



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## POTLAČENÍ DRIFTU SIGNÁLU EKG S VYUŽITÍM EMPIRICKÉHO ROZKLADU

EKG BASELINE WANDER CORRECTION BASED ON THE EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Matěj Šlancar

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2017

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Matěj Šlancar

**ID:** 155608

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Potlačení driftu signálu EKG s využitím empirického rozkladu**

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s metodou empirického rozkladu (EMD) signálu a s možnostmi jejího použití pro filtraci signálů EKG. 2) Použijte EMD pro rozklad signálů EKG bez driftu a s umělým driftem a realizujte spektrální analýzu složek, které lze považovat za drift. 3) Realizujte filtraci signálů EKG s využitím EMD a testujte ji na umělých signálech knihovny CSE s umělým driftem. 4) Rozhodněte o vhodnosti využití EMD pro potlačení kolísání nulové izolinie v signálech EKG v porovnání s lineární filtrací. 5) Zhodnoťte dosažené výsledky a vypracujte studii shrnující výsledky práce.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] KABIR, Md. Ashfanooor a Celia SHAHNAZ. Denoising of ECG signals based on noise reduction algorithms in EMD and wavelet domains. Biomedical Signal Processing and Control [online]. 2012, 7(5), 481-489. DOI: 10.1016/j.bspc.2011.11.003. ISSN 17468094.

[2] BLANCO-VELASCO, Manuel, Binwei WENG a Kenneth E. BARNER. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition. Computers in Biology and Medicine [online]. 2008, 38(1), 1-13. DOI: 10.1016/j.compbimed.2007.06.003. ISSN 00104825.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 19.5.2017

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

**Konzultant:**

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

**UPOZORNĚNÍ:**

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

## **ABSTRAKT**

Cílem této práce je seznámit se s principem metody empirického rozkladu (EMD) signálu a možnostmi jejího využití pro filtraci kolísání izoelektrické linie EKG signálů. Práce popisuje hlavní komponenty EKG signálu, dále výběr možných typů rušení signálu a jejich vlastnosti a principiální popis vybraných metod pro filtraci EKG signálu. Na závěr je v práci popsáno zhodnocení účinnosti metody empirického rozkladu při filtraci kolísání izoelektrické linie ve srovnání s lineární filtrací. Funkčnost použitých algoritmů byla ověřena na signálech standardní knihovny CSE.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

EKG, CSE, EMD, EEMD, lineární filtrace, Empirická modální dekompozice, kolísání izolinie.

## **ABSTRACT**

The aim of this thesis is to introduce with principle of Empirical Mode Decomposition method and possibility use for correction of baseline wander in ECG signals. The thesis describes the main components of the ECG signal, a selection of possible types of signal noise, its property and principles of chosen methods for filtration of ECG signals. In conclusion the evaluation of the effectiveness of the EMD method for filtering a baseline wander and it comparing with effectiveness of the linear filtration. Functionality of used algorithms has been tested on signals of CSE standard library.

## **KEYWORDS**

ECG, CSE, EMD, EEMD, linear filtration, Empirical Mode Decomposition, baseline wander.

ŠLANCAR, M. *Potlačení driftu signálu EKG s využitím empirického rozkladu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 79 s.  
Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Potlačení driftu signálu EKG s využitím empirického rozkladu 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 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 .....

.....  
Matěj Šlancar

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za jeho trpělivost, ochotu a především velmi účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....  
Matěj Šlancar

# Obsah

<b>Seznam obrázků.....</b>	<b>- 8 -</b>
<b>1 Úvod.....</b>	<b>- 11 -</b>
<b>2 Teoretický úvod.....</b>	<b>- 12 -</b>
2.1 Signál EKG.....	- 12 -
2.1.1 Komponenty EKG signálu .....	- 13 -
<b>3 Knihovna CSE .....</b>	<b>- 15 -</b>
<b>4 Rušení.....</b>	<b>- 16 -</b>
4.1 Širokopásmový šum.....	- 16 -
4.1.1 Myopotenciály .....	- 16 -
4.1.2 Impulsní šum .....	- 17 -
4.2 Úzkopásmový šum.....	- 17 -
4.2.1 Síťový brum.....	- 17 -
4.2.2 Kolísání izoelektrické linie – drift.....	- 18 -
<b>5 Spektrální analýza složek představujících drift .....</b>	<b>- 22 -</b>
<b>6 Filtrace.....</b>	<b>- 25 -</b>
6.1 Přístupy různých autorů pro filtraci kolísání izolinie EKG .....	- 25 -
6.2 Lineární filtrace.....	- 25 -
6.2.1 FIR.....	- 26 -
6.2.2 IIR.....	- 26 -
6.2.3 Nulování spektrálních čar.....	- 27 -
6.2.4 Lymnovy filtry.....	- 27 -
<b>7 Hodnocení účinnosti filtrace.....</b>	<b>- 30 -</b>

<b>8</b>	<b>Použití odbourávání spektrálních čar pro filtraci driftu EKG.....</b>	<b>- 32 -</b>
<b>9</b>	<b>Použití Lynnova filtru pro potlačení driftu EKG .....</b>	<b>- 33 -</b>
<b>10</b>	<b>Použití FIR filtru pro potlačení driftu EKG.....</b>	<b>- 34 -</b>
<b>11</b>	<b>Metoda empirické modální dekompozice .....</b>	<b>- 37 -</b>
11.1	Algoritmus EMD .....	- 37 -
11.2	Vlastní realizace a implementace.....	- 39 -
11.3	Online EMD.....	- 40 -
<b>12</b>	<b>Použití EMD pro filtraci signálů.....</b>	<b>- 41 -</b>
<b>13</b>	<b>Automatizace procesu filtrace pomocí EMD .....</b>	<b>- 44 -</b>
13.1	Detektor QRS.....	- 44 -
<b>14</b>	<b>Ukázka filtrace reálných signálů .....</b>	<b>- 47 -</b>
<b>15</b>	<b>Výstupy filtrace a srovnání jednotlivých metod.....</b>	<b>- 49 -</b>
15.1	Výsledek filtrace lineárního driftu .....	- 50 -
15.2	Výsledek filtrace harmonického driftu 0,25 Hz.....	- 52 -
15.3	Výsledek filtrace harmonického driftu 0,5 Hz.....	- 57 -
<b>16</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>- 63 -</b>
<b>17</b>	<b>Reference.....</b>	<b>- 65 -</b>
<b>18</b>	<b>Přílohy .....</b>	<b>- 69 -</b>

## Seznam obrázků

Obr. 1: Převodní systém srdeční.....	- 12 -
Obr. 2: Průběh akčního napětí kardiomyocytu.....	- 13 -
Obr. 3: Křivka EKG .....	- 14 -
Obr. 4: Myopotenciálové rušení .....	- 17 -
Obr. 5: Impulsní rušení EKG signálu .....	- 17 -
Obr. 6: Signál č. 3 (1. svod) z databáze CSE .....	- 18 -
Obr. 7: Lineární trend .....	- 19 -
Obr. 8: Gaussovský trend .....	- 19 -
Obr. 9: Vrcholový trend .....	- 20 -
Obr. 10: Zlomový trend .....	- 20 -
Obr. 11: Harmonický trend - 0,25 Hz.....	- 21 -
Obr. 12: Harmonický trend – 0,5 Hz.....	- 21 -
Obr. 13: Spektrum původního signálu č. 3 .....	- 22 -
Obr. 14: Spektrum signálu s lineárním driftem .....	- 22 -
Obr. 15: Spektrum signálu s Gaussovským driftem .....	- 23 -
Obr. 16: Spektrum signálu s vrcholovým driftem .....	- 23 -
Obr. 17: Spektrum signálu se zlomovým driftem.....	- 23 -
Obr. 18: Spektrum signálu s harmonickým driftem 0,25 Hz .....	- 24 -
Obr. 19: Spektrum signálu s harmonickým driftem 0,5 Hz .....	- 24 -
Obr. 20: Blokové schéma filtru pracujícího na principu nulování spektrálních čar.....	- 27 -
Obr. 21: Amplitudová charakteristika HP odvozené z Lynnovy DP .....	- 29 -
Obr. 22: Amplitudová charakteristika Lynnovy DP.....	- 29 -



