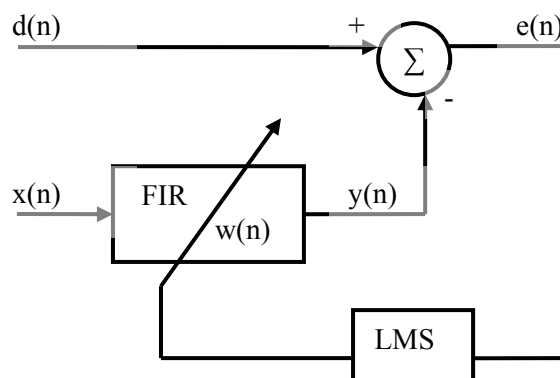
1. poměr konvergence,
2. bezporuchovost,
3. robustnost,
4. výpočtové požadavky.

Poměr konvergence je definovaný jak poměr adaptace, tzn. jak rychle se systém může přiblížit k optimálnímu nastavení jeho vah. Bezporuchovost adaptivního algoritmus představuje preciznost jeho optimálního nastavení. Tyto dva faktory mohou být deterministicky odvozené v případě jednoduchého adaptivního systému, například LMS algoritmus s FIR procesorem. V případě jiných systémů se stává správné nastavení komplikované a tyto faktory jsou experimentálně měřené. Robustnost popisuje schopnost algoritmu, aby pracoval v různých prostředí s různě velkým šumem, tzn. Jak může šum ovlivnit adaptaci. Výpočtové požadavky popisují složitost vyhodnocení výstupů algoritmu. Tento faktor může být určený počtem operací, které používáme během adaptace, za čas potřebný pro jejich vyhodnocení.

Mnoho adaptivních systémů užívá lineární procesory které jsou řízeny gradientními algoritmy. Tyto systémy mohou být snadno navrženy s malou výpočtovou složitostí. Jejich hlavní nevýhoda je nízký poměr adaptace.

### 3.2.1 Algoritmus LMS (Least Mean Square)

LMS algoritmus je široce užívaný adaptivní algoritmus. Jeho hlavní výhody jsou jednoduché implementace a nízká výpočtová složitost. LMS algoritmus (obrázek 11) byl původně odvozený a popsán od Widrowa a Hoffa. Existuje celá řada modifikací, které se snaží zlepšit jeho vlastnosti, například poměr adaptace, chování v negaussovském prostředí, zatíží kolísání, odchylka chybového signálu.



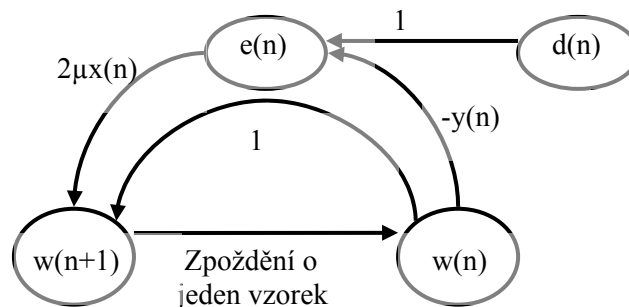
Obrázek 11: Blokové schéma adaptivního systému s algoritmem LMS

Síla algoritmu LMS[7] spočívá hlavně v jednoduchosti a matematické nenáročnosti. Adaptivní proces je popsán následujícím vztahem, kde  $\mu$  je konstanta, která určuje rychlost adaptace. Tato hodnota musí být volena rozumně, aby nedošlo ke špatné adaptaci vah.

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu \cdot e(n) \cdot x(n) \quad (3.11)$$

Z tohoto vztahu můžeme vidět, že LMS algoritmus může být implementovaný bez kvadratury, průměrování, nebo dokonce derivování. Jeho odvození je popsáno v mnoha odborných člácích. My využijeme jednoduchého a elegantního popsání LMS algoritmu.

Na obrázku 12 je zobrazen mechanismus adaptace vah ve formě grafu signálových toků:



Obrázek 12: Graf signálových toků procesu váhové adaptace LMS algoritmu

### 3.2.2 Algoritmus RLS (Recursive Least Square)

RLS je základním představitelem druhé třídy adaptivních algoritků - algoritků vystavených na teorii Kalmanovy filtrace. Základním rozdílem proti rodině LMS algoritků je vlastní statistické pojetí. Zde se pracuje s průměrnými hodnotami veličin počítanými z časových vývoje namísto vzorkových průměrů počítaných z několika realizací stejného náhodného procesu. Tak např. vztah pro kritériální funkci je následující:

$$J(n) = \sum_{i=M}^n |e(i)|^2 = \sum_{i=M}^n e(i) \cdot e^*(i) \quad (3.12)$$

Z tohoto vztahu je patrný princip časového průměrování. Struktura filtru zůstává stejná jako u LMS algoritků, jen adaptivní proces je odlišný, vzhledem k použití průměrů. Z toho rovněž plyne větší výpočetní náročnost než u LMS algoritků. Tento rozdíl je ovšem natolik podstatný (RLS úlohy jsou o řád vyšší než LMS úlohy), že často vede k závěrům, že RLS algoritmy nemají praktický význam. Na druhou stranu, pokud se podíváme na rychlost konvergence jednotlivých algoritků, zjistíme, že u RLS je konvergence několikanásobně rychlejší než u LMS. To plyne z použití časového průměrování, které predikuje velmi přesné hodnoty.

### 3.2.3 Algoritmy typu LMS a RLS a jejich varianty

Mezi nejpoužívanější a nejpoužívanější adaptivní algoritmy používané v současné praxi patří algoritmy spadající buď do třídy LMS algoritmů založených na teorii Wienerovy filtrace nebo RLS algoritmů založených na teorii Kalmanovy filtrace.

Jednoduchý adaptivní filtr tvořený filtrem FIR a obvykle nějakým algoritmem na bázi algoritmu LMS[7] (popis dále) se nejvíce hodí na dvě aplikace:

- Odstranění neznámého harmonického časově málo proměnného signálu z užitečného žádaného signálu
- Odstranění širokopásmového náhodného šumu (blízký bílému) z užitečného signálu s pomalými změnami v porovnání se šumem

Jak je vidět jde přesně o dvě protikladné funkce. Důležité je, aby se oba signály, které mají být správně rozlišeny, měli rozdílné rychlosti změn (periodu).

Z obecného praktického použití lze jmenovat:

- Odstranění sinusových rušících signálů na indukovaných ve vedení od senzoru
- Automatické zjištění a dorovnání útlumu některých frekvencí způsobené vedením
- Odstranění síťového rušení 50Hz z přenášeného signálu
- Odstranění šumu a rušení ze zvuku
- Parametrizace řeči - metoda LPC koeficientů

Doporučení a požadavky předepsané na systémy, které zpracovávají signály EKG jsou přísné. První důležitá vlastnost adaptivního systému je přizpůsobivost na změny v signálu a optimalizovat parametry systému podle aktuálního stavu zařízení a daných podmínek nahrávání signálu EKG. Šum je přítomný již při záznamu signálu EKG a je popsán parametry jak v časové doméně tak ve frekvenční doméně.

### 3.3 EKG signál a šum

EKG signál je biologický signál, který je často rušený specifickým šumem. Signál EKG snímáný v reálných podmínkách představuje směs užitečného signálu generovaného srdečním svalem a parazitních signálů, vznikajících při snímání a vedení signálu k záznamovému zařízení, resp. Signálů, představujících elektrickou aktivitu jiných orgánů a částí těla pacienta.

Spektrum užitečného signálu shora ohraničuje spektrum komplexu QRS. Třebaže je dominantní část výkonu signálu EKG obsažena v části spektra do 40Hz, lze ve výkonovém spektru EKG některých jedinců nalézt složky o kmitočtech až do 500Hz; nicméně již při snímání klidového EKG vzniká činností kosterního svalstva šum, který se začíná výrazněji projevovat na kmitočtech nad 100Hz. Proto jsou obvykle kardiografické systémy konstruovány tak, aby přenášely signály o kmitočtech jen do 100Hz. Jelikož se spektra rušivých signálů prolínají se spektrem užitečného signálu, je volba vhodné filtrace vždy věcí kompromisu.

## Artefakty v EKG signálu

Artefakty v EKG signálech jsou produkovány z mnoha zdrojů. Nejčastěji se zabýváme biologickými artefakty a uměle vytvořenými artefakty. Mezi uměle vytvořené artefakty patří elektrický šum, impulsní šum, elektrostatické potenciály, a šum elektronických zařízení. Mezi důležité biologické artefakty, které mohou významně ovlivnit EKG signál patří artefakty pohybové, dýchací a svalové. Některé z nich mohou být potlačeny pomocí adaptivních systémů.

### Svalové potenciály

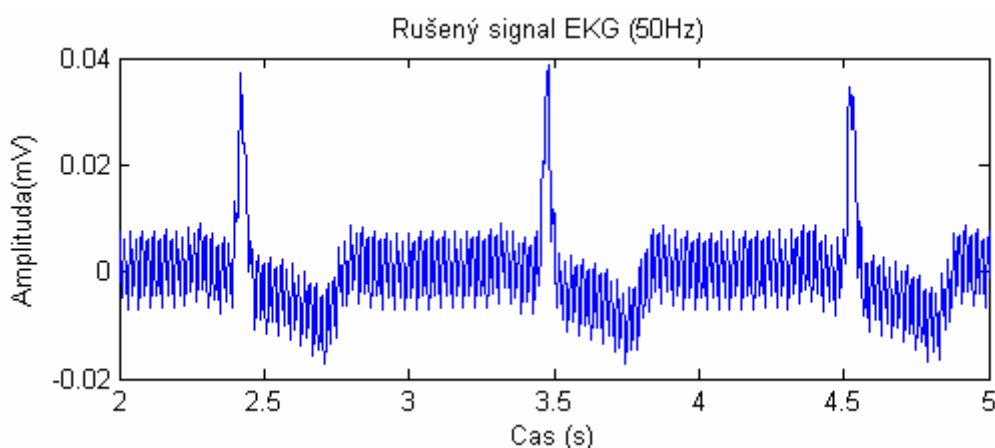
Svalové potenciály vznikají v důsledku elektrické aktivity svalů. Měřením elektrické aktivity svalů se zabývá elektromyografie (EMG). EMG signály se pohybují v rozmezí 100- 300  $\mu\text{V}$ . Amplituda EMG signálů se pohybuje v rozmezí 4- 5 mV. Frekvenční obsah je 10-500Hz, s dominantními frekvencemi od 20Hz do 250Hz. Frekvenční obsah však závisí na typu použitých elektrod (povrchové, jehlové). Toto potlačení bývá vždy obtížné.

### Pohybové artefakty

Artefakty pohybu jsou dány mechanickým pohybem elektrod, zřídka vibracemi a chvěním. V záznamu EKG jsou rozpoznatelné na první pohled. Jejich frekvenční obsah je obvykle do 5Hz, někdy 20Hz.

### Síťový šum

Síťový šum (obrázek 13) je způsobený zapojením snímacího zařízení do elektrické sítě 230V/50Hz. Šum nemusí být harmonický. Aktuální frekvence síťového šumu nemusí být přesně 50Hz, ale může se nepatrně měnit (49Hz až 51Hz). Může ale také obsahovat vyšší kmitočty 100Hz, 500Hz.

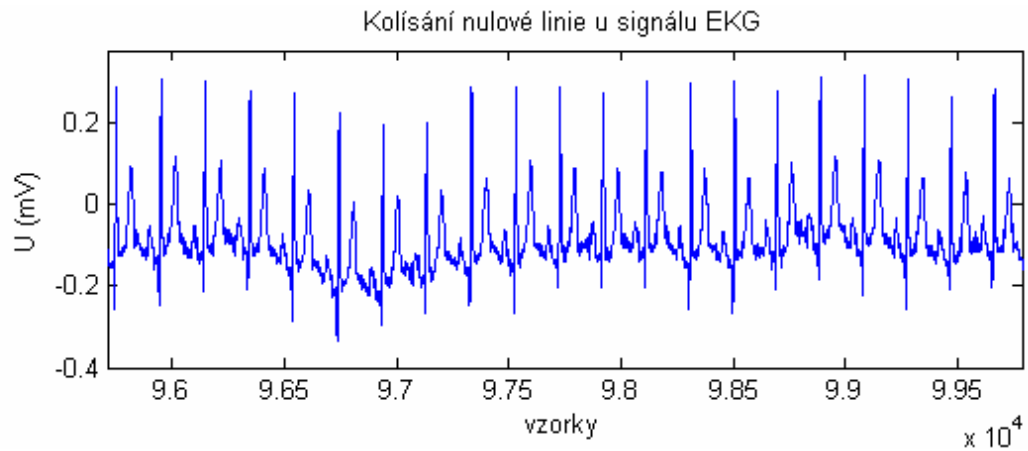


Obrázek 13: Síťové rušení signálu EKG (50Hz)

### Drift izoliny

Drift nulové linie (obrázek 14) je jedním z hlavních druhů rušení, znesnadňujících strojové rozměření signálu EKG. Vzniká jako důsledek pomalých

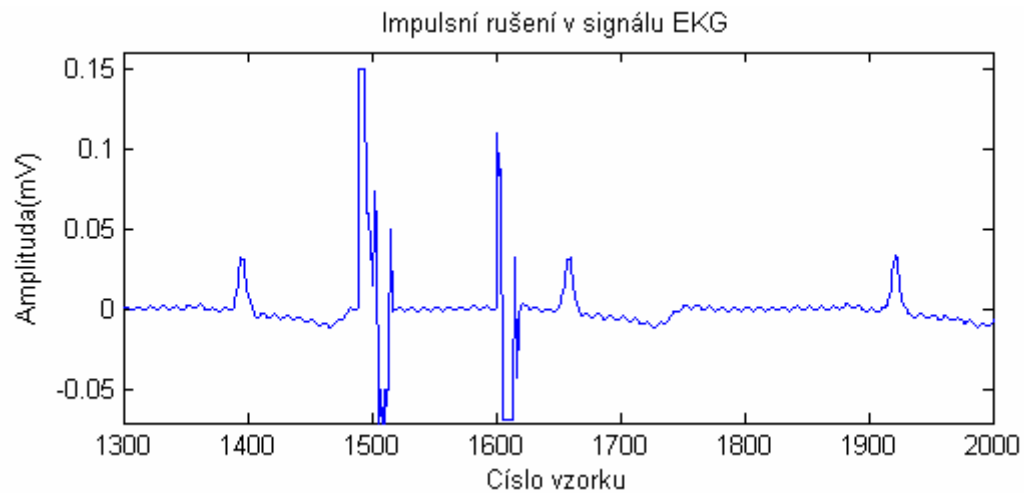
elektrochemických dějů probíhajících na rozhraní elektroda – pokožka, případně dýchání pacienta. Frekvenční obsah tohoto šumu je obvykle až do 0.8Hz.



**Obrázek 14: Drift izolnie v signálu EKG**

### Impulsní rušení

Impulsní rušení (obrázek 15) je způsobeno přepínáním kontaktů a zapnutím zařízení. Takové rušení může velkou mírou ovlivnit snímaný EKG signál úzkými a vysokými vrcholy. Amplituda rušení je prakticky stejná jak hodnotová řada A/D konvertoru. Rušení může překrývat jakoukoliv část spektra signálu.



**Obrázek 15: Impulsní rušení v signálu EKG**

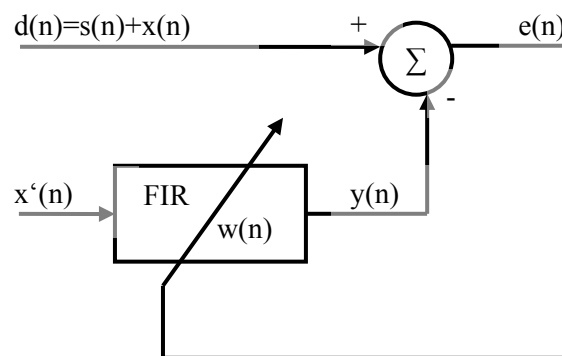


# 4 Adaptivní filtrace

Popis a struktura jednotlivých algoritmů je popsána v předešlé kapitole. Nyní se budeme zabývat jednotlivými možnostmi jejich aplikace.

## 4.1 Prostá adaptivní filtrace

Představa prosté adaptivní filtrace[6] je založena na využití dvou vstupu a dvou výstupu adaptivního systému. Systém pracuje s šumovým signálem a se signálem nesoucí informací. V našem případě EKG signál. Budeme uvažovat případ, který je zobrazen na obrázku 16.



**Obrázek 16:** Vstupní signál  $d(n)$  je složený z užitečného signálu  $s(n)$ (signál EKG) a uměle vytvořeným šumem  $x(n)$  je zarušen. Referenční signál  $x'(n)$  je šum.

$$d(n) = s(n) + x(n) \quad (4.1)$$

Užitečnou část vstupního signálu  $s(n)$  nám zde tvoří čistý signál EKG. Druhou část signálu tvoří uměle vytvořený šum, který je popsán rovnicí:

$$x(n) = A_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_1) \quad (4.2)$$

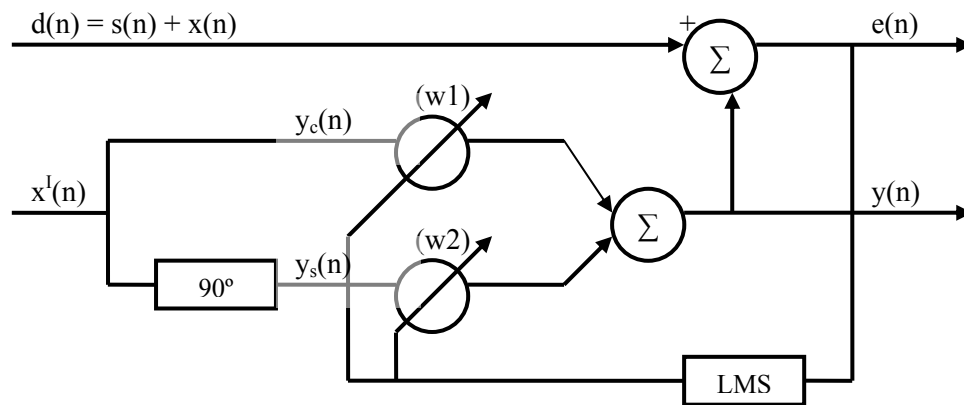
kde

- $A_1$  ..... udává amplitudu referenčního signálu,
- $f_1$  ..... udává frekvenci rušivého signálu (50Hz, 100Hz),
- $f_{vz}$  ..... udává vzorkovací frekvenci ( $f_{vz} = 250\text{Hz}$ ),
- $\varphi_1$  ..... udává posun fáze,

a referenční signál  $x'(n)$  se získá z dalšího zdroje, zde je veden přímo ze zásuvky pro střídavé napětí 230V/50Hz.