Obr. 23: Vývojový diagram automatické filtrace odbouráváním spektrálních čar .....	32 -
Obr. 24: Frekvenční charakteristika Lynnova filtru se ziskem 0, -0,5 a -3 dB .....	33 -
Obr. 25: Frekvenční charakteristika FIR filtru s útlumem -0,9dB .....	34 -
Obr. 26: Frekvenční charakteristika FIR filtru s útlumem -3dB .....	35 -
Obr. 27: Vývojový diagram výpočtu IMF .....	38 -
Obr. 28: EMD - Vykreslení IMF pro signál nezatížený driftem .....	39 -
Obr. 29: EMD - IMF signálu č. 3 databáze CSE, harmonické rušení 0,25 Hz.....	41 -
Obr. 30: Součet IMF představujících drift 0,25 Hz.....	42 -
Obr. 31: Výsledek filtrace EMD - drift 0,25 Hz, $SNR_{IN} = 1$ dB .....	43 -
Obr. 32: Průběh signálu MO1_112_12 ve třech pseudoortogonálních svodech .....	44 -
Obr. 33: Diference modulu vektoru prostorového napětí .....	45 -
Obr. 34: Detekce z obálky signálu vypočtené TKEO .....	46 -
Obr. 35: Vývojový diagram automatické filtrace pomocí EMD/EEMD.....	46 -
Obr. 36: EMD - ukázka filtrace reálného záznamu .....	47 -
Obr. 37: Odbourávání spektrálních čar - ukázka filtrace reálného záznamu.....	48 -
Obr. 38: Histogram chybových hodnot. EMD, lineární drift .....	51 -
Obr. 39: Histogram chybových hodnot. Lynnův filtr 0dB, lineární drift .....	52 -
Obr. 40 Srovnání zarušeného signálu před filtrací a po filtraci .....	54 -
Obr. 41: Rozklad signálu č. 10, svod č. 4 – EMD .....	55 -
Obr. 42: EMD - filtrace driftu pod polovinou základního kmitočtu .....	56 -
Obr. 43: EMD - filtrace driftu nad polovinou základního kmitočtu.....	57 -
Obr. 44: Histogram chybových hodnot. EMD, harmonický drift 0,5 Hz.....	59 -
Obr. 45: Histogram chybových hodnot. FIR filtr -3dB, harmonický drift 0,5 Hz .....	60 -

Obr. 46: Spektra IMF signálu č.3 nezatíženého driftem.....	- 69 -
Obr. 47: EMD - rozklad 1. svodu signálu 23 - harmonický drift 0,25 Hz .....	- 70 -
Obr. 48: EMD - rozklad 1. svodu signálu 23 - harmonický drift 0,5 Hz .....	- 71 -

# 1 Úvod

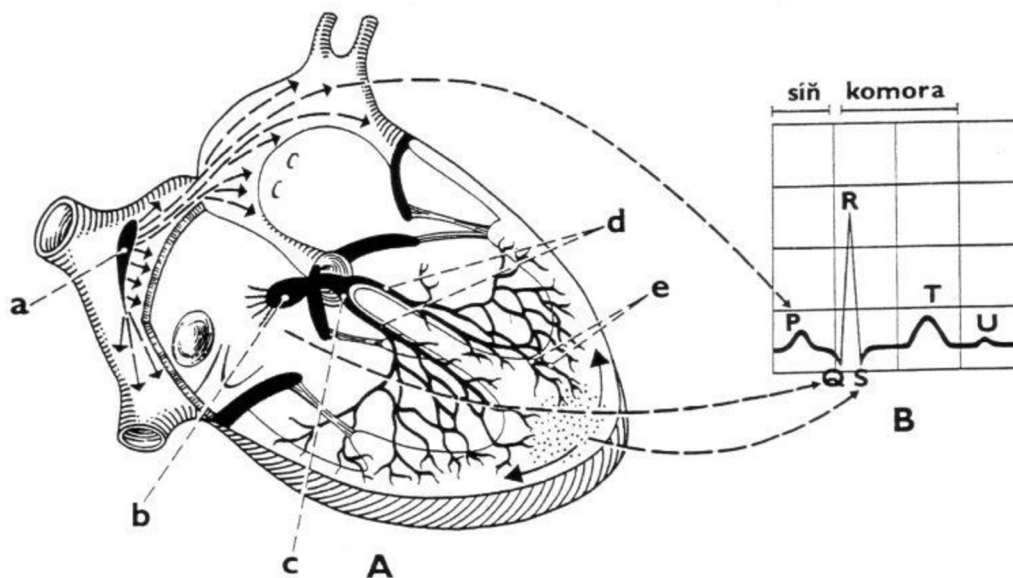
Tato práce si klade za cíl seznámit čtenáře s principem metody Empirické modální dekompozice (EMD), jejím využití pro filtraci kolísání izoelektrické linie (driftu) signálů EKG a srovnání této metody s lineární filtrací. Kolísání izoliny EKG signálu je druh úzkopásmového rušení, které snižuje a ztěžuje získání užitečné informace ze signálu a následné vyhodnocení - diagnostiku. V ideálním případě získáme čistě užitečný signál s nulovým kolísáním izoliny. V reálném světě se snažíme, aby byl odstup signálu od šumu co největší a docházelo k ovlivnění užitečného signálu v co možná nejmenší míře. Protože se však spektrum rušení a spektrum užitečného signálu často překrývají, bývá spolu s neužitečným signálem odstraněna filtrací i část užitečné informace – často tedy nelze rušení signálu odstranit dokonale.

EMD rozkládá signál na sumu vnitřních modálních funkcí IMF, přičemž každá tato funkce obsahuje při rozkladu postupně nižší a nižší frekvence v analyzovaném signálu obsažené. Naší snahou v této práci je zjistit, zda můžeme pomocí EMD rozložit signál tak, abychom získali pomocí konkrétních IMF signál driftu a tento následně ze zarušeného signálu odstranit.

V následujících kapitolách je shrnut vznik signálu EKG a jeho komponenty, popis různých typů rušení biologických signálů, včetně ukávek průběhu, popis algoritmu empirické modální dekompozice, dále ukávkou výstupů při použití EMD, EEMD, filtrace nulováním spektrálních čar, FIR filtrů a Lynnových filtrů s různými útlumy na mezním kmitočtu a na závěr pak zhodnocení účinnosti filtrace a srovnání metody EMD s metodami lineární filtrace.

## 2 Teoretický úvod

EKG signál je výsledkem snímání elektrického pole srdečního pomocí elektrokardiografu. Jde o časový záznam průběhu elektrických dějů v srdci. Šíření akčního napětí myokardem probíhá skrze převodní systém srdeční (Obr. 1). Převodní systém je složen ze sinoatriálního (SA) uzlu – umístěného v pravé síni a sloužícího jako pacemaker. Frekvence spontánních depolarizací SA uzlu je 60 – 80 tepů/min, jde tedy o hlavního udavatele rytmu. Dále se převodní systém skládá z atrioventrikulárního (AV) uzlu, ve kterém je vzruch zpožděn a je po SA uzlu sekundárním centrem automacie. Frekvence depolarizací v AV uzlu je asi 30 – 40 tepů/min, elektrická činnost AV uzlu je tedy překryta činností SA uzlu. Po AV uzlu následuje Hissův svazek, jenž představuje spojení mezi síněmi a komorami, pravé a levé Tawarovo raménko a Purkyňova vlákna, v jejichž zakončení se nalézají terciální centra srdeční automacie. Uzly je třeba chápat jako místa, v nichž se soustřeďuje shluk buněk, schopných spontánních depolarizací [3].

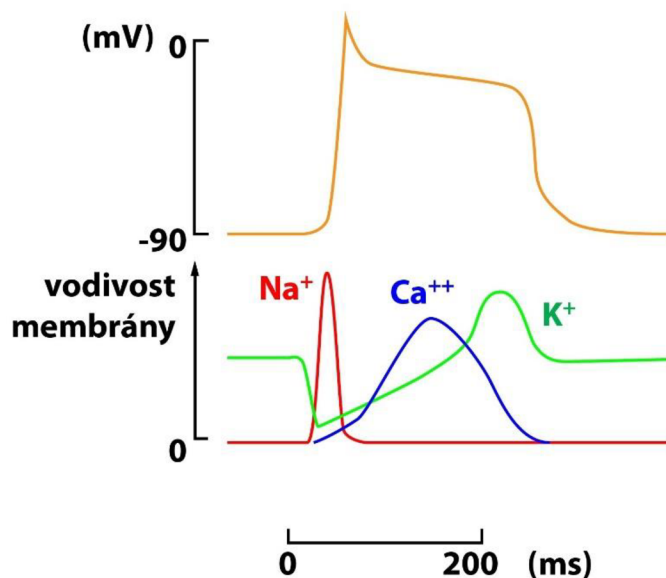


Obr. 1: Převodní systém srdeční – A, křivka EKG – B  
a – SA uzel; b – AV uzel; c – Hissův svazek; d – Tawarova raménka; e – Purkyňova vlákna

### 2.1 Signál EKG

Signál EKG je utvářen postupnou depolarizací jednotlivých úseků převodního systému srdečního. Extracelulární koncentrace  $K^+$  iontů ovlivňuje klidový membránový potenciál, zatímco intracelulární koncentrace  $Na^+$  ovlivňuje velikost akčního potenciálu. Proud iontů  $Na^+$  do nitra buňky je řízen napěťově řízenými kanály. Sodné ionty mění transmembránový potenciál a dochází k depolarizaci. Tato se projevuje změnou akčního napětí z -90 mV k 20 – 30 mV. Doba trvání depolarizace je asi 1 – 3 ms. Vzápětí po depolarizaci nastává fáze plató, tj. stav kdy nemůže dojít k opětovnému podráždění buňky a tedy nelze vybudit další

vzruch. Fáze plató má trvání 100 – 300 ms a je ukončena uzavřením kanálů pro  $\text{Ca}^{2+}$  ionty. Po této fázi nastává repolarizace, kdy se buňky srdečního svalu vrací do klidového stavu při vytékání  $\text{K}^+$  iontů různými druhy kanálů. Průběh akčního napětí můžeme pozorovat na Obr. 2.



Obr. 2: Průběh akčního napětí kardiomyocytu

### 2.1.1 Komponenty EKG signálu

Vlny EKG signálu odpovídají postupu akčního napětí skrze převodní systém srdeční. Směřuje-li vlna depolarizace ke snímací elektrodě, pak se na EKG projeví pozitivní výchylka. Směřuje-li vlna depolarizace od elektrody, na záznamu se ukáže negativní výchylka. Fyziologický průběh EKG signálu vidíme na obrázku Obr. 3.

**Vlna P** – představuje průběh akčního napětí při depolarizaci síní. Doba trvání vlny P je 80 – 100 ms a její amplituda při normálním nálezu nepřesahuje 0,25 mV. Nízkofrekvenční, se spektrálními složkami do 10 – 15 Hz. Při rozměření EKG bývá problém s určením počátku a konce vlny P a to z důvodu jejího pomalému nárůstu a poklesu. Jde o obvykle pozitivní kulovitou vlnu. Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Nejlépe se vlna P identifikuje ve svodech II a V1.

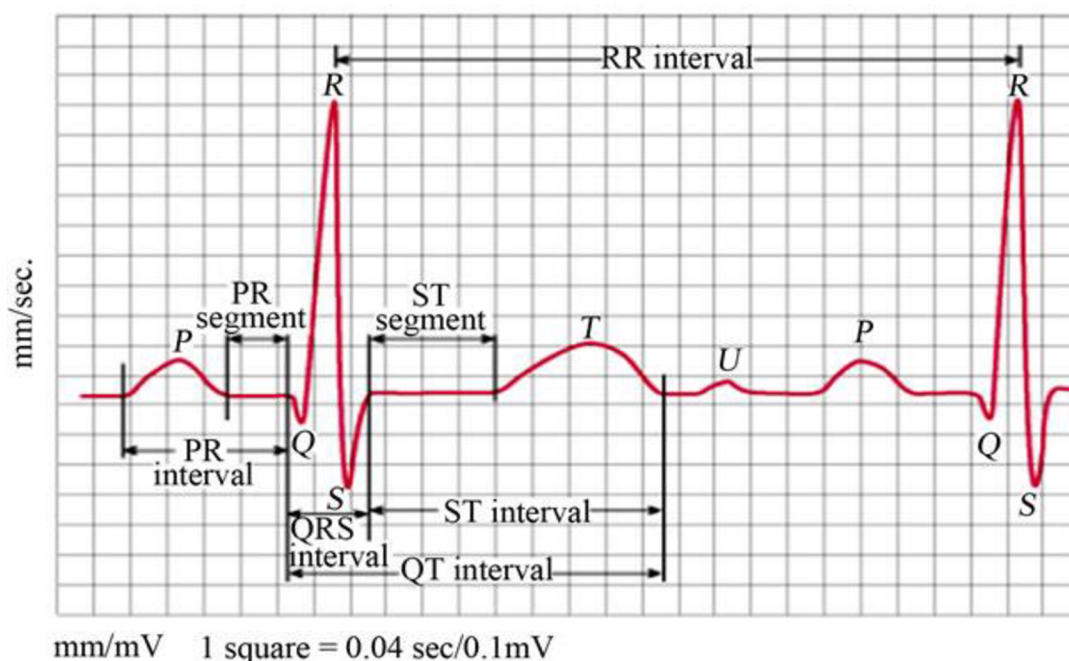
**Komplex QRS** – představuje depolarizaci mezikomorové přepážky, apexu a komor. Doba trvání komplexu QRS je 80 – 100 ms a amplituda může dosahovat 2 – 3 mV, spektrální složky 10 – 25 Hz. **Kmit Q** je prvním negativním kmitem komorového komplexu a vždy předchází kmitu R, vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. **Kmit R** je vždy pozitivní, je-li v komorovém komplexu více pozitivních kmitů, označují se další

s apostrofem – R', R''. V hrudních svodech se kmit R směrem do levého prekordia postupně zvyšuje (od V1 po V5), ve V6 je již velikost kmitu R často nižší, než ve V5. **Kmit S** je negativní kmit, jenž následuje po kmitu R. Oproti kmitu R se jeho velikost snižuje od V1 k V6.

**Vlna T** – představuje postupnou repolarizaci myokardu komor a její délka je 100 – 250 ms. Normálně je vlna T lehce asymetrická – s pozvolným vzestupem a příkrým sestupem. Ve všech svodech je pozitivní, kromě aVR, kde je vždy negativní.

**Vlna U** – je patrna jen na některých EKG. Nejsnáze rozpoznatelná je ve svodech II, aVL a V2-4. Je vždy menší, než vlna T. Příčina vlny U není jasná, pravděpodobně jde o pozdější repolarizaci septa či opožděnou repolarizaci některých oblastí komory. Je možné, že je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken [5].

**Interval PQ** podává informaci o času šíření depolarizace ze síní na komory. Je měřen od začátku depolarizace síní po začátek depolarizace komor, jeho délka nesmí přesahovat 200 ms a je slabě závislá na tepové frekvenci. **Interval QT** se měří od začátku vlny Q po konec vlny T a odpovídá době elektrické aktivity komor. Jeho délka je 350 – 400 ms a je silně závislá na tepové frekvenci. **Interval PP** – doba jedné srdeční akce. Má trvání 830 ms při tepové frekvenci 72 tep/min. **Interval RR** – doba mezi jednotlivými QRS. Slouží k určení tepové frekvence [4].



Obr. 3: Křivka EKG

### 3 Knihovna CSE

Projekt tvorby standardní databáze CSE (*The Common Standards for Quantitative Electrocardiography*) byl založen v roce 1978. Jde o databázi obsahující reálné i syntetické záznamy EKG. Jejím hlavním cílem je umožnit standardizované hodnocení programů pro analýzu EKG signálů.

Standardní CSE databáze se skládá ze tří částí. První dvě jsou navrženy pro testování a vývoj algoritmů a třetí část slouží pro jejich hodnocení. První část databáze obsahuje 250 reálných a 310 umělých signálů, rovnoměrně rozdělených do dvou skupin, označených 1 a 2, u nichž jsou současně zaznamenávány pouze tři svody. Umělé signály byly vytvářeny opakováním vybraných cyklů reálného EKG signálu. Druhá část databáze obsahuje 250 signálů umělých a stejný počet reálných, opět rovnoměrně rozdělených do dvou datových skupin – 3 a 4. Záznamy v této části obsahují všech 15 svodů, tedy 12 standardních a 3 Frankovy. Třetí část, označována jako set 5 pak obsahuje 1220 vícesvodových záznamů a slouží především pro hodnocení programů diagnostiky EKG a VKG.

Tato práce využívá pro testování 125 uměle vytvořených signálů z druhé části standardní CSE databáze. Signály o délce 10 sekund obsahují 5000 vzorků při vzorkovací frekvenci  $f_{vz} = 500\text{Hz}$  a kvantovacím kroku  $5\mu\text{V}$ .

## 4 Rušení

Rušení představuje nežádoucí složku signálu, která může omezovat zisk užitečné informace, nebo signál úplně znehodnocuje. V této kapitole jsou popsány různé druhy rušení, jež mohou EKG signály postihovat.

Rušení signálů dělíme následovně:

Podle časového průběhu:

- Impulsní rušení
- Spojité rušení
- Kvazi-impulsní – kombinace předchozích

Podle šířky kmitočtového spektra:

- Úzkopásmové
- Širokopásmové

Podle polohy v kmitočtovém spektru

- Nízkofrekvenční – Energetické do 2 kHz, akustické do 10 kHz
- Vysokofrekvenční – od 10 kHz do 400 GHz

### 4.1 Širokopásmový šum

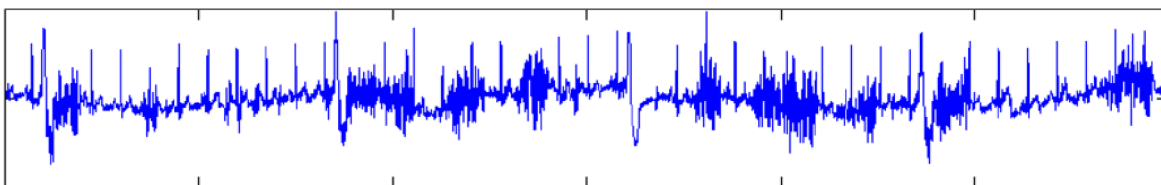
Širokopásmový šum se projevuje v celém kmitočtovém rozsahu signálu.