## 4.2 Úzkopásmová adaptivní zadrž

V případě, že rušivý signál má konstantní rušící kmitočet, lze použít filtr využívající kompenzační metodu (obrázek 17)[6]. Signál  $x(n)$  a  $x'(n)$  musí být korelované a  $s(n)$  s nimi být korelovaný nesmí. Vstupní signál  $d(n)$  se skládá z čistého signálu EKG  $s(n)$  a uměle vytvořeného šumu  $x(n)$  s frekvencí 50 (100) Hz. Referenční signál  $x'(n)$  obsahuje uměle vytvořený šum, který je korelován s  $x(n)$ .



**Obrázek 17: Blokové schéma adaptivního systému využívající kompenzační metodu**

Užitečnou část signálu  $d(n)$  tvoří čistý signál EKG a druhou část signálu tvoří šum. Vyjádřeno rovnicí:

$$x(n) = A_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_1) \quad (4.3)$$

kde

- $A_1$  ..... udává amplitudu referenčního signálu,
- $f_1$  ..... udává frekvenci rušivého signálu (50Hz, 100Hz),
- $f_{vz}$  ..... udává vzorkovací frekvenci ( $f_{vz} = 250\text{Hz}$ ),
- $\varphi_1$  ..... udává posun fáze,

a referenční signál  $x'(n)$  se získá z dalšího zdroje, zde je veden přímo ze zásuvky pro střídavé napětí 230V/50Hz.

$$x'(n) = A_2 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_2) \quad (4.4)$$

kde

- $A_2$  ..... udává amplitudu referenčního signálu,
- $\varphi_2$  ..... udává posun fáze,

Na obrázku 17 vidíme dvou vstupovou úzkopásmovou adaptivní zadrž, která obsahuje dvě váhy. První vstup je označen  $y_c(n)$  a je to přímo referenční vstup. Druhý vstup je označen  $y_s(n)$  a odpovídá referenčnímu signálu, který je vystavený fázovému posuvu  $90^\circ$

$$y_c(n) = x'(n) \quad (4.5)$$

a

$$y_s(n) = A_2 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_2 - \frac{\pi}{2}) = A_2 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_2). \quad (4.6)$$

Výstupní signál  $y(n)$  je dán lineární kombinací dvou vstupů  $y_c(n)$  a  $y_s(n)$ , můžeme tedy psát:

$$y(n) = w_0(n) \cdot y_c(n) + w_1(n) \cdot y_s(n) \quad (4.7)$$

Výstupní signál  $y(n)$  daný vztahem (4.8) je reprezentovaný součtem dvou vážených harmonických signálů o stejné frekvenci  $f_i$ , různých amplitudách a fázových posuvech,

$$y(n) = w_0(n) \cdot A_1 \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_1) + w_1(n) \cdot A_2 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \varphi_2) \quad (4.8)$$

Součtem těchto dvou signálů vznikne výsledný signál  $y(n)$ ,

$$y(n) = A \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n \cdot f_1 / f_{vz} + \Phi), \quad (4.9)$$

kde amplituda výstupního signálu  $y(n)$  je dána:

$$A = [A_1 w_0(n)]^2 + [A_2 w_1(n)]^2 + 2 A_1 w_0(n) A_2 w_1(n) \cdot \sin[\varphi_2 - \varphi_1] \quad (4.10)$$

a fáze výstupního signálu  $\Phi$  je dána:

$$\Phi = \arctan \left[ \frac{A_1 w_0(n) \sin[\varphi_1] + A_2 w_1(n) \cos[\varphi_2]}{-A_1 w_0(n) \cos[\varphi_1] + A_2 w_1(n) \sin[\varphi_2]} \right]. \quad (4.11)$$

Výsledek je, že procesor nastaví váhy, kterými reguluje amplitudu a posun fáze výstupního signálu  $y(n)$  tak, že je to harmonický signál.

Váhy filtru jsou adaptovány se skutečností, že výstupní signál je nejlepší odhad harmonického šumu  $x(n)$ . Pak se šum může odečíst od vstupního signálu  $d(n)$ . Tento adaptivní filtr je lepší než filtr, který zadržuje stále stejnou hodnotu. Adaptivní proces udržuje správné fázové poměry, dokonce i když frekvence má pomalou změnu.

### 4.3 Úzkopásmová adaptivní zadrž s využitím číslicového rezonátoru

Signály  $y_c(n)$  a  $y_s(n)$  jsou produkty  $F(cn)$ , kde operátor  $F$  je kosinusová nebo sinusová funkce. Sinus a kosinus funkce jsou obvykle počítány geometrickou řadou. Takové vyhodnocení má velmi vysokou výpočetní složitost a je proto nevhodné pro digitální zpracování signálu. Lze ovšem tyto funkce převést do vhodného tvaru a po složité úpravě dostaneme výpočetně jednodušší tvary, které již lze využít pro číslicové zpracování signálu. Můžeme tedy psát

$$y_c(n) = c \cdot y_c(n-1) - y_c(n-2) \quad (4.12)$$

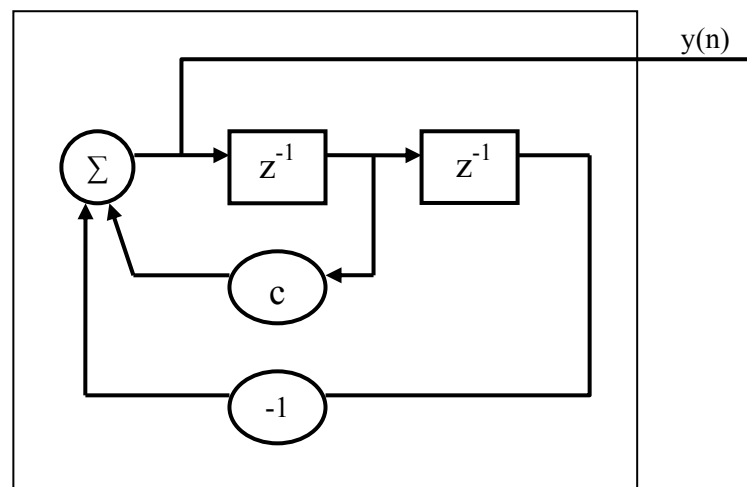
a

$$y_s(n) = c \cdot y_s(n-1) - y_s(n-2) \quad (4.13)$$

kde  $c$  je konstanta.

$$c = 2 \cdot \cos(k) = 2 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.14)$$

Blokové schéma číslicového rezonátoru je zobrazeno na obrázku 18.



**Obrázek 18: Blokové schéma číslicového rezonátoru popsaného vztahem (4.12)**

Číslicový rezonátor produkuje harmonický signál o frekvenci, která je dána konstantou  $c$ , amplitudou a fázovým posuvem daným počátečními podmínkami. Rezonátor by měl generovat signály  $y_c(n)$  a  $y_s(n)$ , pro které definujeme počáteční podmínky.

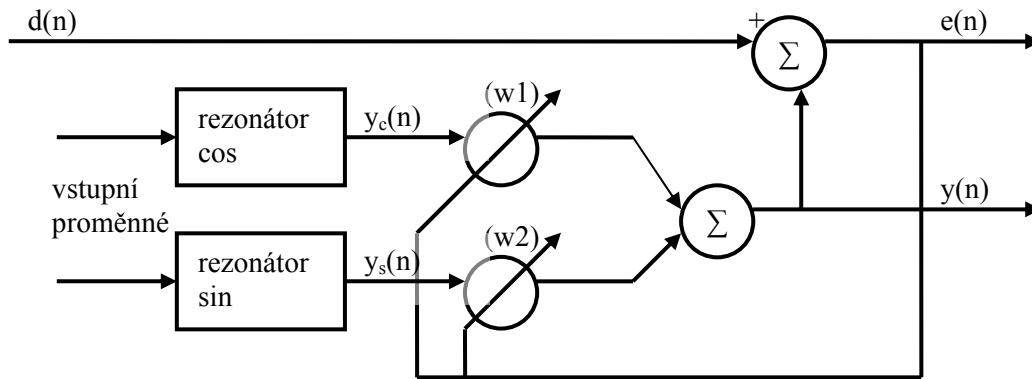
$$y_c(-1) = \cos(-2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.15)$$

$$y_c(-2) = \cos(-4 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.16)$$

$$y_s(-1) = \sin(-2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.17)$$

$$y_s(-2) = \sin(-4 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.18)$$

Generace harmonického signálu rekurzivními vzorci je elegantním řešením, protože jediné násobení a jediné odčítání je pro každý krok stejné. Lze si všimnout, že číslicový rezonátor může trpět zaokrouhlením, které můžete ovlivňovat kmitočtovou stabilitu a můžete způsobit harmonickou distorzi. Stabilita amplitudy je perfektní díky koeficientu v  $y_{(n-2)}$ . Parametry číslicových rezonátorů jsou testované v části 5. Adaptivní filtr využívající číslicový rezonátor je zobrazený na obrázku 19.

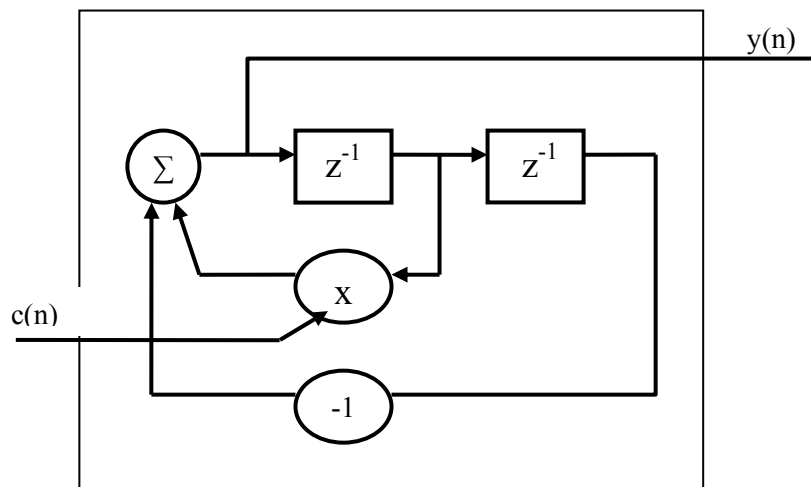


**Obrázek 19: Blokové schéma úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím číslicového rezonátoru**

#### 4.4 Úzkopásmová adaptivní zádrž s využitím dynamického číslicového rezonátoru

Tato metoda je modifikace předchozí úzkopásmové adaptivní zádrže s číslicovým rezonátorem. Změna se zde týká pouze konstanty  $c$ , která se stane proměnnou v čase. Základní frekvence, která je tvořena z dvou harmonických generátorů, tj. číslicových rezonátorů, je reprezentována vhodným parametrem  $c(n)$ .

$$c = 2 \cdot \cos(k) = 2 \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.19)$$



**Obrázek 20: Blokové schéma dynamického číslicového rezonátoru**

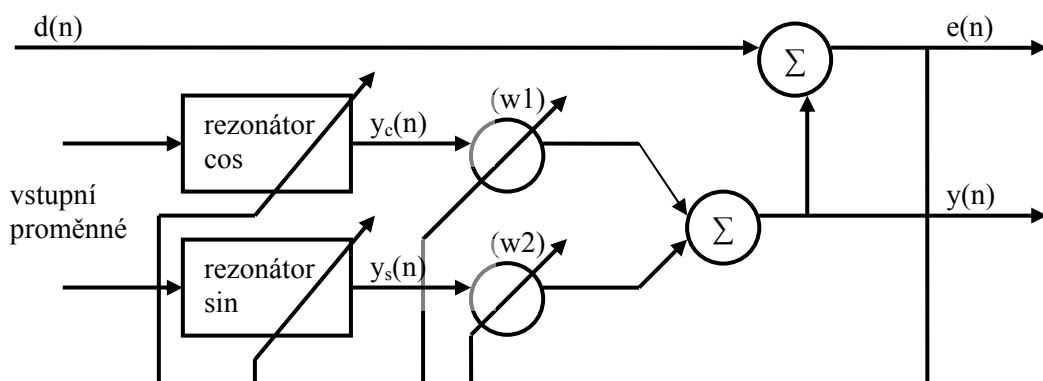
Tedž, dva harmonické signály jsou popsáné diferenčními rovnicemi

$$y_c(n) = c(n) \cdot y_c(n-1) - y_c(n-2) \quad (4.20)$$

a

$$y_s(n) = c(n) \cdot y_s(n-1) - y_s(n-2) \quad (4.21)$$

Blokové schéma úzkopásmové adaptivní zádrže s dynamickým číslicovým rezonátorem je zobrazeno na obrázku 21.



**Obrázek 21: Schéma úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím dynamického číslicového rezonátoru**

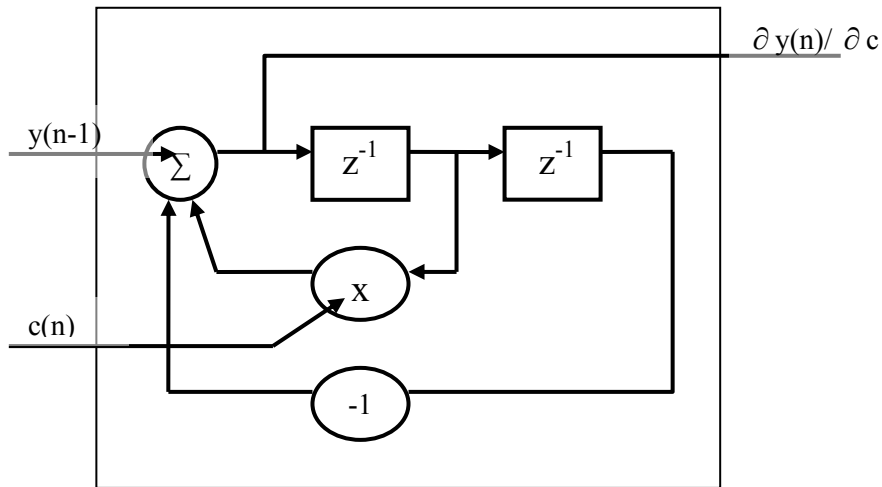
Nastavení a přizpůsobení vah  $w_1$  a  $w_2$  je stejné jako u předcházející verze úzkopásmové filtrace, který je založen na LMS algoritmu a lineárním FIR procesoru. Ovšem přizpůsobení parametru  $c(n)$  je více komplikované. Postupnými úpravami základního vzorce pro tento parametr se dostaneme ke vzorci, který je již jednoduše možno implementovat do programu. Dostaneme dva vztahy, které jsou velmi podobné vztahu (4.12) a (4.13). Pro harmonický signál  $y_c$  můžeme psát

$$\frac{\partial y_c(n)}{\partial c} = y_c(n-1) + c(n) \cdot \frac{\partial y_c(n-1)}{\partial c} - \frac{\partial y_c(n-2)}{\partial c} \quad (4.21)$$

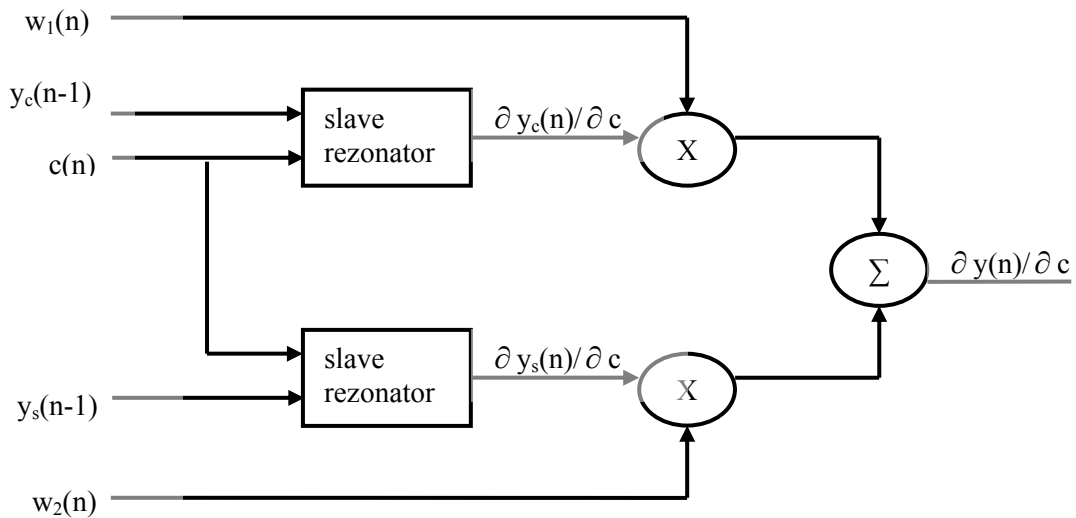
a pro harmonický signál  $y_s$

$$\frac{\partial y_s(n)}{\partial c} = y_s(n-1) + c(n) \cdot \frac{\partial y_s(n-1)}{\partial c} - \frac{\partial y_s(n-2)}{\partial c} \quad (4.22)$$

Můžeme je brát jakožto pomocné číslicové rezonátory. Jejich blokové schéma je znázorněno na obr 22.