#### 4.1.1 Myopotenciály

Jde o šum vznikající svalovou činností klienta. Myopotenciály zabírají u klidového snímání pásmo až od 100 Hz výše, ale u signálů snímaných při zátěži sahají shora až asi k 10 až 20 Hz. Signály myopotenciálů, způsobené pohyby končetin pacienta jsou svým průběhem ohraničené a s intenzitou závislou na vykonaném pohybu. Myopotenciály způsobené dýchacími pohyby pacienta jsou nízkofrekvenční, typicky s periodickým opakováním a amplitudou, závislou na hloubce nádechu a výdechu. Signál rušení je dán pohybem hrudi – aktivitou mezižeberních svalů, tím způsobenou změnou pozice srdce a změnou plicní vodivosti. Uvedené dýchací artefakty jsou jedním z typů kolísání izoelektrické linie, které jsou v rámci realizace semestrálního projektu uměle zaváděny do EKG signálu a následně pomocí Empirické modální dekompozice filtrovány.



Pro filtraci tohoto typu rušení lze použít dolní propust s mezní frekvencí 35 – 45 Hz, je však třeba počítat se zkreslením signálu – ořezání hran v QRS komplexech. S omezeným efektem lze použít adaptivní filtraci. Jako neúčinnější se pak jeví kumulační metody, které však většinou slouží jen k získání reprezentativního cyklu [8]. Ukázku EKG signálu zatíženého šumem myopotenciálů vidíme na Obr. 4.

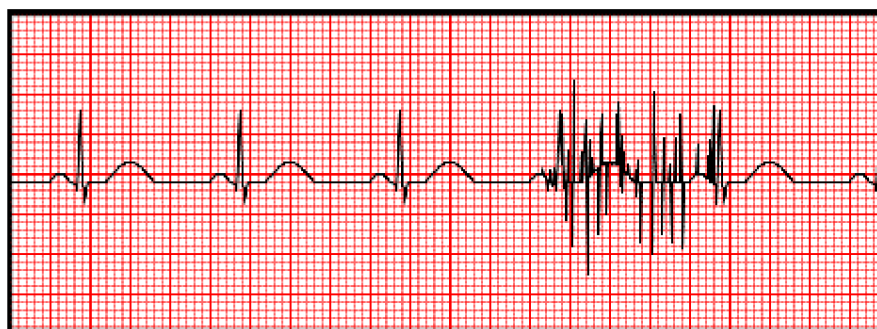


Obr. 4: Myopotenciálové rušení

### 4.1.2 Impulsní šum

Impulsní šum se v signálu projevuje jako rychlé skokové změny o různých amplitudách. Toto rušení je způsobeno vlivem okolních elektrických spotřebičů, spínáním elektrických zdrojů, měničů napětí atd. Kolem těchto zařízení je utvářeno elektromagnetické pole, které pak ovlivňuje proces snímání EKG signálu [7].

Pro filtraci tohoto typu rušení se používají mediánové filtry, či FIR filtry typu DP. Ukázku vlivu impulsního rušení na EKG signál vidíme na Obr. 5.



Obr. 5: Impulsní rušení EKG signálu

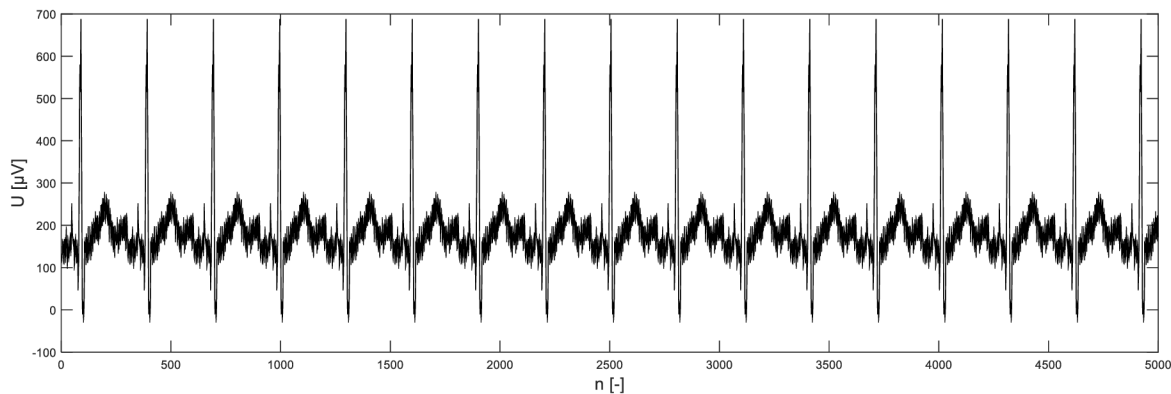
## 4.2 Úzkopásmový šum

Úzkopásmový šum postihuje jen malou oblast kmitočtového rozsahu signálu.

### 4.2.1 Síťový brum

Síťový brum je velmi častý druh rušení signálů obecně. Je způsoben indukčním vlivem elektrovedné sítě, do které je elektrokardiograf a další vybavení sálu zapojeno. V evropských zemích se síťový brum vyskytuje na frekvenci 50 Hz ( $\pm 0,2$  Hz), v západních

zemích je to 60 Hz ( $\pm 0,2$  Hz). Tomuto rušení lze předejít vhodným umístěním přístroje, jeho kvalitním odstíněním a zajištěním podmínek pro kvalitní snímání. Síťovým brumem jsou postiženy i některé signály databáze CSE. Ukázkou síťového brumu, kterým jsou zatíženy některé signály z databáze CSE, vidíme na Obr. 6.



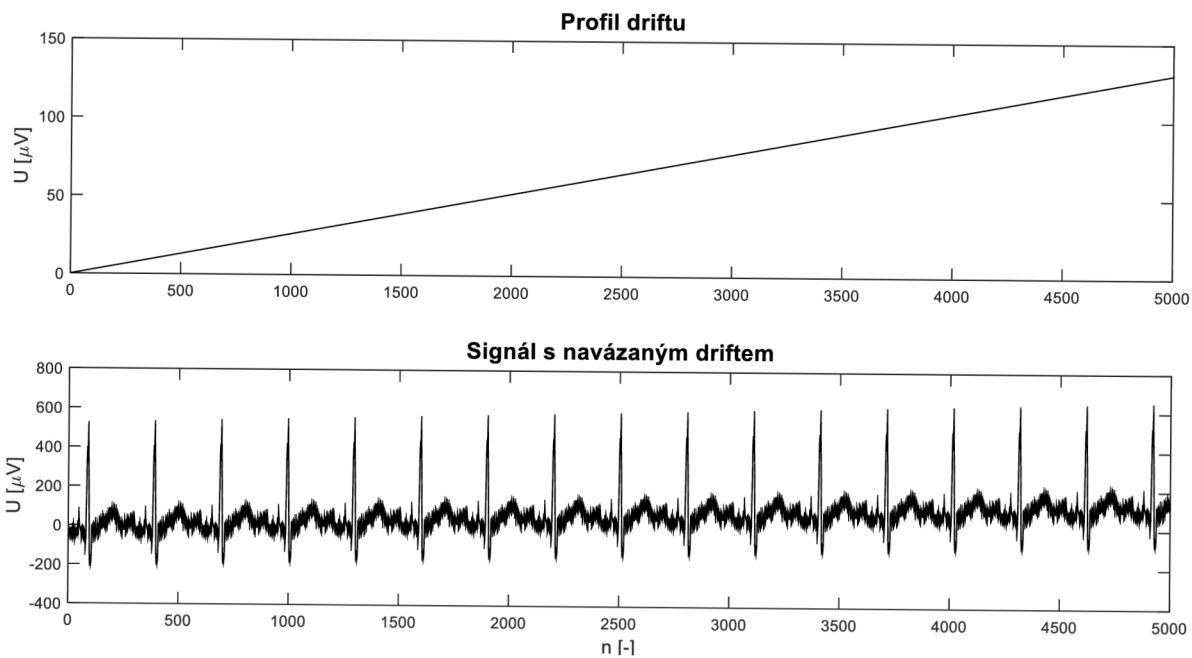
Obr. 6: Signál č. 3 (1. svod) z databáze CSE