**Obrázek 22: Dynamický číslicový rezonátor jako pomocný rezonátor**



**Obrázek 23: Detailní blokové schéma dynamického číslicového rezonátoru**

Místo označení pro derivaci  $\partial$ , budeme používat zkratku *der*. Vztah  $\partial y_s(n)/\partial c$  můžeme tedy zapsat jako *der<sub>s</sub>*. Číslicový rezonátor by měl generovat harmonické signály  $y_c(n)$ ,  $y_s(n)$ , *der<sub>s</sub>*( $n$ ) a *der<sub>c</sub>*( $n$ ), pro které definujeme počáteční podmínky.

$$y_c(-1) = \cos(-2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.23)$$

$$y_c(-2) = \cos(-4 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.24)$$

$$y_s(-1) = \sin(-2 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.25)$$

$$y_s(-2) = \cos(-4 \cdot \pi \cdot f_0 / f_{vz}) \quad (4.26)$$

$$der_c(-1) = der_s(-2) = 0 \quad (4.27)$$

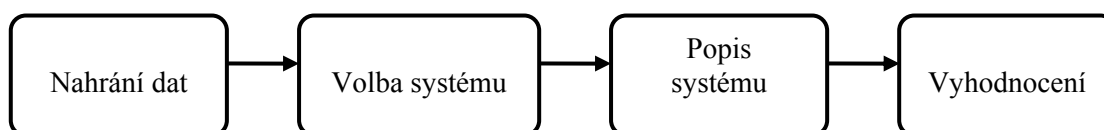
$$der_s(-1) = der_s(-2) = 0 \quad (4.28)$$

$$der_y(n) = w_1 \cdot der_c(n) - w_2 \cdot der_s(n) \quad (4.29)$$

## 5 Filtrace rušení v EKG signálu

Cílem této diplomové práce je seznámit se s různými metodami adaptivní filtrace[5] a navrhnout v programovém prostředí MATLAB různé varianty adaptivní filtrace. Následně porovnat výsledky různých metod adaptivní filtrace biologických signálů. V mém případě se jednalo se o sestavení jednoduchého rychlého adaptivního filtru pro potlačení síťového rušení. Realizace výše uvedených metod je vytvořena v programovém prostředí MATLAB verze R2006a.

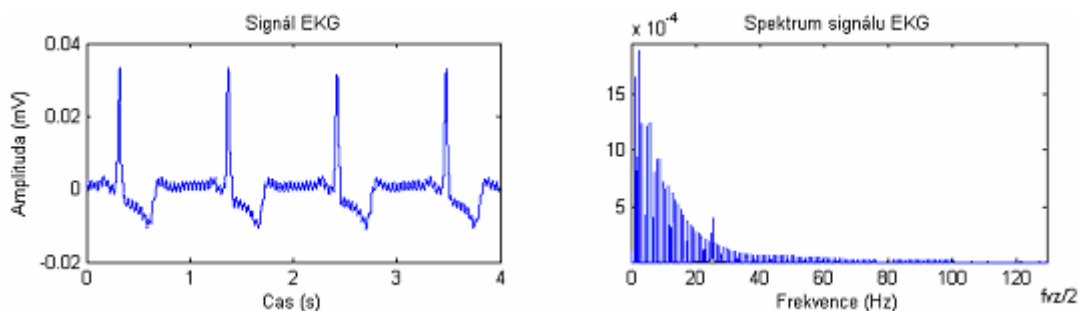
Blokové schéma na obrázku 24 ukazuje postup, kterým sem postupoval při této práci.



**Obrázek 24: Blokové schéma zpracování signálu EKG pomocí adaptivního systému**

### Nahrání dat

Pro načtení dat byla použita známá funkce *load*. Díky této funkci jsme mohli pracovat s daty v programovém prostředí. Jako vstupní matice dat byl použit soubor *ecg.mat*. Tato matice obsahovala záznam EKG signálu po dobu 16 sekund. Jeho průběh jak v časové oblasti, tak ve frekvenční oblasti je znázorněn na obrázku 25.



**Obrázek 25: Průběh čistého EKG signálu v časové a frekvenční doméně**

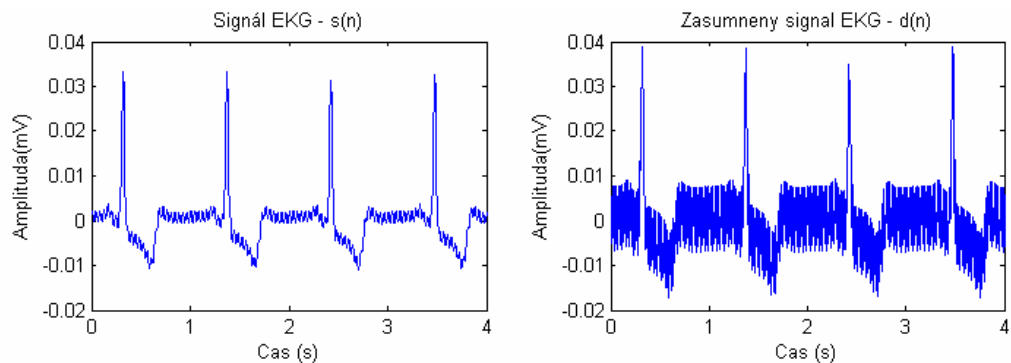
Nyní budeme pracovat se systémem, který je popsán v kapitole 4.1. Tento systém využívá dvou vstupů a jednoho výstupu.

### 5.1 Popis systému prosté adaptivní filtrace

První vstup je využit pro vstupní signál  $d(n)$ , který se skládá ze součtu čistého signálu EKG, ten je obsažen v matici *ecg.mat*, a uměle vytvořeného rušivého signálu (obrázek 26). Tento rušivý signál obsahuje dvě frekvenční složky o kmitočtech 50Hz a 100Hz. Tyto dvě složky mají různou amplitudu a fázi. Amplituda šumu byla odvozena od velikosti signálu EKG. Pomocí příkazu *max* se určila nejvyšší hodnota amplitudy. Hodnota amplitudy šumu byla zvolena jako 1/7 z maximální hodnoty amplitudy

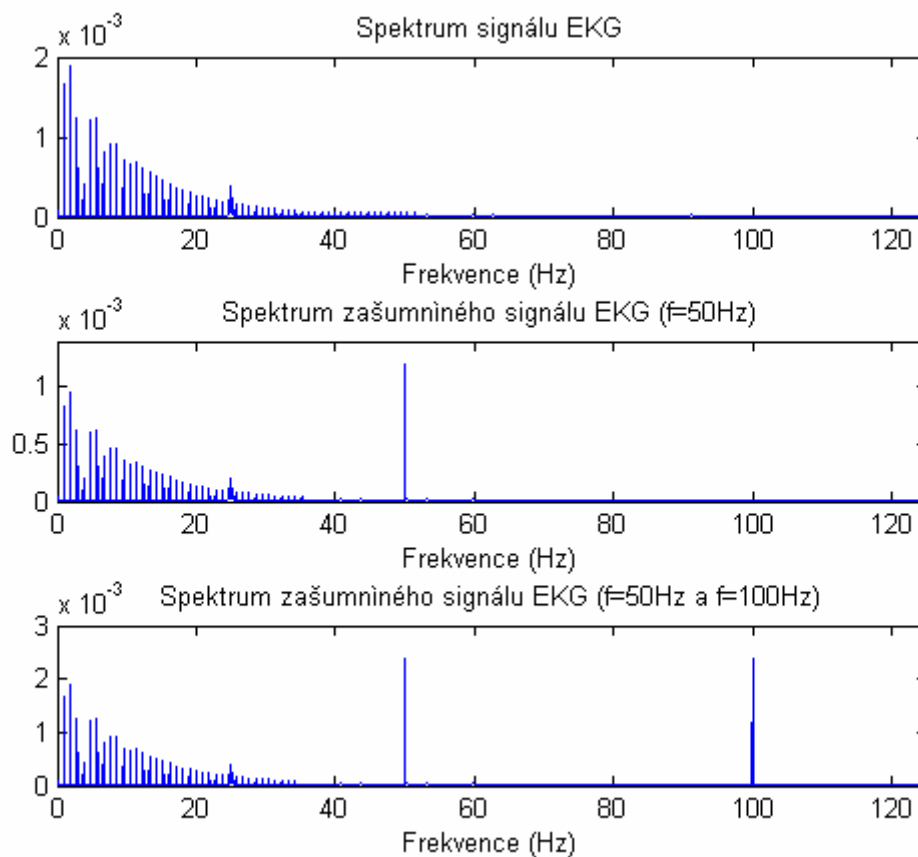


signálu. Fáze je volena pro obě frekvenční složky  $\pi/4$ . Vzorkovací frekvence byla zvolena 250Hz.



**Obrázek 26: Porovnání čistého signálu EKG a zarušeného signálu EKG**

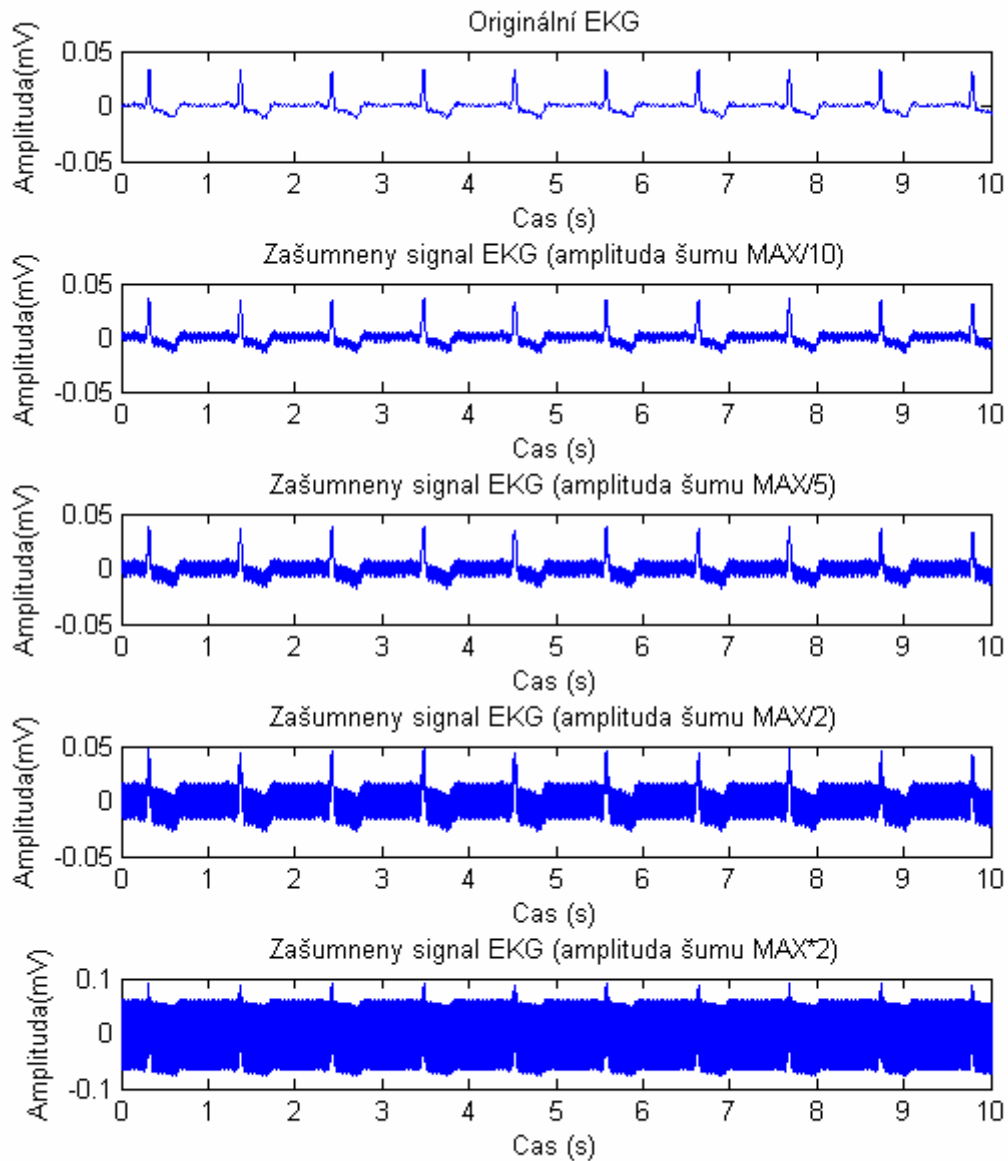
Na obrázku 27 je uvedeno spektrum signálu před zašuměním, spektrum po přidání šumu s frekvencí 50Hz a spektrum, které obsahuje frekvence 50Hz a 100Hz.



**Obrázek 27: Spektrum originálního EKG , zašuměného EKG signálu**

Pro účel této diplomové práce byly všechny použité EKG signály zašuměny s využitím různých velikostí amplitudy šumu pro dvě dané frekvence (obrázek 28). Jako první je zde zobrazen originální signál EKG bez rušení. Dále je zde signál postupně

zašuměn s amplitudou šumu, která je rovna 1/10 amplitudy signálu až po dvojnásobek amplitudy. Je patrné jak velikost šumu ovlivňuje čitelnost signálu EKG.

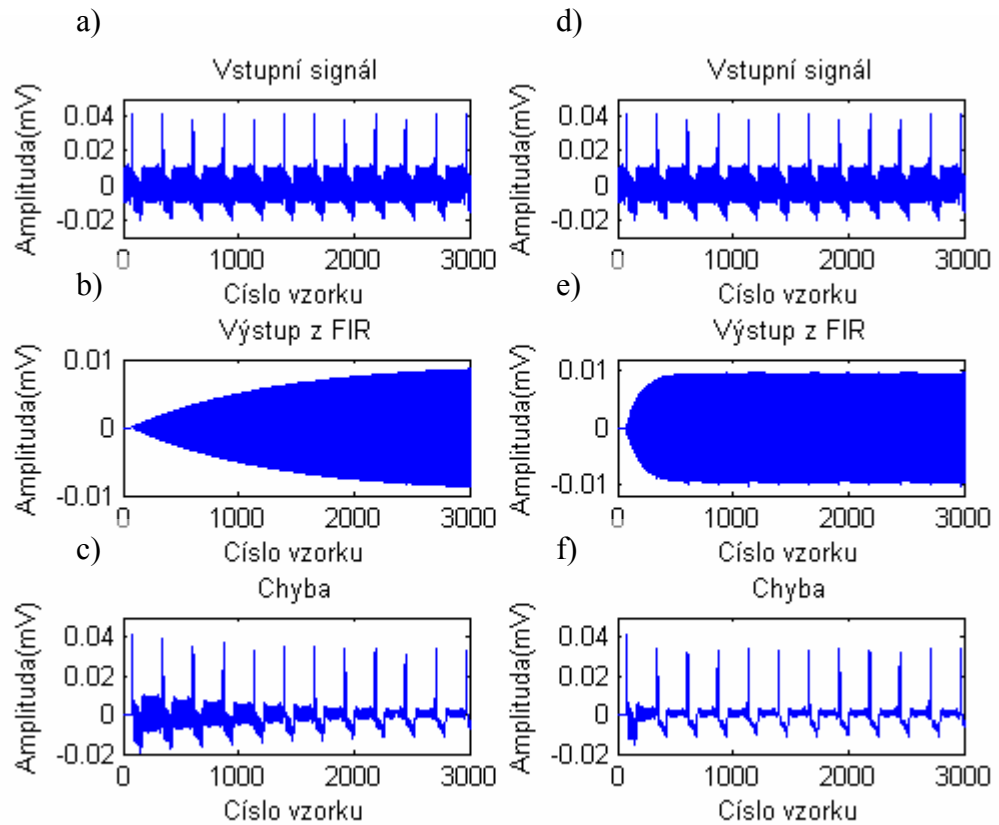


**Obrázek 28: Zašuměný EKG signál s různými hodnotami amplitudy šumu na frekvenci 50Hz a 100Hz.**

Druhý vstup je využíván pro zavedení referenčního signálu  $x(n)$ . Tento referenční signál je popsán vztahem (4.2). Amplituda signálu byla zvolena 1. Fáze signálu byla zvolena 0.

Nutné bylo definovat počáteční podmínky adaptivního filtru. Počet koeficientů filtru byl zvolen 80. Dále jsme vytvořili matici koeficientů adaptivního filtru a definovali jsme dva výstupní vektory ze systému.

Samotné srdce programu je algoritmus LMS. Algoritmus je popsán v kapitole 3.2.1. U tohoto algoritmu je velmi důležité vhodně nastavit jednotlivé parametry. Důležitým parametrem je zde vhodné zvolení konstanty určující rychlost adaptace  $\mu$ . Tato konstanta byla volena zkusmo. Obrázek 29 nám ukazuje jak velikost této konstanty ovlivňuje výstup z filtru.



**Obrázek 29: Graf závislosti výstupu filtru na volbě konstanty určující rychlost adaptace  $\mu$ : a),d) vstupní signál EKG, b) výstup z adaptivního filtru při zvolené konstantě  $\mu=0.00002$ , c) výstup ze systému a zobrazení postupného adaptování v závislosti na hodnotě  $\mu=0.00002$ , e) výstup z adaptivního filtru při zvolené konstantě  $\mu=0.0002$ , f) výstup ze systému a zobrazení postupného adaptování v závislosti na hodnotě  $\mu=0.0002$**

Vidíme zde, že při vhodné volbě konstanty  $\mu$  se systém adaptuje správně a chybový signál se blíží k nulové hodnotě. Když však zvolíme tuto konstantu vysokou může se přihodit, že náš systém nebude pracovat jako adaptivní, ale výstup bude zcela znehodnocen. Nicméně při velmi malé konstantě bude sice systém pracovat správně, ale doba adaptace se stane z časového hlediska nedostačující. Volba  $\mu$  je tedy otázkou vhodného zvolení. Pro náš systém byla tato konstanta zvolena 0.0002. Jako výstup z adaptivního systému je zde uveden chybový signál  $e(n)$ . Obecně je popsán vztahem (3.4) v kapitole 3.1. Chybový signál ukazuje jak moc byla adaptivní filtrace úspěšná. Při optimálním nastavení celého systému by měl být chybový signál stejný jako čistý signál EKG. Ale z poznatku o filtraci již víme, že každá filtrace má za následek tvarové změny signálu.

Jako výstupní signál zde ještě můžeme využít výstup z adaptivního filtru, který je obecně popsán vztahem (3.5) v kapitole 3.1.2. Popisuje konvoluci dvou signálů.

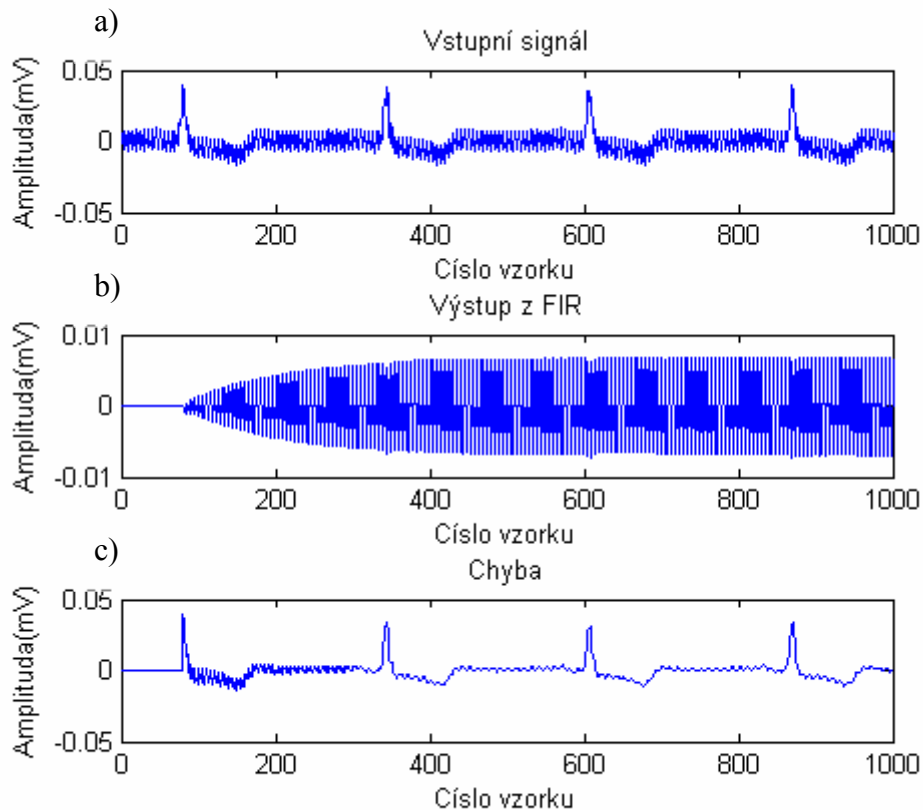
Ukázka zdrojového textu:

(algoritmus je implementován v souboru `prostá_adaptivni_filtrace.m`)

```
M=80;
```

```
w = zeros(M,1); e = []; y = [];
```

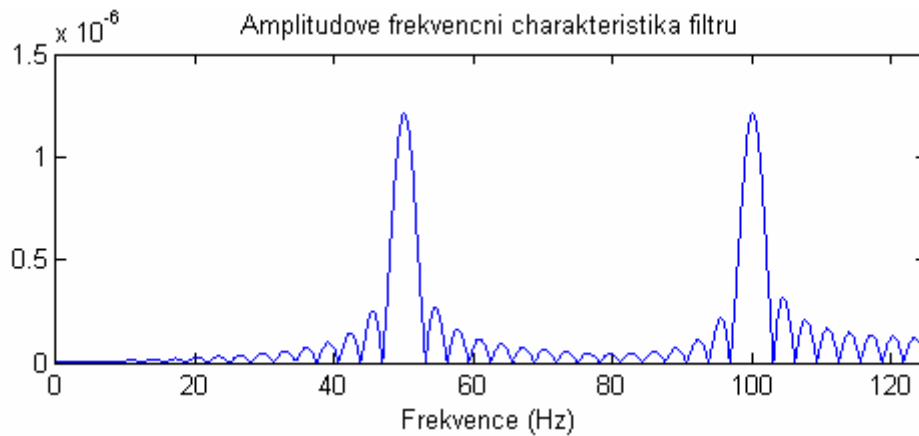
```
for k = M:N                                % LMS algoritmus
    p = x(k-M+1:k);
    y(k) = w' * p;
    e(k) = d(k) - y(k);
    w = w + 2*mi*e(k)*s;
end;
```



**Obrázek 30:** Graf ukazující na prvním obrázku vstupní zašuměný signál, na druhém výstup z adaptivního filtru a na třetím chybový signál (prvních 1000 vzorků)

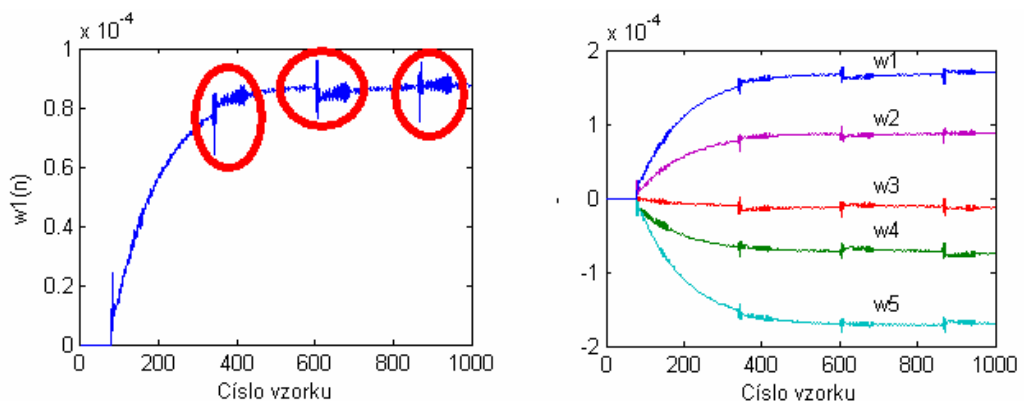
Na obrázku 30 je vidět příklad filtrace zarušeného signálu. Na podobrázku a je znázorněn zarušený signál EKG, který je pro náš systém vstupním signálem. Podobrázky b a c jsou odpovídající výstup z filtru a na podobrázku c je vidět výsledný vyfiltrovaný signál. Během prvních tří set vzorků je vidět vliv adaptace systému, kdy rušení se postupně víc a víc utlumuje.

Na obrázku 31 vidíme amplitudově-frekvenční charakteristiku našeho použitého filtru. Charakteristika je symetrická kolem  $\frac{1}{2}$  vzorkovací frekvence. Vzorkovací frekvence byla zvolena 250Hz. Vidíme, že se jedná o filtr typu pásmová propust, který propouští složky na frekvencích 50Hz a 100Hz a ostatní frekvenční složky potlačuje.



**Obrázek 31: Amplitudově frekvenční charakteristika filtru ( $f = 50\text{Hz}, f = 100\text{Hz}$ ) po ukončení adaptace (po 1000 vzorcích)**

Na obrázku 32 vlevo vidíme, jak se postupně filtr adaptuje na průběh signálu. Je zde znázorněn první koeficient adaptivního filtru. V obrázku jsou zakresleny tři útvary. Každý tento útvar obsahuje obě složky 50Hz i 100Hz. Adaptivní filtr se po každém náběhu RR intervalu rozkmitá, než se opět adaptuje. Toto nepříjemné rozkmitání se dá odstranit jedině tím, že zmenším krok adaptace  $\mu$ . Ale při zmenšení kroku adaptace se bude systém adaptovat pomaleji, tzn. Budeme muset čekat déle, než se systém ustálí. Tyto dva požadavky jdou vždy proti sobě. Proto je volba  $\mu$  vždy věcí kompromisu.



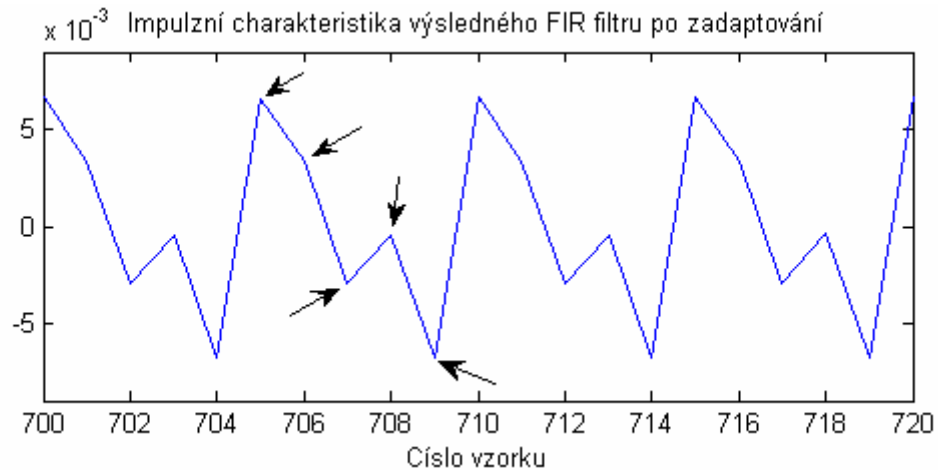
**Obrázek 32: vlevo:průběh prvního koeficientu adaptivního filtru, vpravo:průběh všech koeficientů adaptivního filtru**

Na obrázku 32 vpravo vidíme všechny koeficienty adaptivního filtru. Adaptivní filtr byl navržen s 80 koeficienty. Z impulsní charakteristiky filtru (obrázek 33) je patrné, že jen prvních pět koeficientů je různých a ostatní se již periodicky opakují. Tyto koeficienty jsou znázorněny na obrázku 32 vpravo. Hodnoty koeficientů jsou zapsány v tabulce 1.

**Tabulka 1: Hodnoty koeficientů adaptivního filtru (pro n=1000)**

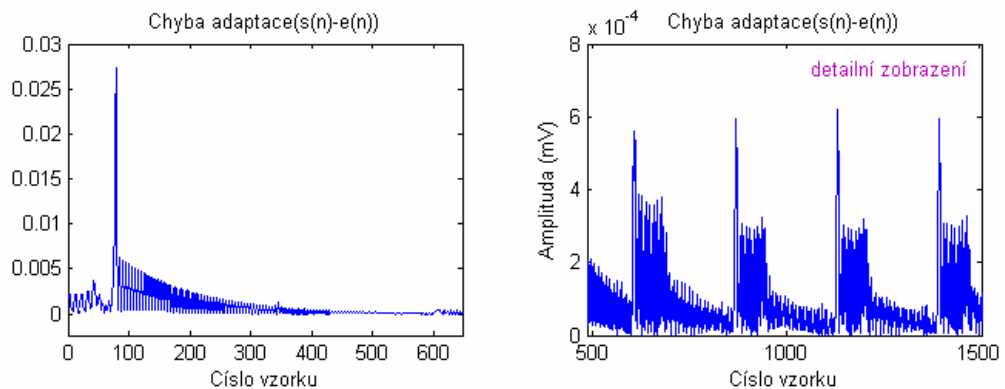
Koeficienty	$w_1$	$w_2$	$w_3$	$w_4$	$w_5$
Hodnoty	$1.7 \cdot 10^{-4}$	$8.8 \cdot 10^{-5}$	$-1.2 \cdot 10^{-5}$	$-7.4 \cdot 10^{-5}$	$-1.7 \cdot 10^{-4}$

Na obrázku 33 je znázorněna impulsní charakteristika filtru po zadaptování a s vyznačenými koeficienty. Tyto koeficienty jsou zapsané v tabulce 1.



**Obrázek 33: Impulsní charakteristika adaptivního filtru s vyznačenými pěti stále se opakujícími koeficienty**

Z obrázku 34 můžeme odečíst absolutní chybu. Je zřejmé, že největší chybu systém zaznamenal kolem 80 vzorku. Tuto hodnotu však nemůžeme počítat do výsledků. Systém se totiž adaptoval až kolem 1000 vzorku. Zde byla tato hodnota již o dva řády nižší. Z detailního zobrazení chyby lze usoudit, že při každém RR intervalu se chyba nejprve zvýší, následně dojde k adaptaci a chyba se vrátí opět na své minimum

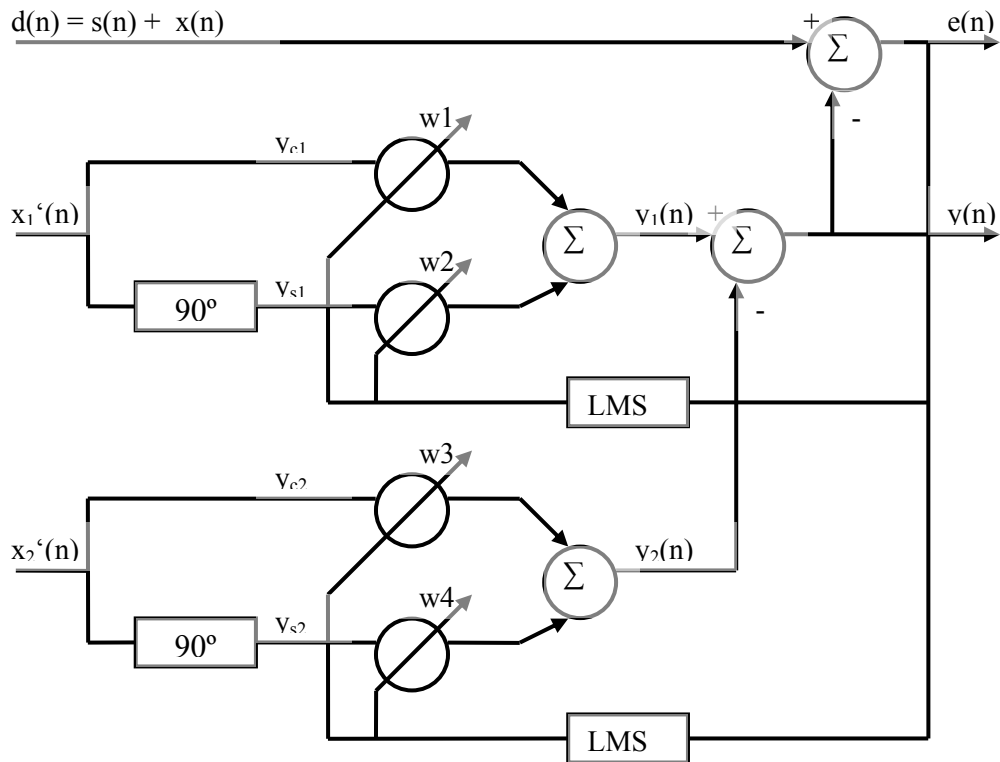


**Obrázek 34: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách**

## 5.2 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže

Jako druhý systém, který budeme realizovat a testovat je uveden v kapitole 4.2. Tento systém obecně navržen na filtraci rušení jedné filtrační složky. V našem případě je čistý signál rušen dvěma složkami o frekvencích 50Hz a 100Hz. Tento filtr obsahuje dva koeficienty. Filtr je schopen odfiltrout jen jednu nežádoucí složku. Při zavedení referenčního signálu s více složkami již tento adaptivní filtr není schopen tyto složky

dostatečně potlačit. Upravíme obecné schéma pro náš případ. Tato změna je vidět na obrázku 35. Místo jednoho referenčního vstupu, který by obsahoval obě frekvenční složky, jsme zavedli dva referenční vstupy. První referenční vstup zavádí do systému složku 50Hz a druhý 100Hz. Tato modifikace zapojení již umožní daný signál EKG lépe odfiltrovat od těchto nežádoucích složek.



**Obrázek 35: Blokové schéma modifikovaného adaptivního systému implementujícího kompenzační metodu**

Tento systém využívá tři vstupy a dva výstupy. První vstup je využit pro vstupní signál  $d(n)$ , který se skládá ze součtu čistého signálu EKG a uměle vytvořeného rušivého signálu. Tento rušivý signál obsahuje dvě frekvenční složky o kmitočtech 50Hz a 100Hz. Tyto dvě složky mají různou amplitudu a fázi. Amplituda šumu byla odvozena od velikosti signálu EKG. Hodnota amplitudy šumu byla zvolena jako 1/5 z maximální hodnoty amplitudy signálu. Pro frekvenční složku 50Hz byla zvolena počáteční fáze  $\pi/4$ . Pro složku 100Hz byla zvolena počáteční fáze  $\pi/7$ . Vzorkovací frekvence byla zvolena 250Hz.

Druhý a třetí vstup je využíván pro zavedení referenčního signálu  $x'(n)$ . Tento referenční signál je popsán vztahem (4.4). Amplituda signálu byla zvolena 1. Fáze signálu byla zvolena 0. Frekvence signálu  $x'_1(n)$  byla zvolena 50Hz a signálu  $x'_2(n)$  byla zvolena 100Hz. Signály, které vstupují do filtru jsou popsány vztahem (4.5) a vztahem (4.6) v kapitole 4.2. Součtem signálů  $y_1(n)$  a  $y_2(n)$  dostaneme výsledný signál  $y(n)$ . Chybový signál je popsán vztahem (3.4) v kapitole 3.1.