#### 4.2.2 Kolísání izoelektrické linie – drift

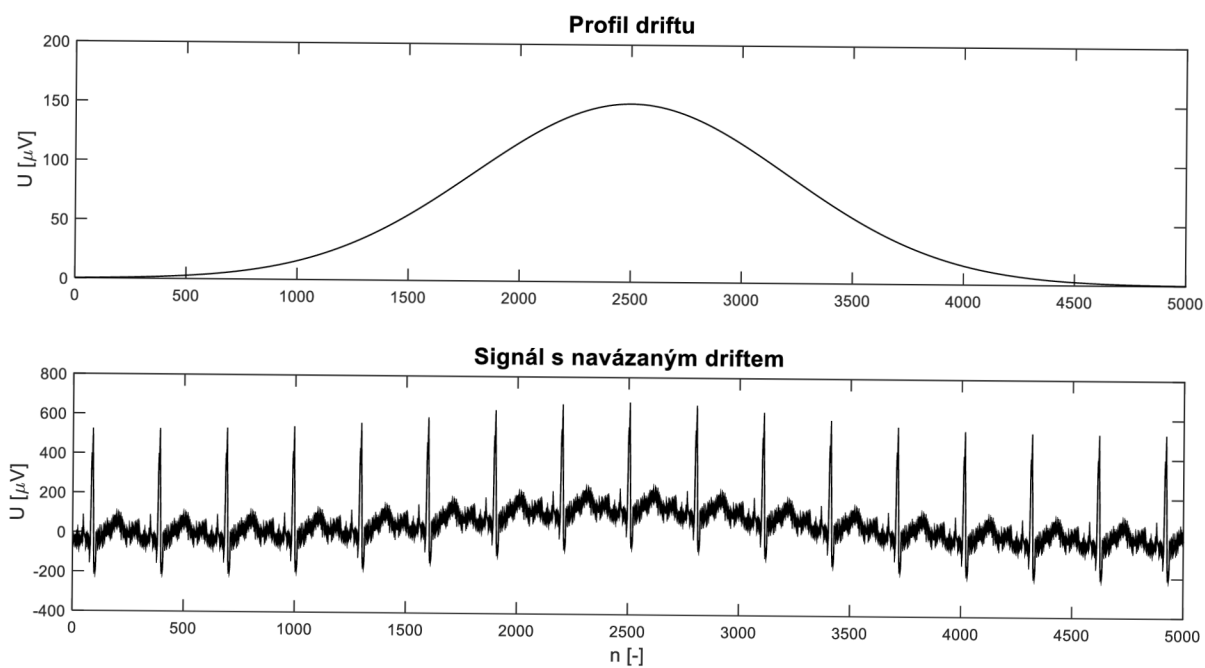
Drift EKG signálu se běžně projevuje v rozsahu 0-3 Hz. Tento neužitečný signál je způsoben působením pomalých elektrochemických dějů na rozhraní elektroda-pokožka. Zároveň může být způsoben dýchacími pohyby pacienta, kdy frekvence driftu signálu může dosahovat až 0,8 Hz. Námi testované EKG signály z CSE databáze jsou umělé, poskládané opakováním jednoho cyklu srdeční aktivity. Z toho důvodu tyto signály neobsahují žádnou formu driftu. Drift zavádíme do testovaného signálu uměle a to v šesti variantách, které můžeme pozorovat na obrázcích Obr. 7, Obr. 8, Obr. 9, Obr. 10, Obr. 11 a Obr. 12 níže (vykresleno pro  $SNR_{IN} = 1$  dB) – první kresba představuje profil trendu, který je přičítán k původnímu signálu na základě zvoleného SNR a druhá kresba pak představuje EKG signál s již navázaným trendem izoelektrické linie. Typy trendu a nastavení zesílení chybového signálu (1) při zvoleném vstupním  $SNR_{IN}$  je převzato z [9].

$$A = \sqrt{\frac{\sum_N s^2}{10^{\frac{SNR_{IN}}{10}} \cdot \sum_N e^2}}, \quad (1)$$

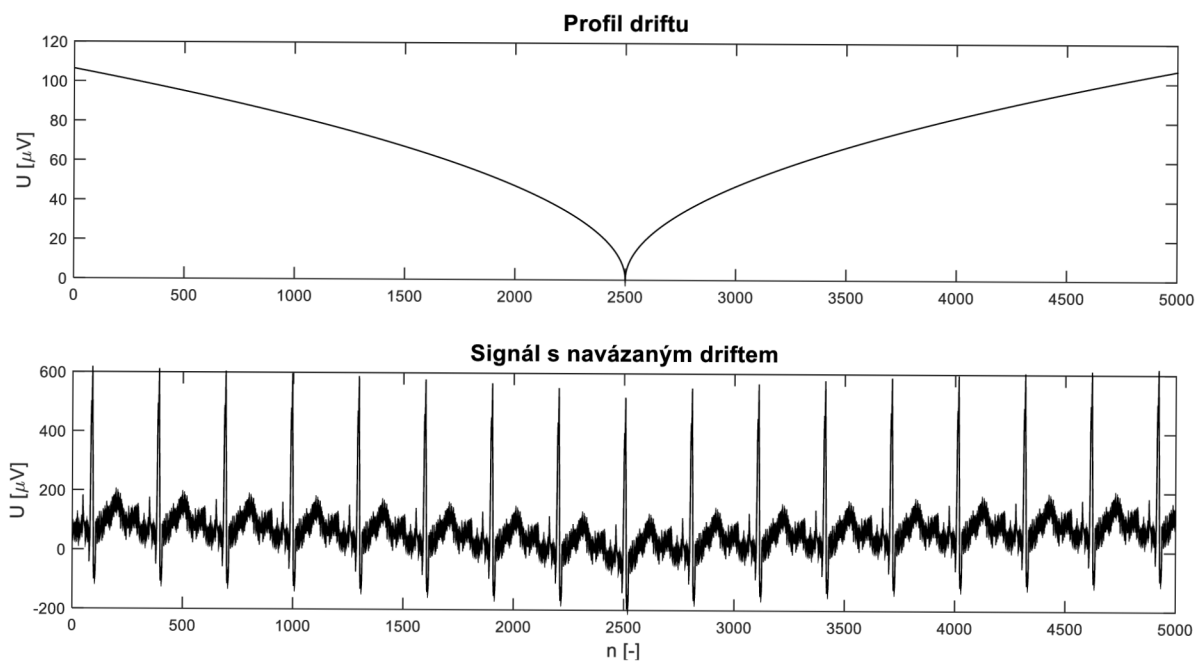
kde  $A$  představuje zesílení trendu,  $s$  je užitečný signál,  $SNR_{IN}$  je vstupní odstup signálu od šumu a  $e$  představuje signál trendu. Koeficientem  $A$  následně vynásobíme signál  $e$  a získáme tak výsledný signál driftu podle zvoleného vstupního SNR, který lze přičíst k užitečnému signálu.



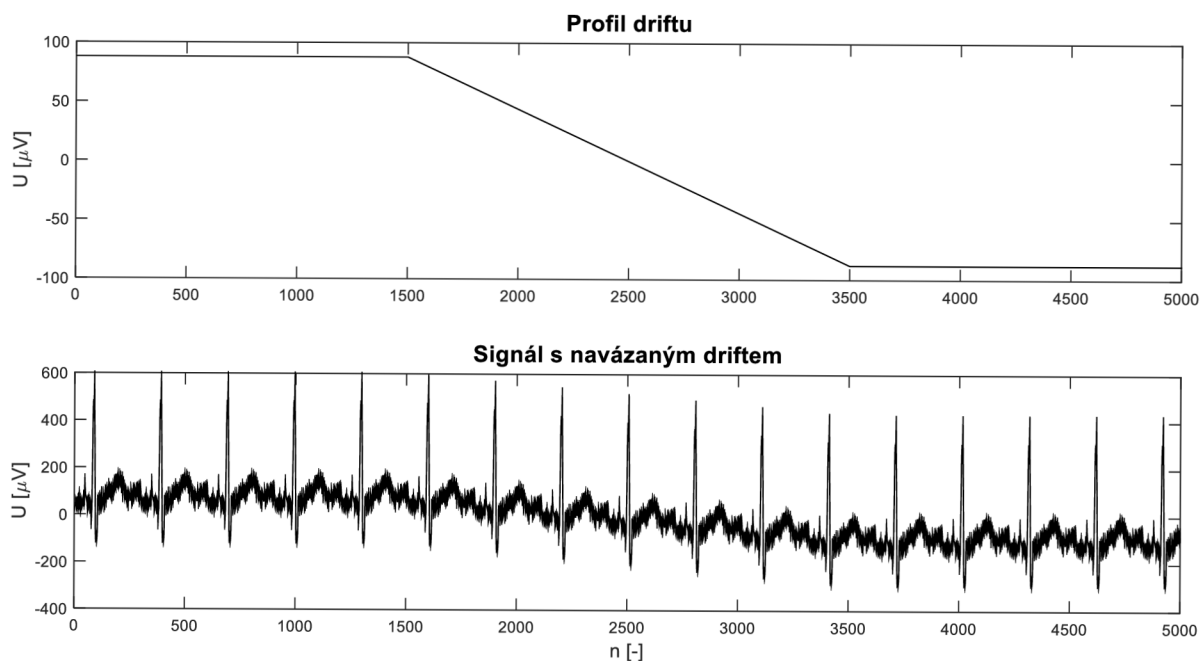
Obr. 7: Lineární trend



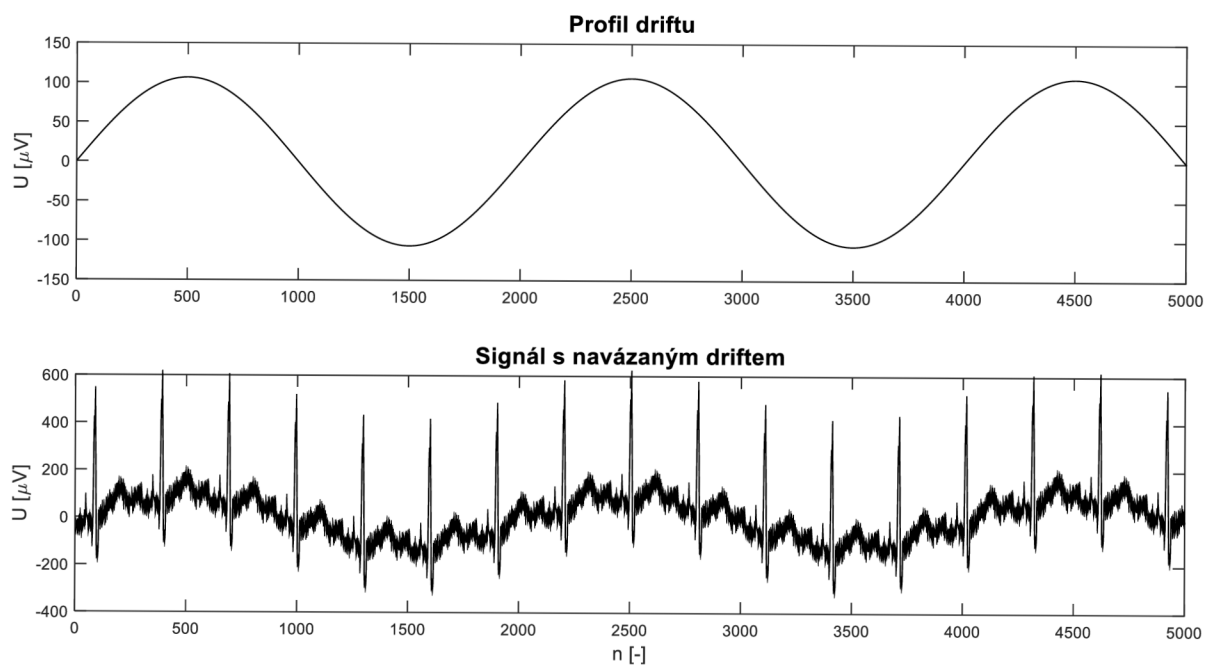
Obr. 8: Gaussovský trend



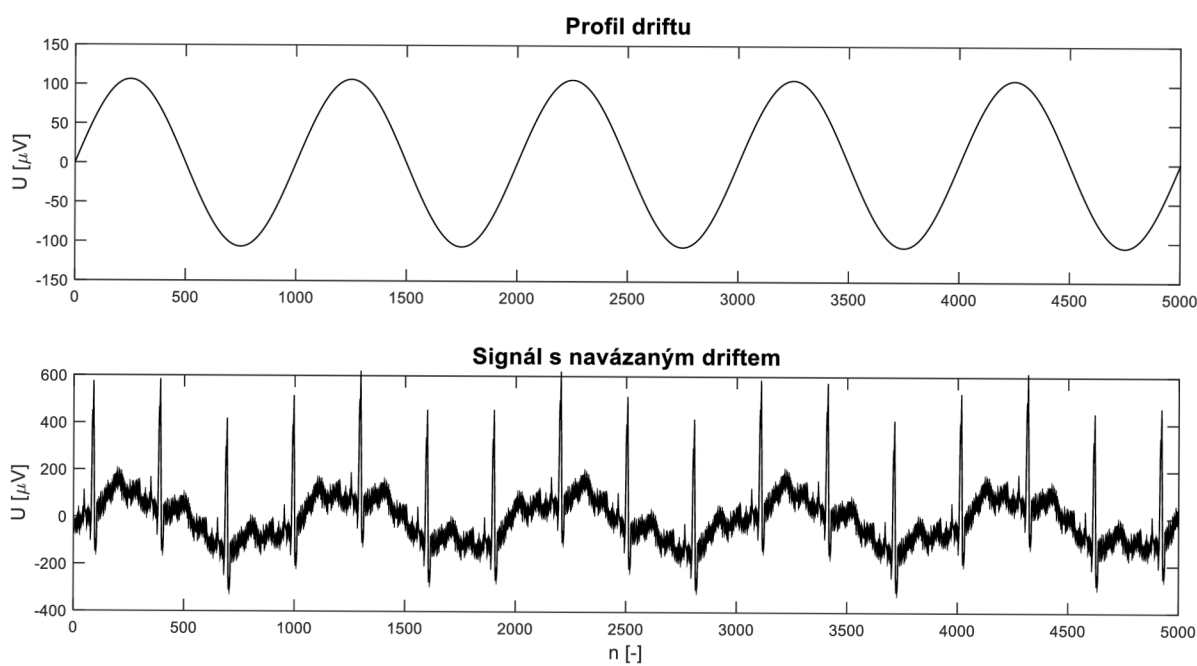
Obr. 9: Vrcholový trend



Obr. 10: Zlomový trend



**Obr. 11: Harmonický trend - 0,25 Hz**



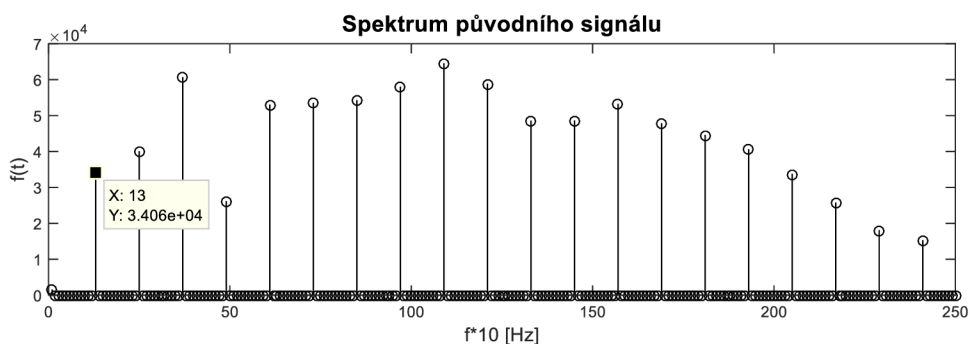
**Obr. 12: Harmonický trend – 0,5 Hz**

Jak se jednotlivé profily driftu projevují ve spektru signálu je popsáno a vyobrazeno v následující kapitole.

## 5 Spektrální analýza složek představujících drift

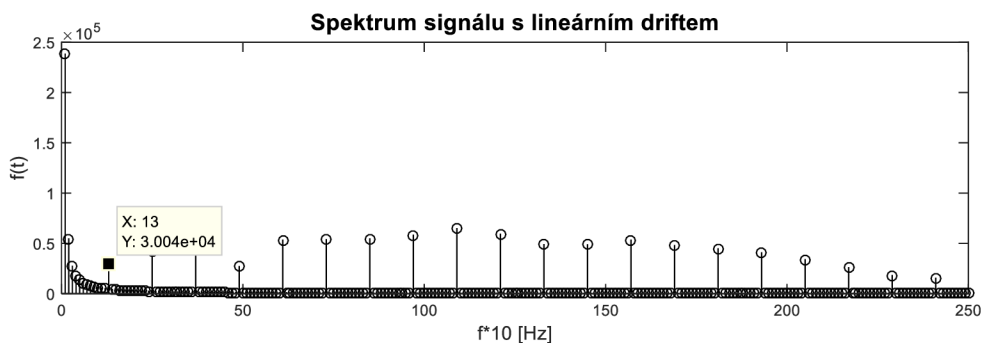
Každá z uvedených variant driftu se projevuje ve spektru signálu jinak. Díky tomu že jsou námi testované signály periodické, můžeme získat při výpočtu Fourierovy transformace z části signálu, která obsahuje celistvý násobek period EKG cyklu čarové spektrum. První čára spektra pak odpovídá základní frekvenci daného EKG.

Na obrázcích níže vidíme, jak ovlivní různé varianty driftu čarové spektrum signálu. Můžeme si povšimnout, že spektrální čáry u kraje spektra představující drift jsou rozmazány na více frekvencí. To je dáno právě tím, že spektrum zobrazujeme v části signálu s celistvým násobkem period EKG cyklu – například od první po poslední R-vlnu avšak v této části signálu se již nenachází celistvý násobek period driftu. První nenulová spektrální čára na pozici jedna, tedy na frekvenci 0,1 Hz u spektra původního signálu představuje složku střední hodnoty signálu.