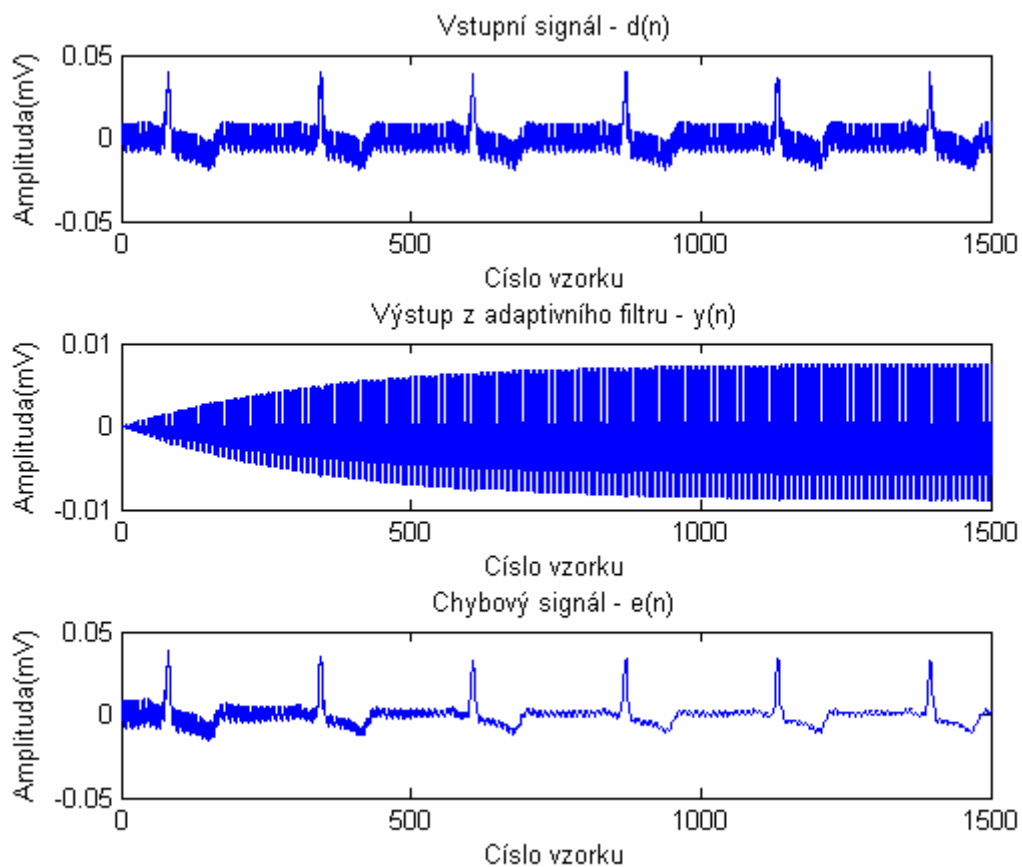
Nutné bylo definovat počáteční podmínky adaptivního filtru. Pro tento systém je zapotřebí dvou filtrů. Pro každý filtr byly zvoleny dva koeficienty.

Ukázka zdrojového textu:

```
w = [0 0 0 0]; y1 = []; y2 = []; y = []; e = [];
```

```
for k = 1:1:length(s)
    y1(k) = w(1)*yc1(k) + w(2)*ys1(k);
    y2(k) = w(3)*yc2(k) + w(4)*ys2(k);
    y(k) = y1(k) + y2(k);
    e(k) = d(k) - y(k);
    w(1) = w(1) + 2*mi*e(k)*yc1(k);
    w(2) = w(2) + 2*mi*e(k)*ys1(k);
    w(3) = w(3) + 2*mi*e(k)*yc2(k);
    w(4) = w(4) + 2*mi*e(k)*ys2(k);
end
```

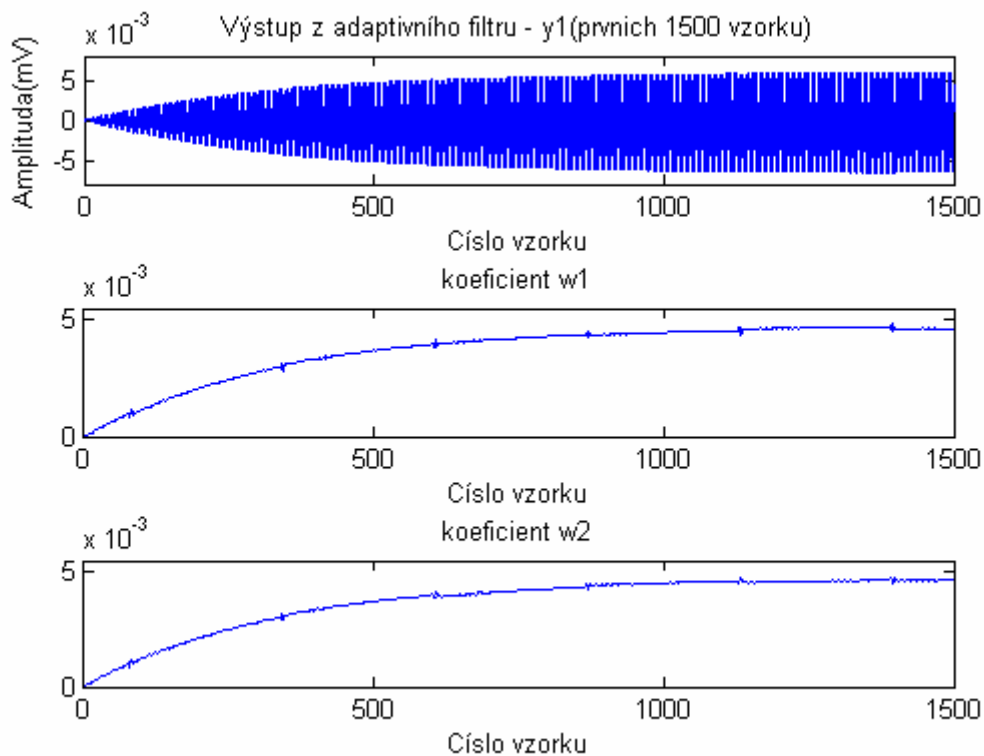
Tento algoritmus je implementován v souboru Notch\_filtrace.m



**Obrázek 36: Graf ukazující na prvním obrázku vstupní zašuměný signál, na druhém výstup z adaptivního filtru a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1500 vzorků)**

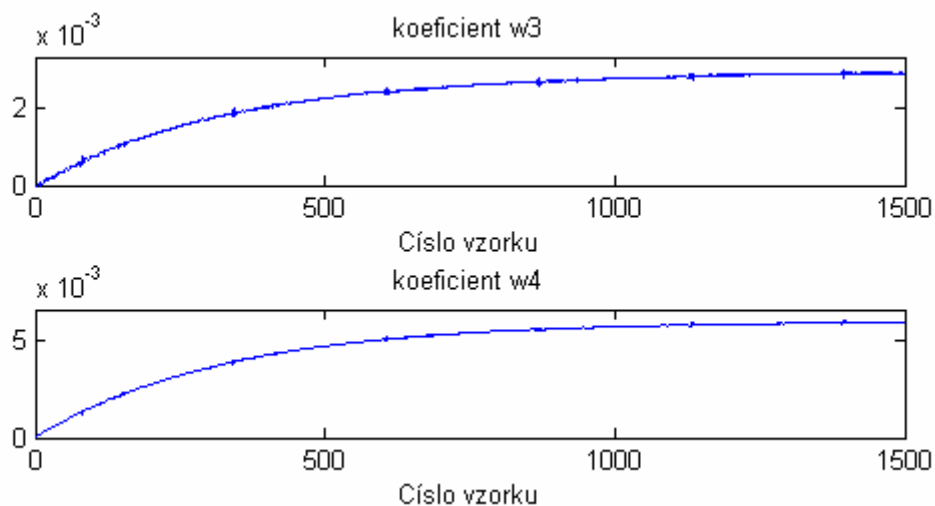
Na obrázku 36 je vidět příklad filtrace zarušeného signálu. Na podobrázku a je znázorněn vstupní zarušený signál. Podobrázku b je odpovídající výstup z filtru a na podobrázku c je vidět výsledný vyfiltrovaný signál. Během prvních pěti set vzorků je vidět vliv adaptace systému, kdy rušení se postupně víc a víc utlumuje.





**Obrázek 37: Výstupní charakteristika adaptivního filtru a zobrazení koeficientů filtru**

Na obrázku 37 lze vidět výstupní charakteristiku adaptivního filtru. Následující dva grafy ukazují průběh koeficientů filtru  $w_1$  a  $w_2$ . Z tohoto obrázku je patrné, jak se postupně filtr adaptuje na průběh signálu.



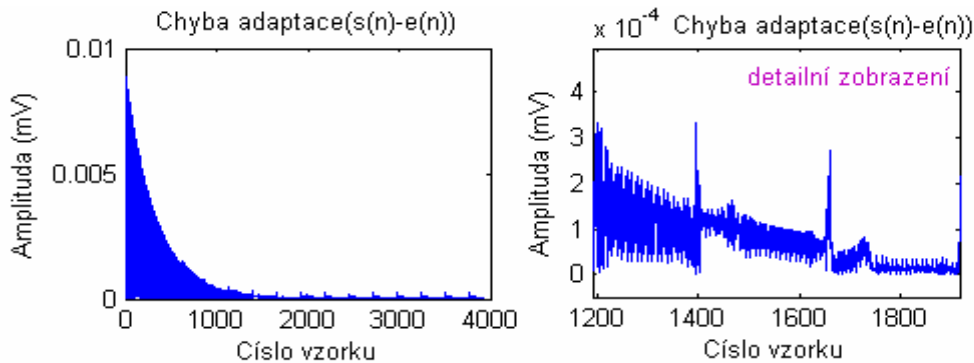
**Obrázek 38: Koeficienty adaptivního filtru**

Na obrázku 38 jsou zobrazeny koeficienty druhého adaptivního filtru. Tyto koeficienty se od sebe navzájem liší. První filtr odstraňuje z užitečného signálu síťové rušení o frekvenční složce 50Hz. Druhý filtr odstraňuje síťové rušení o frekvenční složce 100Hz. Hodnoty těchto koeficientů jsou zapsány v tabulce 2.

**Tabulka 2: Hodnoty koeficientů adaptivního filtru**

Koeficienty	$w_1$	$w_2$	$w_3$	$w_4$
Hodnoty	4.6 e-3	4.8 e-3	2.9 e-3	5.96 e-3

Koeficienty filtru jsou postupně nastavovány. Od určité doby se tyto koeficienty mění jen nepatrně. Závisí na vhodném zvolení konstanty  $\mu$ . Na hodnotách uvedených v tabulce se systém adaptuje a potlačuje ve vstupním signálu ty složky, které přivádíme na referenční vstup adaptivního systému.



**Obrázek 39: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách**

Z obrázku 39 můžeme odečíst absolutní chybu. Systém se adaptuje kolem 1500 vzorku. Zde byla tato hodnota již o tři řády nižší. Z detailního zobrazení chyby lze usoudit, že při každém RR intervalu se chyba nejprve zvýší, následně dojde k adaptaci a chyba se vrátí opět na své minimum.

### 5.3 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím číslicového rezonátoru

Třetí systém, který budeme realizovat a testovat je uveden v kapitole 4.3. Systém popsáný v této kapitole využívá tří vstupů a dvou výstupů. Systém je obecně navržen na filtraci rušení jedné filtrační složky. V našem případě se jedná o rušení s frekvenční složkou o kmitočtu 50Hz. Amplituda šumu byla odvozena od velikosti vstupního signálu. Odvození je popsáno na začátku této kapitoly.

První vstup je využit pro vstupní signál  $d(n)$ , který se skládá ze součtu čistého signálu EKG a uměle vytvořeného rušivého signálu. Tento rušivý signál obsahuje frekvenční složku o kmitočtu 50Hz. Amplituda šumu byla odvozena od velikosti signálu EKG. Hodnota amplitudy šumu byla zvolena jako 1/2 z maximální hodnoty amplitudy signálu. Pro frekvenční složku 50Hz byla zvolena počáteční fáze  $\pi/4$ . Vzorkovací frekvence byla zvolena 500Hz.

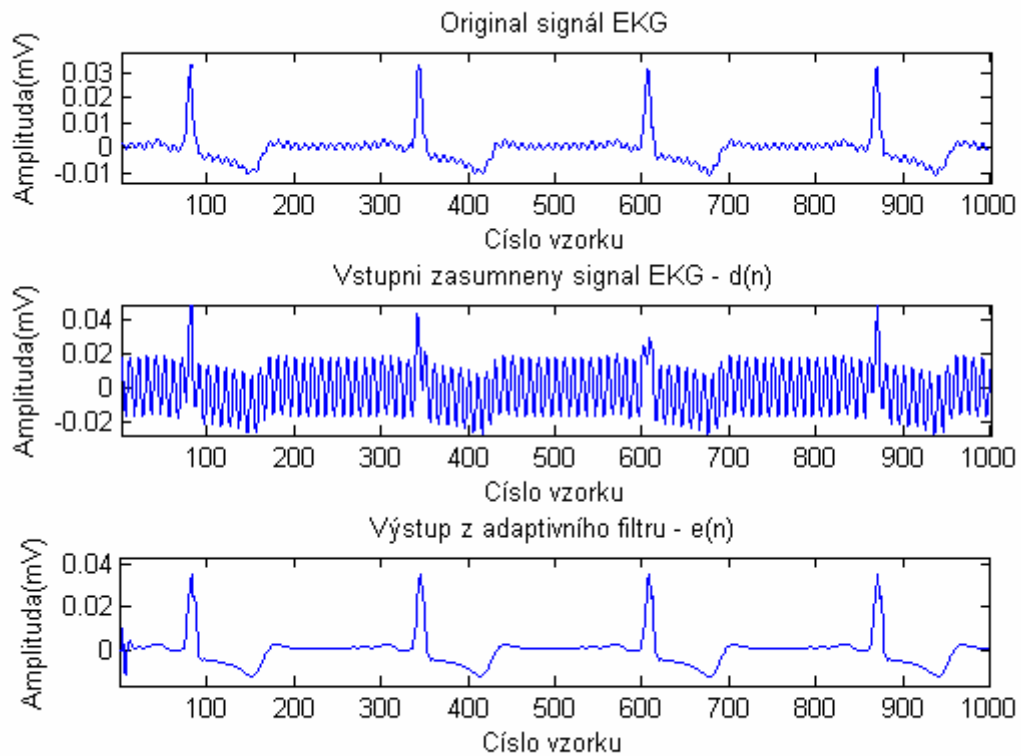
Druhý a třetí vstup je využíván pro zavedení referenčního signálu. Tento signál je generován pomocí číslicových rezonátorů. Číslicový rezonátor produkuje harmonický signál o frekvenci, která je dána konstantou  $c$ , amplitudou a fázovým posuvem daným počátečními podmínkami. Číslicový rezonátor by měl generovat signály  $y_c(n)$  a  $y_s(n)$ , pro které definujeme počáteční podmínky. Ty jsou uvedeny v kapitole 4.3. Signály, které vstupují do filtru jsou popsány vztahem (4.12) a vztahem (4.13) v kapitole 4.3. Součtem

signálů  $y_1(n)$  a  $y_2(n)$  dostaneme výsledný signál  $y(n)$ . Chybový signál je popsán vztahem (3.4) v kapitole 3.1.

Ukázka zdrojového textu: (algoritmus je implementován v souboru Rezonator.m)

```
yc = []; ys = []; y = []; e = []; w = [0 0];
yc(2) = cos(-4*pi*f0/fvz); yc(1) = cos(-2*pi*f0/fvz);
ys(2) = sin(-4*pi*f0/fvz); ys(1) = sin(-2*pi*f0/fvz);

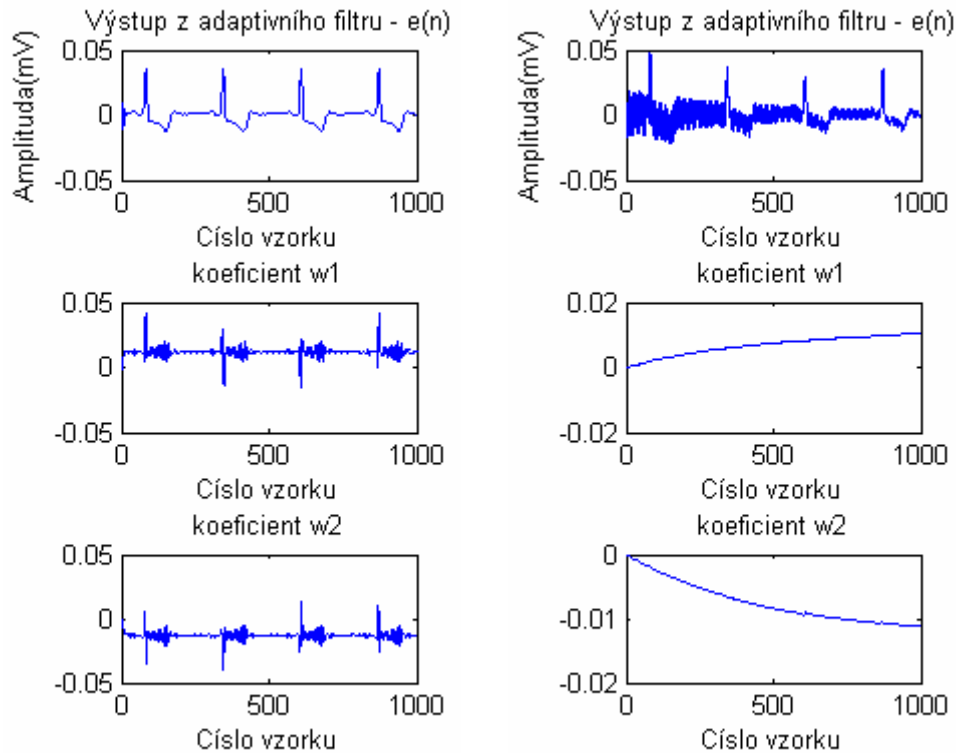
for n = 3:1:length(s)
    ys(n) = c*ys(n-1) - ys(n-2);
    yc(n) = c*yc(n-1) - yc(n-2);
    y(n) = w(1)*yc(n) + w(2)*ys(n);
    e(n) = d(n) - y(n);
    w(1) = w(1) + 2*mi*e(n)*yc(n);
    w(2) = w(2) + 2*mi*e(n)*ys(n);
    v1(n) = w(1); v2(n) = w(2);
end;
```



**Obrázek 40:** Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém vstupní zašuměný signál a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků)

Obrázek 40 ukazuje příklad filtrace zarušeného signálu. Na podobrázku a je znázorněn reálný signál EKG. Podobrázku b odpovídá vstupnímu signálu a na podobrázku c je vidět výsledný vyfiltrovaný signál. Během prvních třiceti vzorků je vidět vliv adaptace systému a poté se signál již adaptuje.

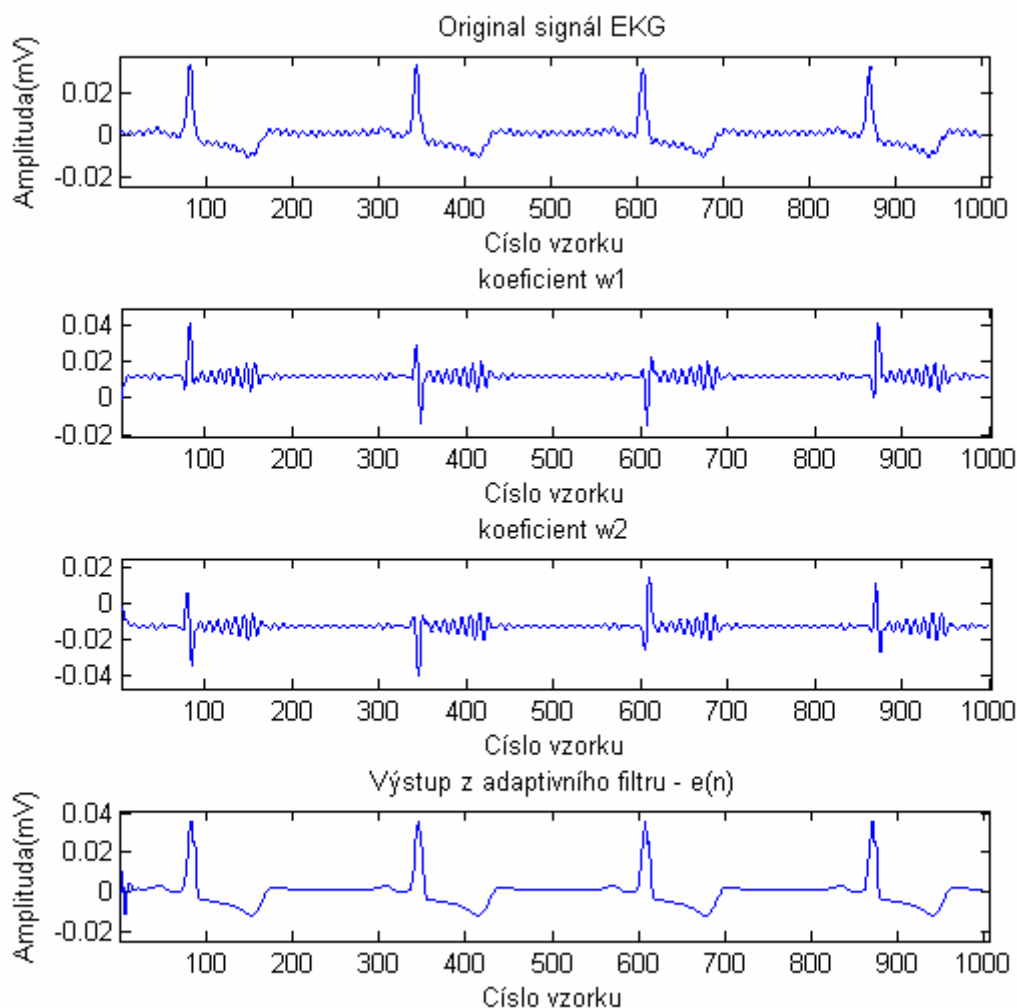
Samotné srdce programu je zde algoritmus LMS. Jako u předchozích typů adaptivní filtrace je zde velmi důležité vhodně nastavit jednotlivé parametry. Jedním z nejdůležitějších parametrů je konstanta určující rychlost adaptace  $\mu$ . Konstanta byla volena zkusmo. Obrázek 41 nám ukazuje, jak velikost této konstanty ovlivňuje výstup z filtru.



**Obrázek 41: Graf závislosti výstupu filtru na volbě konstanty určující rychlost adaptace  $\mu$ : a) výstup z adaptivního filtru při volbě konstanty  $\mu=0.2$ , b) zobrazení koeficientu  $w_1$  c) zobrazení koeficientu  $w_2$  d) výstup z adaptivního filtru při volbě konstanty  $\mu=0.002$ , e) zobrazení koeficientu  $w_1$  f) zobrazení koeficientu  $w_2$**

Vidíme zde, že při vhodné volbě konstanty  $\mu$  se systém adaptuje správně a chybový signál se blíží k nulové hodnotě. Pokud však zvolíme tuto konstantu nevhodně, nedejde k adaptaci signálu. Nicméně při velmi malé konstantě bude sice systém pracovat správně, ale doba adaptace se stane z časového hlediska nedostačující. Volba  $\mu$  je tedy otázkou vhodného zvolení. Pro náš systém byla tato konstanta zvolena 0.2.

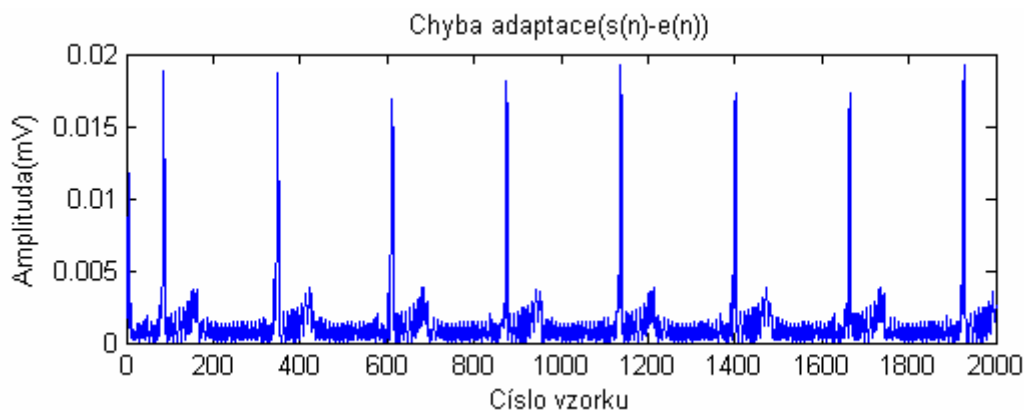
Jako výstup z adaptivního systému je zde uveden chybový signál  $e(n)$ . Obecně je popsán vztahem (3.4) v kapitole 3.1. Chybový signál ukazuje jak moc byla adaptivní filtrace úspěšná. Při optimálním nastavení celého systému by měl být chybový signál stejný jako čistý signál EKG. Ale z poznatku o filtraci již víme, že každá filtrace má za následek tvarové změny signálu.



**Obrázek 42: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém a třetím jsou ukázány koeficienty adaptivního filtru a na čtvrtém obrázku je ukázán chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků)**

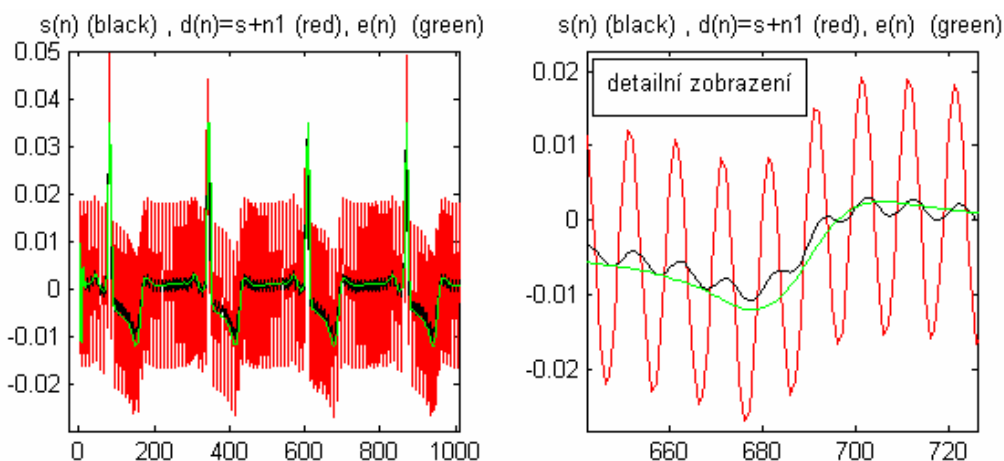
Na obrázku 42 lze vidět průběhy koeficientů filtru  $w_1$  a  $w_2$ . Je patrné, že při každém náběhu R vlny se adaptivní filtr rozkmitá, než se opět adaptuje. Toto rozkmitání lze potlačit opět pouze tím, že zmenším krok adaptace  $\mu$ . Tím se bude systém adaptovat pomaleji, což povede k delšímu ustálení. Volba  $\mu$  je tedy opět věcí kompromisu mezi rychlostí adaptace a kvalitou výsledného signálu.

Na obrázku 43 je vidět adaptaci systému z kapitoly 4.3. Je patrné, že systém se adaptuje hned po spuštění systému a jeho hodnota se výrazně nemění jak tomu bylo u systému z kapitoly 4.2. Je také vidět, že při každém RR intervalu se chyba nejprve zvýší a následně dojde k adaptaci a chyba se zmenší o dva řády.



**Obrázek 43: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách pro systém uvedený v kapitole 4.3**

Na obrázku 44 jsou znázorněny tři signály, které jsou barevně odlišeny. Originální signál je znázorněn černou barvou. Zašuměný signál je znázorněn červeně a chybový signál je znázorněn zeleně. Jak je patrné z detailního zobrazení, filtrace signálu proběhla úspěšně. Signál je zbaven rušivé složky o frekvenci 50Hz. Signál je vyhlazen, ale došlo k tvarovým změnám.



**Obrázek 44: Srovnání vstupních a výstupních signálů pro systém, který je uveden v kapitole 4.3**

## 5.4 Popis systému úzkopásmové adaptivní zádrže s využitím dynamického číslicového rezonátoru

Čtvrtý systém, který budeme realizovat a testovat je popsán v kapitole 4.4. Jedná se o modifikaci systému z kapitoly 4.3. Modifikace spočívá v přeměně konstanty  $c$  na parametr  $c(n)$ . Využívá dynamický číslicový rezonátor.

Systém využívá tři vstupů a dvou výstupů jako u předchozího systému. První vstup je využit pro vstupní signál  $d(n)$ , který se skládá ze součtu čistého signálu EKG a uměle vytvořeného rušivého signálu. Tento rušivý signál obsahuje frekvenční složku o kmitočtu 100Hz. Amplituda šumu byla odvozena od velikosti signálu EKG a je popsána na začátku kapitoly. Hodnota amplitudy šumu byla zvolena jako 1/2 z maximální hodnoty amplitudy signálu. Pro frekvenční složku 100Hz byla zvolena počáteční fáze  $\pi/4$ . Vzorkovací frekvence byla zvolena 500Hz.

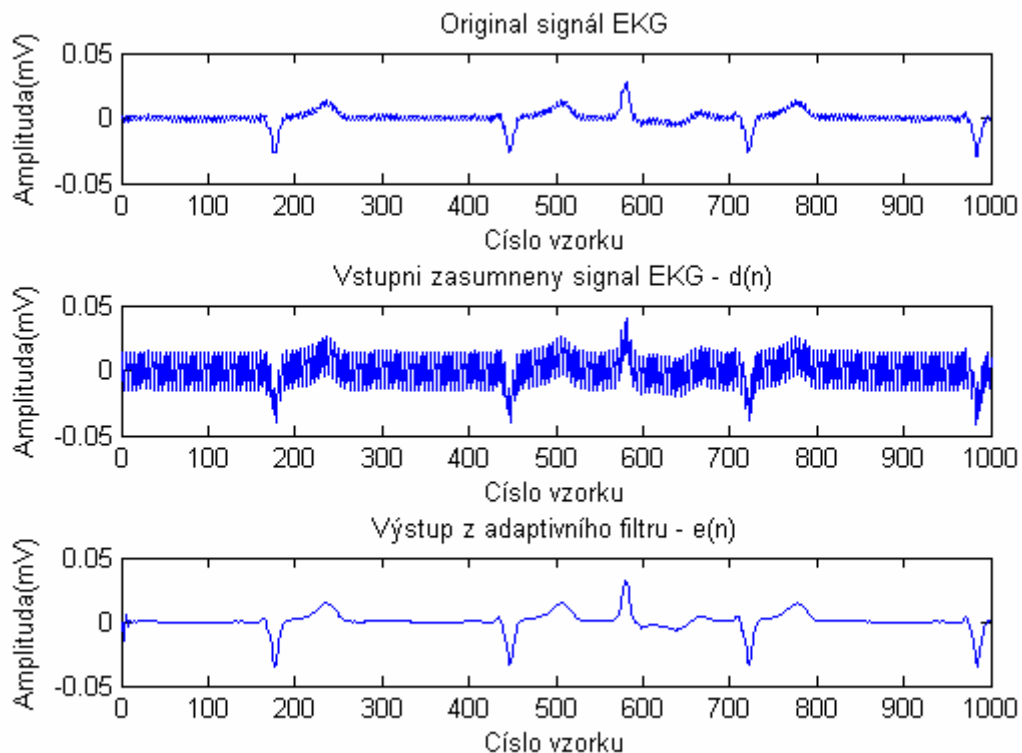
Ukázka zdrojového textu:

(algoritmus je implementován v souboru Rezonator\_Variable\_C.m)

```
yc = []; ys = []; y = []; e = []; w = [0 0];

yc(2) = cos(-4*pi*f0/fvz); yc(1) = cos(-2*pi*f0/fvz);
ys(2) = sin(-4*pi*f0/fvz); ys(1) = sin(-2*pi*f0/fvz);
deryc(1) = 0; deryc(2) = 0; derys(1) = 0; derys(2) = 0;

for n = 3:1:length(s)
    ys(n) = c(n)*ys(n-1) - ys(n-2);
    yc(n) = c(n)*yc(n-1) - yc(n-2);
    y(n) = w(1)*yc(n) + w(2)*ys(n);
    e4(n) = d(n) - y(n);
    w(1) = w(1) + 2*mi*e4(n)*yc(n);
    w(2) = w(2) + 2*mi*e4(n)*ys(n);
    deryc(n) = c(n)*deryc(n-1) - deryc(n-2);
    derys(n) = c(n)*derys(n-1) - derys(n-2);
    dery(n) = w(1)*deryc(n) - w(2)*derys(n);
    c(n+1) = c(n) + 2*Beta*e4(n)*dery(n);
end;
```

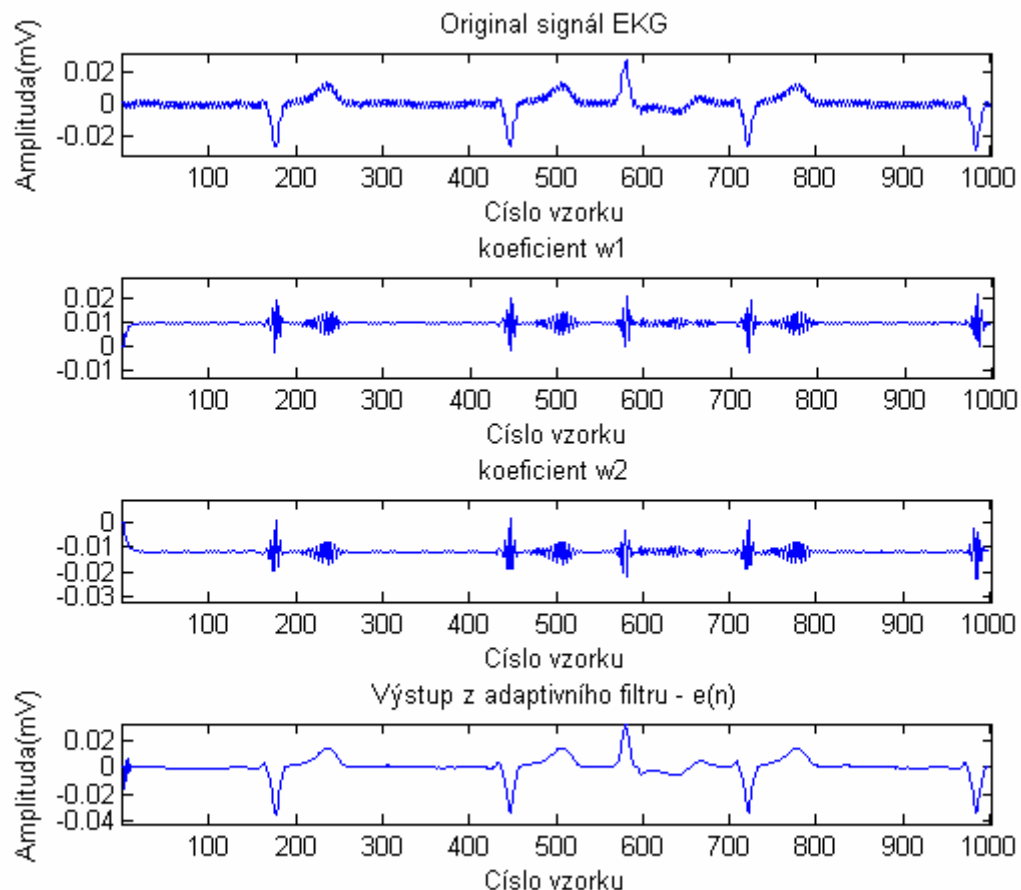


**Obrázek 45: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém vstupní zašuměný signál a na třetím chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků)**

Obrázek 45 ukazuje příklad filtrace zarušeného signálu. Na podobrázku a je znázorněn reálný signál EKG. Podobrázky b odpovídá vstupnímu zarušenému signálu a

na podobrázku *c* je vidět výsledný vyfiltrovaný signál. Během prvních dvaceti vzorků je vidět vliv adaptace systému a poté se signál již adaptuje.