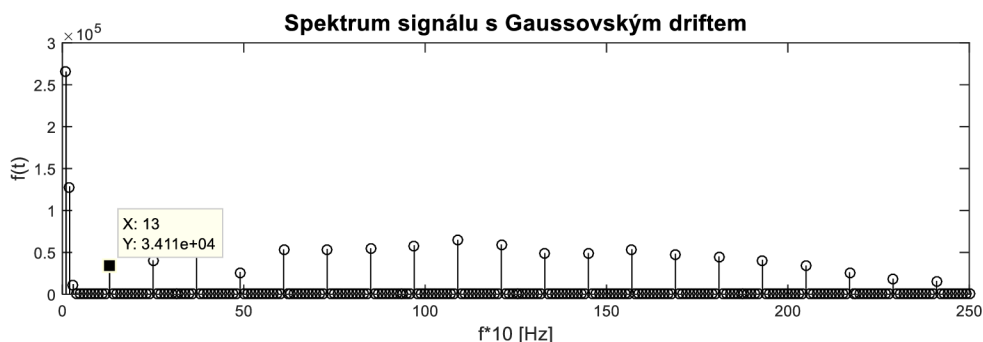
Obr. 13: Spektrum původního signálu č. 3

Spektrální čáry lineárního driftu jsou rozmazány od hodnoty 0,1 Hz a dosahují až k základní frekvenci zde zobrazeného spektra signálu č. 3 a překračují ji.



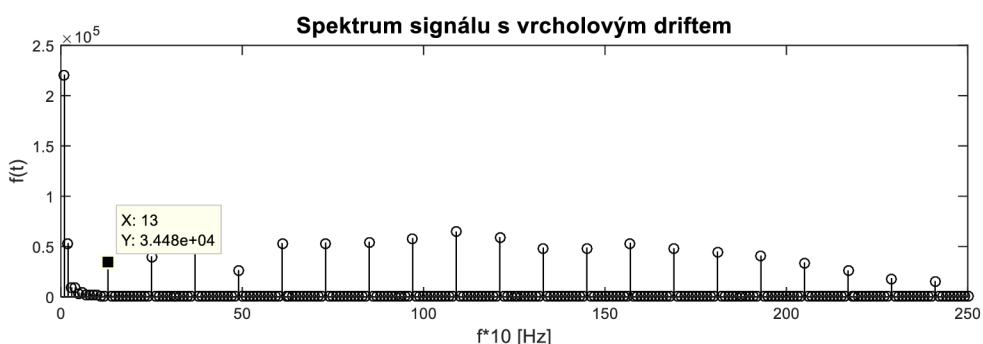
Obr. 14: Spektrum signálu s lineárním driftem

Drift s profilem Gaussovy křivky má spektrum užší, než lineární trend a k základní frekvenci EKG se nepřibližuje.



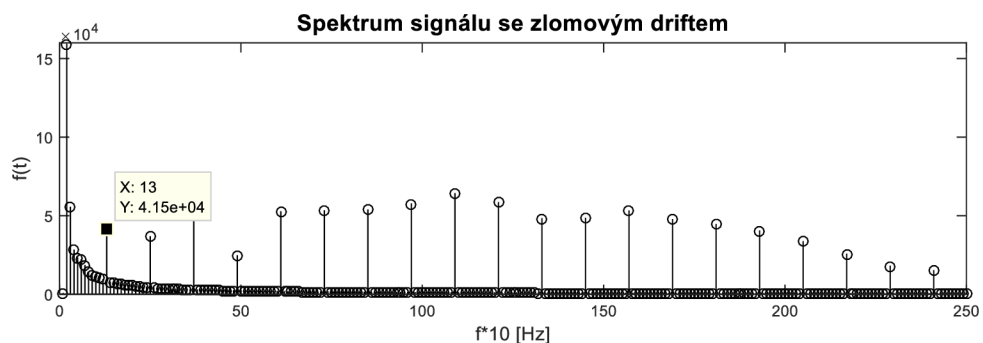
Obr. 15: Spektrum signálu s Gaussovským driftem

Spektrum vrcholového driftu je o něco širší než Gaussovský trend a jeho spektrální čáry dosahují s malou amplitudou asi poloviny základní frekvence.



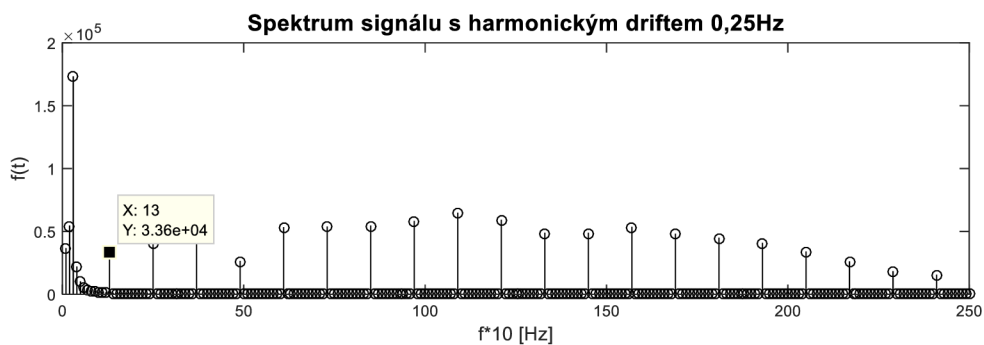
Obr. 16: Spektrum signálu s vrcholovým driftem

Spektrum zlomového driftu dosahuje maxima kolem 0,2 Hz a jeho spektrální čáry překračují základní frekvenci signálu.



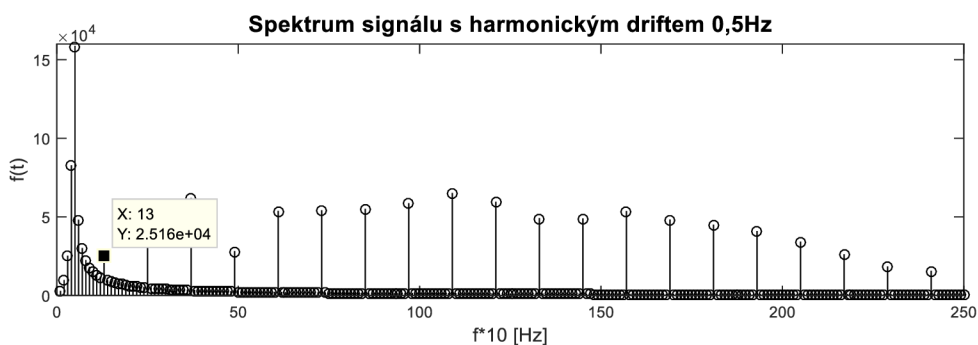
Obr. 17: Spektrum signálu se zlomovým driftem

Harmonický drift o frekvenci 0,25 Hz se ve spektru projevuje spektrálními čarami s nejvyšší amplitudou kolem této frekvence, přičemž dosahují asi poloviny základní frekvence.



Obr. 18: Spektrum signálu s harmonickým driftu 0,25 Hz

Posledním testovaným profilem driftu byla harmonická funkce o frekvenci 0,5 Hz. I když v tomto případě frekvence driftu nepřekračuje polovinu základní frekvence signálu, tak spektrální čáry zasahují i za základní frekvenci a u pomalých EKG je filtrace velmi neefektivní.



Obr. 19: Spektrum signálu s harmonickým driftu 0,5 Hz



## 6 Filtrace

Filtrace je zpracování signálů, sloužící k výběru jistých složek ze směsi více signálů a k potlačení složek jiných [7]. Spektra rušení a spektrum signálu se ve většině případů překrývají a proto často neexistuje efektivní způsob, jak dokonale zbavit signál šumu, aniž bychom neodstranili i část užitečné informace.

### 6.1 Přístupy různých autorů pro filtraci kolísání izolinie EKG

Autoři v [13] aproximovali kolísání izoelektrické linie generováním kubických splajnů z uzlových bodů P-R intervalu, kde bychom mohli očekávat nulovou linii EKG signálu. Hlavním nedostatkem tohoto řešení byla nutnost detekce P-R intervalu. Metoda se stává více efektivní při zvýšení tepové frekvence, kdy získáváme vyšší hustotu uzlových bodů, zatímco užitečné části signálu zůstávají neporušeny. V kolektivu autorů v [14] použili pro filtraci driftu jednoduchý adaptivní filtr s konstantním referenčním vstupem a vahou. Tento způsob filtrace byl však zdrojem zkreslení v oblasti S-T segmentu. Jane a kolektiv [15] popsali metodu založenou na kaskádě dvou adaptivních filtrů. První, jednoduchý, adaptivní filtr s konstantním referenčním vstupem a jednou vahou reprezentuje jednoduchý filtr typu horní propust s mezní frekvencí kolem 0,3 Hz. Do referenčního vstupu druhého adaptivního filtru přicházejí impulsy z QRS detektoru. Počet vah tohoto filtru odpovídá počtu vzorků EKG cyklu. V tomto případě nedochází ke zkreslení ST segmentů. Kaskádu adaptivních filtrů využili taktéž autoři v [16]. Blanco-Velasco a kolektiv využili pro filtraci driftu metody založené na EMD, která rozkládá signál na sumu vnitřních funkcí – více v kapitole 11. Shusterman a kolektiv rozvíjejí v [17] korekci driftu, kde nejprve dva IIR filtry zpětně a přímo filtrují EKG signál, čímž je potlačeno fázové zkreslení a produkují EKG signál zbavený výrazné části driftu. Druhým krokem je detekce QRS komplexů a zbytek izolinie je interpolován ze stanovených PQ a PT intervalů.