Rychlost adaptace je zde ovlivněna stejně jako v předchozím případě konstantou určující rychlost adaptace  $\mu$ . Konstanta byla volena zkusmo a vyšla 0,2. Možnost volby je znázorněna na obrázku 41. Její popis je též uveden pod daným obrázkem.

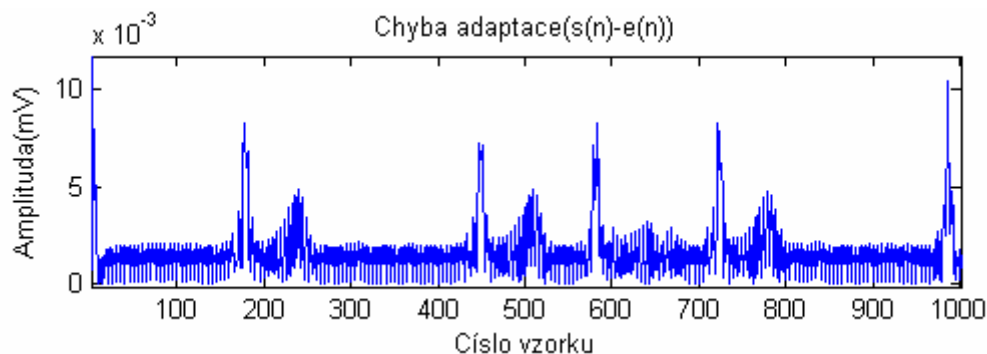


**Obrázek 46: Graf ukazující na prvním obrázku originální signál, na druhém a třetím jsou ukázány koeficienty adaptivního filtru a na čtvrtém obrázku je ukázán chybový signál (bráno na prvních 1000 vzorků)**

Na obrázku 46 jsou zobrazeny průběhy koeficientů filtru  $w_1$  a  $w_2$ . Systém se adaptuje kolem dvacátého vzorku a při každém náběhu R vlny se nejprve rozkmitá, než se adaptuje. Rozkmitání lze potlačit opět pouze tím, že zmenším krok adaptace  $\mu$ . Tím se bude systém adaptovat pomaleji, což povede k delšímu ustálení. Volba  $\mu$  je tedy opět věcí kompromisu mezi rychlostí adaptace a kvalitou výsledného signálu. Při porovnání s předchozím systémem došlo ke zlepšení průběhu a signál se více podobá originálnímu signálu. Porovnání všech systémů je popsáno na konci této kapitoly, kde se srovnávali jednotlivé metody.

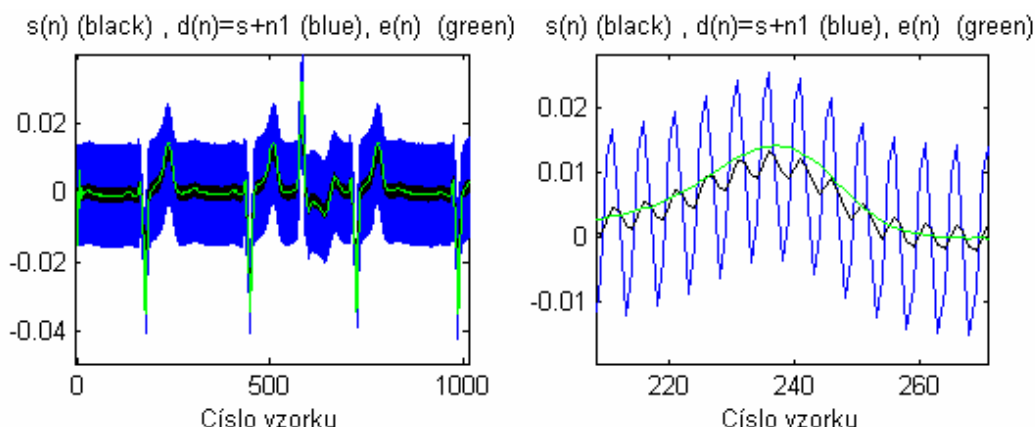
Na obrázku 47 je vidět adaptaci systému. Při každém náběhu R vlny se systém rozkmitá a následně dojde k jeho adaptaci. Je patrné, že systém se adaptuje hned po spuštění systému a nedochází k velkému rozptylu chyby.





**Obrázek 47: Chyba adaptace uvedená v absolutních hodnotách pro systém uvedený v kapitole 4.4**

Na obrázku 48 jsou znázorněny tři signály, které jsou barevně odlišeny. Originální signál je znázorněn černou barvou. Zašuměný signál je znázorněn modře a chybový signál je znázorněn zeleně. Z detailního zobrazení, které je ukázáno na pravém obrázku, filtrace signálu proběhla úspěšně. Signál je zbaven rušivé složky o frekvenci 100Hz, ale nevýhodou je zanesení tvarového zkreslení. Ovšem i přes toto zkreslení došlo ke zlepšení výsledného signálu, což je úkolem našich systémů pro adaptivní filtraci.

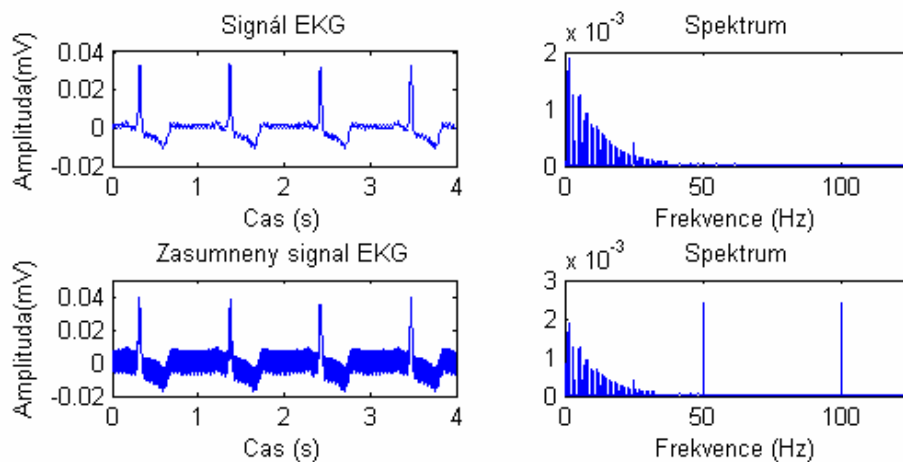


**Obrázek 48: Srovnání vstupních a výstupních signálů pro systém, který je uveden v kapitole 4.4.**

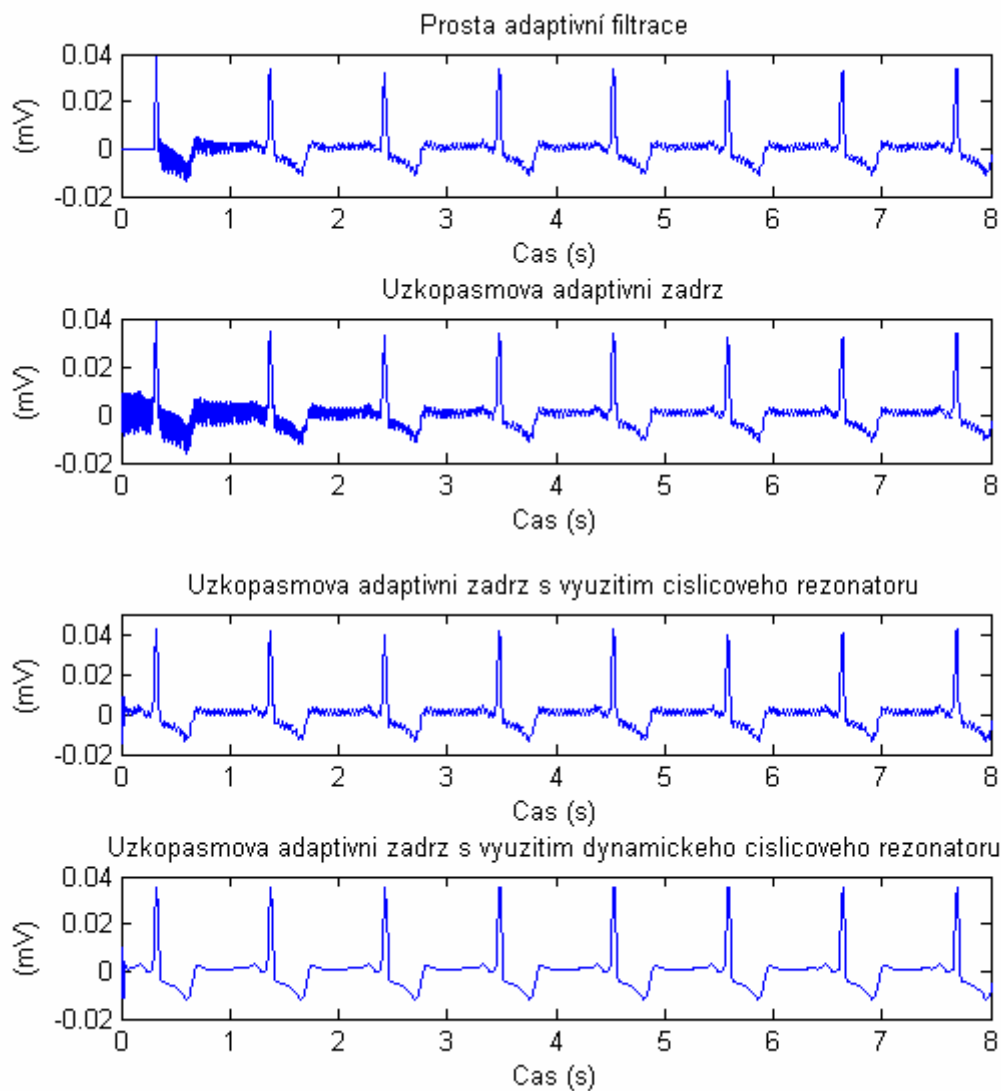
## 5.5 Porovnání systémů

Na obrázku 49 je vlevo nahoře znázorněn reálný signál EKG. Vpravo nahoře je znázorněno spektrum signálu. Ze spektra je patrné, že signál není příliš rušen frekvenční složkou o 50Hz. Pokud signál uměle zarušíme, tak se ve spektru objeví výrazné špičky právě na frekvenčních složkách 50Hz a 100Hz. Pro porovnání realizovaných systémů v této diplomové práci vezmeme reálný signál EKG, který necháme projít všemi filtry.

Zobrazení výstupů z jednotlivých systémů je zobrazeno na obrázku 50. Popis je uveden vždy nad příslušným grafem a jednotlivé systémy jsou popsány v kapitole 4. Vyhodnocení těchto systémů je popsáno dále na konci kapitoly.



**Obrázek 49:** Vlevo nahoře je zobrazen reálný signál EKG a napravo je zobrazeno spektrum signálu, vlevo dole je signál zarušen a napravo je zobrazeno spektrum signálu s výraznými složkami na 50Hz a 100Hz.



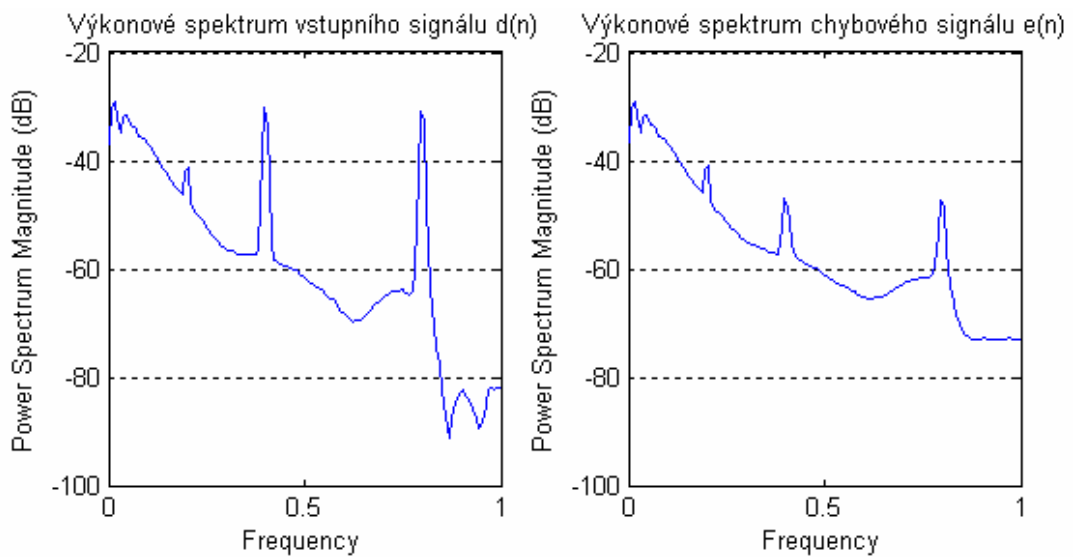
**Obrázek 50:** Porovnání jednotlivých systému z kapitoly 4

Obrázek 50 nám umožňuje srovnání jednotlivých systémů. Podobrázek a nám ukazuje výstup ze systému prosté adaptivní filtrace. Čas systému potřebný pro zadaptování je kolem dvou sekund. Podobrázek b ukazuje výstup ze systému úzkopásmové adaptivní zadrž. Čas potřebný pro zadaptování tohoto systému je kolem tří sekund. Podobrázek c ukazuje úzkopásmovou adaptivní zadrž s využitím číslicového rezonátoru. Čas pro zadaptování je velmi krátký oproti předchozímu systému, řádově desetiny sekundy. Na podobrázku d vidíme úzkopásmovou adaptivní zadrž s využitím dynamického číslicového rezonátoru. Čas potřebný pro adaptaci tohoto systému je řádově stejný jako předchozí systém a tj. desetiny sekundy.

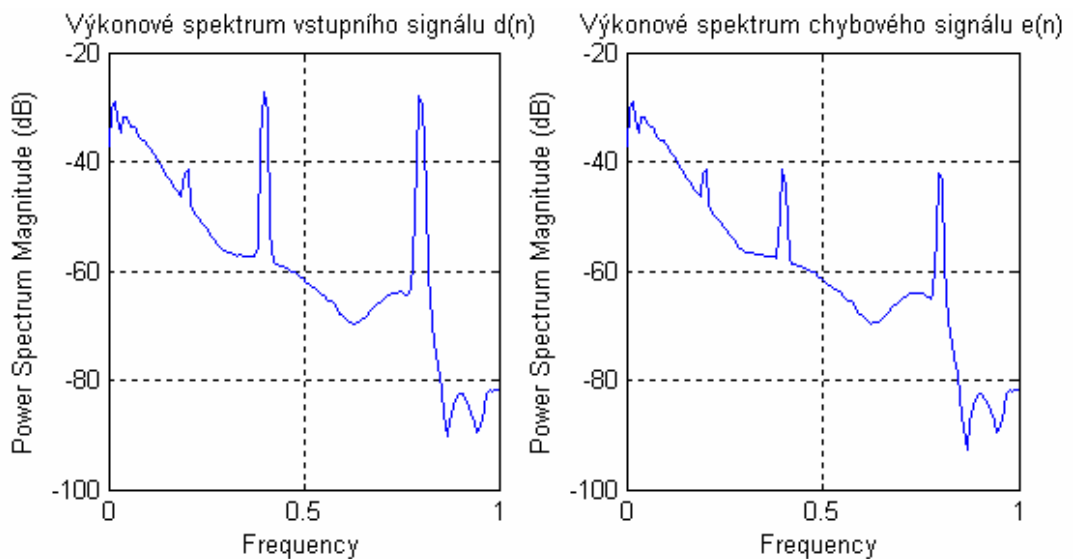
## 5.6 Vyhodnocení

Pro vyhodnocení jsem zvolil parametr, který udává, úroveň potlačení síťového

a)



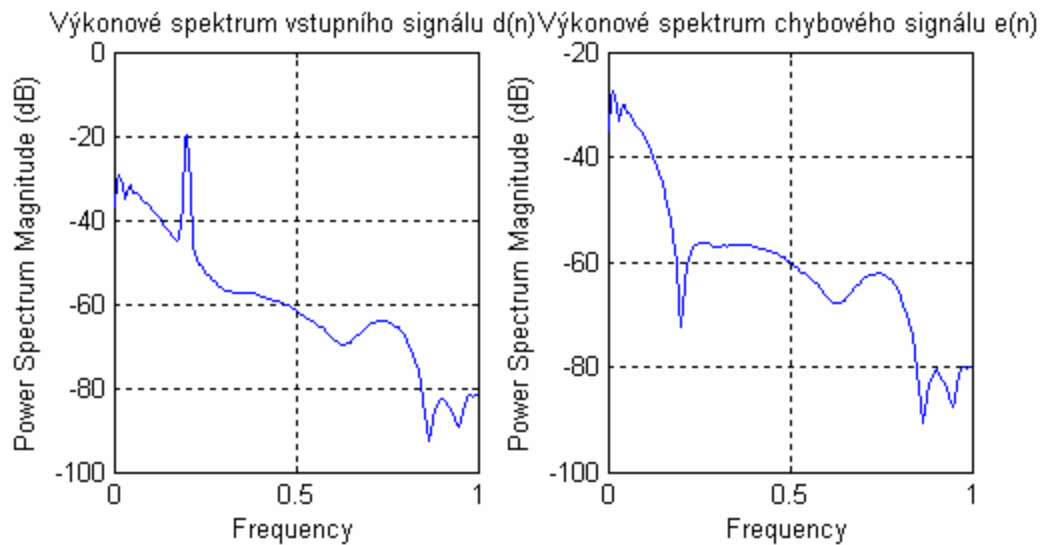
b)



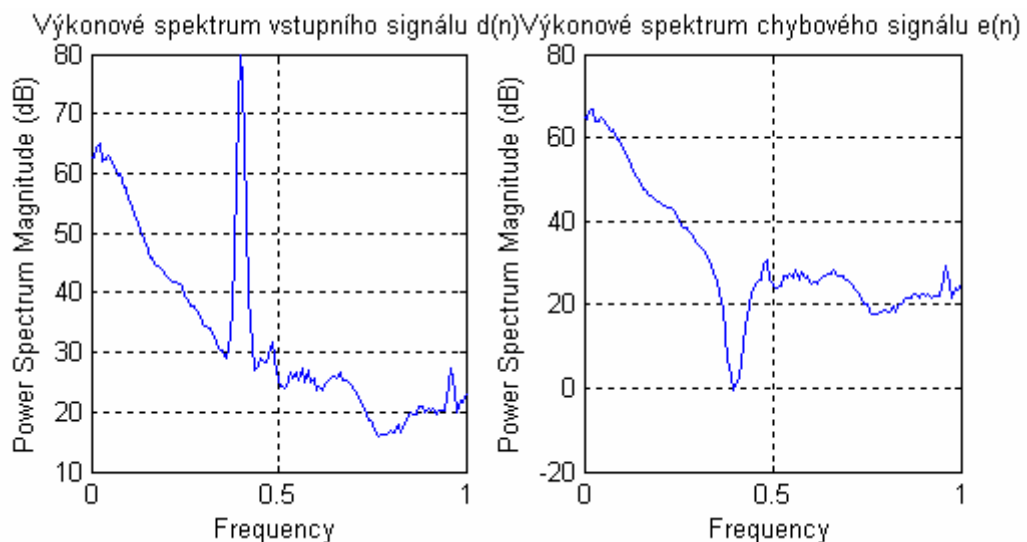
**Obrázek 51: Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený a) v kapitole 4.1, b) v kapitole 4.2. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.**

rušení u daného systému. Změřím amplitudu vstupního signálu a amplitudu signálu po filtraci. Z těchto dvou hodnot již vypočítám, o kolik dB mi systém potlačuje rušení. Hodnoty těchto parametrů jsou uvedeny v tabulce 3. Tyto hodnoty lze odečíst i z obrázku 51. Oba systémy byly navrženy pro vzorkovací frekvenci 250Hz a byly určeny pro filtrování jak rušivé komponenty o kmitočtu 50Hz, tak i o kmitočtu 100Hz.

Druhý a třetí systém byli navrženy pro vzorkovací frekvenci 500Hz. Třetí systém filtruje komponentu o kmitočtu 50Hz a čtvrtý systém byl navržen pro filtraci komponenty o frekvenci 100Hz. Nastavení rušivé komponenty je však universální a uživatel si může zvolit, jaké rušení, o jaké frekvenci, chce potlačit v daném signálu.



**Obrázek 52:** Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený v kapitole 4.3. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.



**Obrázek 53:** Zobrazení výkonových spekter signálu pro systém uvedený v kapitole 4.4. Na horizontální ose je relativní frekvence od 0 do poloviny vzorkovací frekvence a na vertikální ose je amplituda výkonového spektra v dB.

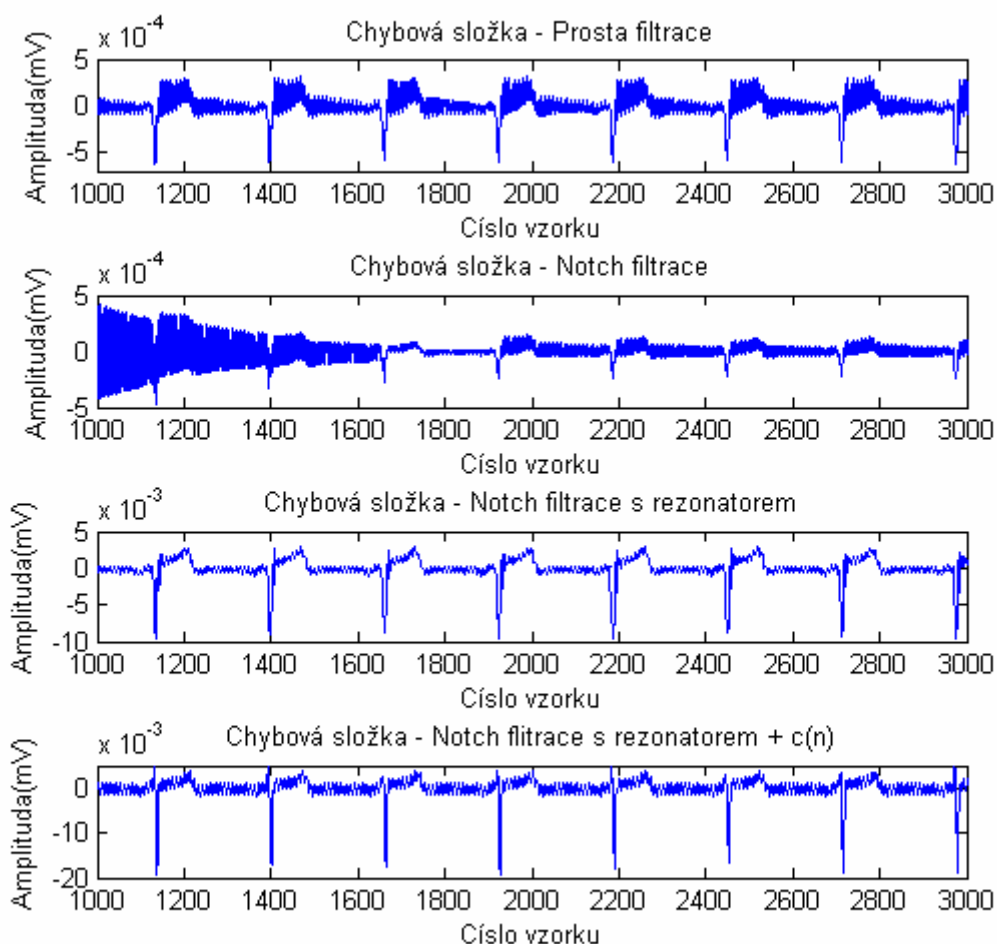
V tabulce 3 je vyhodnoceno potlačení jednotlivých složek rušení pro každý systém. Na obrázku 52 a 53 lze tyto hodnoty odečíst přímo. To by však mohlo vést

k nepřesnosti. Je patrné že každý systém potlačuje dané rušení jinak. Proto i volba systému závisí na zpracovávaném signálu EKG.

**Tabulka 3: Srovnání systémů pomocí parametru potlačení rušení (dB)**

	Potlačení složky 50 Hz	Potlačení složky 100 Hz
<b>Adaptivní systém (kap 4.1)</b>	<b>17 dB</b>	<b>17 dB</b>
<b>Adaptivní systém (kap 4.2)</b>	<b>12 dB</b>	<b>12 dB</b>
<b>Adaptivní systém (kap 4.3)</b>	<b>48 dB</b>	<b>64 dB</b>
<b>Adaptivní systém (kap 4.4)</b>	<b>64 dB</b>	<b>80 dB</b>

Nyní vezmeme signál, který je reálný a necháme ho projít všemi námi navrženými filtry. Vyjde nám signál na výstupu. Tento signál pak odečteme od vstupního signálu a vyjde nám chyba, kterou zobrazíme. Pro ideální filtr by nám chyba vyšla nulová, protože má filtrovat pouze frekvenční složku 50Hz nebo 100Hz dle naší volby. My vyhodnotíme pro každý systém chybovou složku. Na obrázku 54 je graficky znázorněna chybová složka jednotlivých systémů.



**Obrázek 54: Vyhodnocení chybové složky pro jednotlivé systémy.**

Z obrázku 54 je vidět, že chyba je v místě QRS komplexu větší a jinde se pohybuje kolem nulové hodnoty.

**Tabulka 4: Tabulka vyhodnocení účinnosti jednotlivých filtrů**

	$E[w(n)^2]$	Maximální chyba
<b>Adaptivní systém (kap 4.1)</b>	$7,78 \cdot 10^{-7}$	$27,3 \cdot 10^{-3}$
<b>Adaptivní systém (kap 4.2)</b>	$1,90 \cdot 10^{-6}$	$8,90 \cdot 10^{-3}$
<b>Adaptivní systém (kap 4.3)</b>	$2,67 \cdot 10^{-6}$	$16,5 \cdot 10^{-3}$
<b>Adaptivní systém (kap 4.4)</b>	$5,96 \cdot 10^{-6}$	$19,3 \cdot 10^{-3}$

V tabulce 4 je uvedeno číselné vyhodnocení účinnosti navržených filtrů. Chyba filtru se může vypočítat jako střední hodnota signálu na druhou, nebo jako maximum absolutní hodnoty chybového signálu. Z této tabulky je zřetelné, že všechny čtyři filtry nepoškozují tolik signál EKG.

Cílem těchto filtrů je potlačit rušivou složku o daném kmitočtu a užitečný signál tvarově nezměnit. Bohužel při filtraci vždy dojde k tvarovému zkreslení. Právě toto zkreslení je vidět na obrázku 54 a jeho hodnoty jsou zapsány v tabulce 4.

## 6 Závěr

Cílem diplomové práce bylo navrhnout a realizovat metodu potlačení síťového rušení v signálu EKG pomocí adaptivní filtrace. Byly zvoleny čtyři adaptivní systémy.

První systém využívá metodu prosté adaptivní filtrace. Zapojení systému je uvedeno v kapitole 4.1. Na vstup je přiveden zarušený signál EKG. Tento signál je deformován různými typy šumu s různou úrovní. Na druhý vstup je přiveden referenční signál. Signál se upravuje pomocí rychlých adaptivních algoritmů LMS. Důležité je nejprve filtr optimálně nastavit, zejména pak zvolit rychlostní konstantu. Pokud se tato konstanta zvolí příliš vysoká, navržený systém nemusí pracovat jako adaptivní systém, a výstup bude zcela znehodnocen (dojde k nestabilitě a rozkmitání systému). Při velmi malé konstantě bude sice systém pracovat správně, ale doba adaptace se stane z praktického hlediska neúměrně dlouhá. Musíme tedy volit vždy kompromis. Dále záleží na velikosti amplitudy rušení. Při velké hodnotě se již signál stane neobnovitelným, nebo je již velmi zkreslen. Tento filtr je schopný zvládat i větší počet rušivých frekvenčních složek, které se vyskytují při snímání z těla pacienta. Nemusí se tedy jednat jen o frekvence síťového rušení. Zkušenosti s tímto filtrem jsou takové, že při volbě rozumného kroku adaptace a při vhodném nastavení filtru dochází k potlačení rušení. Systém se nejprve adaptuje, ale již po třetím srdečním cyklu dojde k výraznému potlačení rušení. Úroveň potlačení rušení daná poměrem výkonu rušení na vstupu a na výstupu byla zhodnocena v tabulce 4.

Zapojení druhého systému je zobrazeno v kapitole 4.2. Jedná se o úzkopásmovou adaptivní zádrž, která využívá kompenzační metodu. Pro naše potřeby byl systém modifikován a upraven. Jeho schéma je na obrázku 35. Na vstup přivádíme zarušený signál EKG. Podle počtu frekvenčních složek, které chceme potlačit, volíme počet referenčních vstupů. Nejběžnějšími frekvencemi síťového rušení jsou 50Hz a 100Hz. V našem případě jsme potlačovali tedy dvě frekvenční složky. Konstanta určující rychlost adaptace se zde opět volí jako kompromis mezi rychlostí adaptace a časem, potřebným pro adaptaci signálu. Jako výstup z adaptivního systému je uveden chybový signál. Ukazuje, jak moc byla adaptivní filtrace úspěšná. Při optimálním nastavení celého systému by měl být výstupní signál stejný jako čistý signál EKG. Nastavení filtru je jednodušší než u metody prosté filtrace. Tento filtr se hodí spíše pro filtraci signálu EKG, který je rušen malým počtem frekvenčních složek. Zkušenosti s tímto filtrem jsou takové, že při volbě rozumného kroku adaptace dochází k výraznému potlačení rušení.

Třetí systém je popsán v kapitole 4.3. Jde o úzkopásmovou adaptivní zádrž s využitím číslicového rezonátoru. Celý systém je detailně popsán v kapitole 5.3. Číslicový rezonátor produkuje harmonický signál o frekvenci, která je dána konstantou  $c$ , amplitudou a fázovým posuvem daným počátečními podmínkami. Číslicový rezonátor generuje harmonické signály, které jsou vzájemně fázově posunuty o  $90^\circ$ . Generování harmonického signálu rekurzivními systémy je elegantním řešením, protože je lze realizovat jediným násobením a jediným odečítáním. Jedná se zde opět o rychlý algoritmus, který lze snadno implementovat. Tento filtr nám potlačuje síťové rušení účinněji, než oba předchozí systémy. Účinnost filtru je zobrazena na obrázku 54 v kapitole 5 a následné vyhodnocení je uvedeno v tabulce 4.

Čtvrtý systém je popsán v kapitole 4.4 a detailní popis jeho implementace je popsán v kapitole 5.4. Jedná se o úzkopásmovou adaptivní zádrž s využitím dynamického číslicového rezonátoru. Dynamičnost systému je dána změnou konstanty  $c$  na parametr  $c(n)$ , který je proměnný v čase. Nastavení a přizpůsobení vah  $w_0$  a  $w_1$  je stejné jako u předcházející verze úzkopásmové adaptivní zádrže s číslicovým rezonátorem, který je založen na LMS algoritmu. Vhodně zvolené počáteční podmínky umožní tomuto systému dosáhnout velmi dobrého potlačení rušení. Výpočetní náročnost LMS algoritmu je větší, ale dosažená účinnost (viz obrázek 54 a tabulka 4) ji kompenzuje.

U všech zapojení dochází k požadovanému potlačení rušivého signálu. Díky těmto adaptivním filtrům může lékař lépe diagnostikovat signály snímané od pacienta. Ovšem pravdou zůstává, že každá filtrace způsobuje větší či menší tvarové změny užitečného signálu.



## 7 Literatura

- [1] MUSYOKI, F.: *Electrocardiology and Cardiac Arrhythmias*, [cit.2005-11-26].  
Dostupné na internetu: < <http://sprojects.mmi.mcgill.ca/cardiophysio/> >.
- [2] ŠTEJFA, M.: *Základy Elektrokardiografie*. Vydavatelství rektorátu Masarykovy univerzity Brno, 1991.ISBN 80-210-0265-4.
- [3] KVASNIČKA, J., SKAUNIC, V., VOKROUHLICKÝ, L.: *Kardiologie: Učební text pro posluchače lékařské fakulty*,Dotisk,Praha:Univerzita Karlova,1986.ISBN 60-97-86
- [4] JAN, J.: *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*, Vydavatelství VUTIUM, ISBN 80-214-2911-9.
- [5] THAKOR, NV, ZHU YS.: *Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection*, IEEE Trans Biomed Eng. 1991 Aug; 38: 785-94
- [6] PROVAZNIK, I.: *Adaptive Systems in ECG Signal Processing*. Disertační práce, VUT Brno, 1996.
- [7] AKAY, M., WILEY.: *Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Wiley and Sons, 2006.

# 8 Příloha

## 8.1 Návod na ovládání programu

Softwarová realizace diplomové práce je umístěna na přiloženém CD. V následujícím textu je uveden postup ovládání programu.

Spusťte program MATLAB ve verzi MATLAB R2006a. Dále spusťte funkci, která je uvedena pro jednotlivé systémy

Pro adaptivní systém popsany v kapitolách 4.1 a 5.1 je spouštěcí funkce:

➤ *prosta\_adaptivni\_filtrace.m*

Pro adaptivní systém popsany v kapitolách 4.2 a 5.2 je spouštěcí funkce:

➤ *Notch\_filtrace.m*

Pro adaptivní systém popsany v kapitolách 4.3 a 5.3 je spouštěcí funkce:

➤ *Rezonator.m*

Pro adaptivní systém popsany v kapitolách 4.4 a 5.4 je spouštěcí funkce:

➤ *Rezonator\_variable\_C.m*

Dále je možné si vybrat z několika signálů přímo programu a to pomocí volby čísla, pod kterým je daný signál uložen. Podmínkou je, že signálový soubor je umístěn ve stejném adresáři jako je m-soubor spouštěcí funkce.