Kolektiv autorů v [18] použil modifikované nelineární metody původně navržené pro odstranění trendu variability srdečního rytmu jako prostředek pro odstranění kolísání izoelektrické linie EKG. Výsledný trend byl odvozen z překrytí krátkodobých trendů na základě hladkosti předchozích výsledků. Sharma a kol. v [19] popisují metodu založenou na Hilbertově vibrační dekompozici (HVD). Metoda předpokládá, že první komponenta (komponenta s nejvyšší energií) koresponduje s driftem obsaženým v signálu.

### 6.2 Lineární filtrace

Lineární časově invariantní filtry jsou hlavní aplikací diskrétních lineárních systémů. Vždy realizují konvoluci mezi svou impulsní charakteristikou a vstupním signálem a lze je rovnocenně charakterizovat kteroukoli z charakteristik, tj. v časové, frekvenční nebo z-oblasti [7]. Obvykle lineární filtrace spočívá v tom, že některé harmonické složky signálu

podle potřeby potlačujeme, jiné ponecháváme nebo zvýrazňujeme. Méně obvyklé je záměrné ovlivňování fázového posunutí jednotlivých harmonických složek - k tomu dochází většinou nechtěně vlivem nežádoucích vlastností (konkrétně nelineárních fázových frekvenčních charakteristik) některých typů filtrů [10].

### 6.2.1 FIR

FIR filtry jsou filtry s konečnou impulsní charakteristikou (zkratka z angl. Finite Impulse Response). Zpravidla jsou navrhovány jako nerekurzivní, výjimečně je však možná i rekurzivní struktura [7]. Výstupem ze systému je konečná diskrétní konvoluce vstupního signálu s impulsní charakteristikou. Frekvenční charakteristika filtru je periodická, jako u každého diskrétního systému a je dána Fourierovou řadou. Filtry FIR mohou mít lineární fázovou frekvenční charakteristiku v případě, že je jejich impulsní charakteristika symetrická nebo antisymetrická.

FIR filtry realizují konečnou diskrétní konvoluci vstupního signálu s impulsní charakteristikou:

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

FIR filtry jsou koncepčně jednodušší a jejich návrh je snazší, než u IIR filtrů. Jsou vždy stabilní a umožňují přesně lineární fázovou frekvenční charakteristiku. Snáze se u nich analyzují vlivy konečné přesnosti výpočtů než u IIR, kde je vliv konečné přesnosti výpočtu obecně vyšší. Mohou být realizovány prostřednictvím frekvenční oblasti, jsou ale významně náročnější na počet operací pro výpočet jednoho vzorku výstupního signálu, než IIR filtry [7].

### 6.2.2 IIR

IIR filtry jsou filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou (zkratka z angl. Infinite Impulse Response). Jsou koncepčně a strukturálně složitější než FIR filtry, v důsledku rekurze. Na rozdíl od FIR filtrů, které jsou vždy stabilní, je u IIR filtrů potřeba ověřovat jejich stabilitu. Principiálně nemohou mít přesně lineární fázovou charakteristiku, mohou ji pouze aproximovat. IIR filtry jsou významně méně náročné na počet operací pro výpočet jednoho vzorku oproti FIR filtrům srovnatelných vlastností. Pro vyšší řády se obvykle realizují ze stavebních bloků nižší složitosti (2. řádů) – kaskádní nebo paralelní realizace [7].

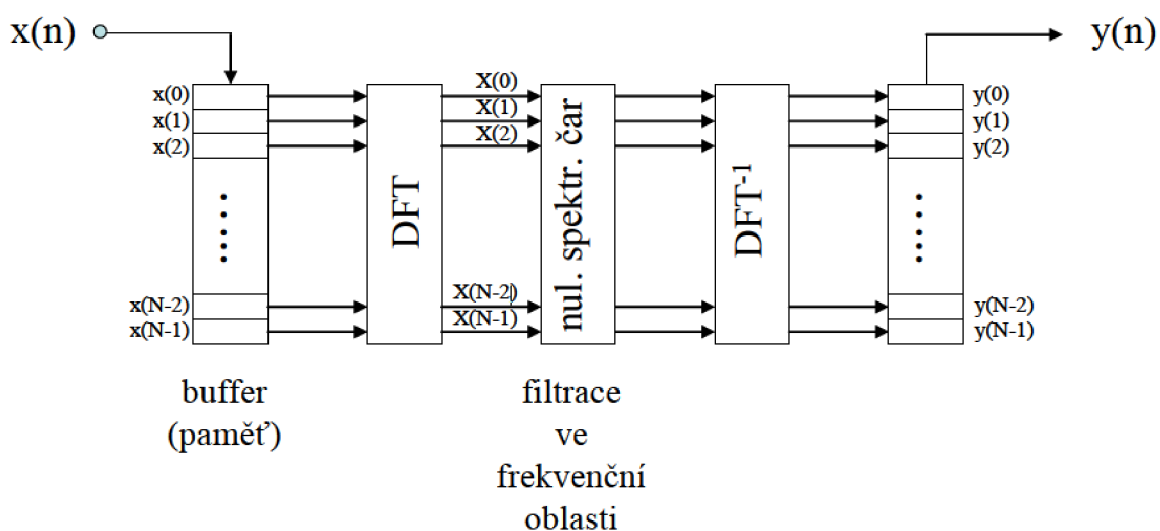
IIR filtry jsou realizovány obecnými rekurzivními systémy s diferenční rovnicí:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i x_{n-i} - \sum_{i=1}^m K_i y_{n-i} \quad (3)$$

## 6.2.3 Nulování spektrálních čar

Nulování či také odbourávání spektrálních čar je metoda filtrace ve frekvenční oblasti, kterou lze považovat za ideální variantu návrhu filtru metodou vzorkování frekvenční charakteristiky – Počet vzorků frekvenční charakteristiky je ve shodě s počtem vzorků po DFT. Neuplatní se tedy zvlnění amplitudové charakteristiky filtru, nulová je fázová charakteristika. Nevýhodou této metody je nemožnost realizace filtru v reálném čase. K dispozici musíme mít celý signál, který chceme filtrovat, protože filtrace po úsecích by vedla k nespojitostem mezi jednotlivými filtrovanými úseky signálu [8]. Blokové schéma filtru, pracujícího na principu nulování spektrálních čar vidíme na Obr. 20.

Přesný počet spektrálních čar, které je třeba vynulovat, je dán délkou signálu  $N$ , vzorkovací frekvencí  $f_{vz}$  a základní frekvencí daného EKG. V našem případě obsahuje každý testovaný signál 5000 vzorků při vzorkovací frekvenci  $f_{vz} = 500$  Hz,  $\Delta f = 0,1$  Hz – tedy rozestup spektrálních čar odpovídá 0,1 Hz.



Obr. 20: Blokové schéma filtru pracujícího na principu nulování spektrálních čar

## 6.2.4 Lymnovy filtry

Lymnovy filtry tvoří skupinu filtrů typu FIR, které jsou zvláštním případem filtrů navrhovaných metodou vzorkování frekvenční charakteristiky. Jejich předností je velmi jednoduchý návrh a možnost jejich realizace s velmi nízkou pracností výpočtu odezvy. Nedostatkem Lymnových filtrů je jejich neuniverzálnost: mají totiž charakter úzkopásmových propustí (které mohou být případně základem návrhu úzkopásmových zadržů) a jejich použitelnost často závisí na vzorkovacím kmitočtu.

Nelinearita fázové charakteristiky v oblasti velmi nízkých kmitočtů vede k nežádoucímu fázovému zkreslení – zejména oblast ST segmentů. Aby nedocházelo

k fázovému zkreslení, musí být fázová charakteristika filtru lineární a musí procházet nulou (nebo musí být nulová, ale takový filtr není kauzální). Tento požadavek může být splněn použitím lineární filtrů s konečnou impulsní charakteristikou (FIR), jejichž impulsní charakteristika je symetrická. Uvažované filtry jsou však relativně úzkopásmové a jejich impulsní charakteristiky jsou poměrně dlouhé - až stovky vzorků. Přímá realizace klasických FIR filtrů vede k vysoké výpočetní náročnosti odezvy, což je problém u realizací v reálném čase. Nízké výpočetní náročnosti lze dosáhnout využitím Lymnových filtrů typu dolní propust (DP) [12].

Základní tři typy Lymnových filtrů mají charakter více či méně úzkopásmových propustí s obecnými přenosovými funkcemi:

$$H(z) = \frac{1-z^{-pK}}{K(1-z^{-p})} = \frac{1}{K} (1 + z^{-p} + z^{-2p} + \dots + z^{(-pK-p)}), \text{ celé } K, p; \quad (4)$$

$$G(z) = \frac{1-z^{-pK}}{K(1+z^{-p})} = \frac{1}{K} (1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots - z^{(-pK-p)}), \text{ sudé } K; \quad (5)$$

$$F(z) = \frac{1+z^{-pK}}{K(1+z^{-p})} = \frac{1}{K} (1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots + z^{(-pK-p)}), \text{ liché } K; \quad (6)$$

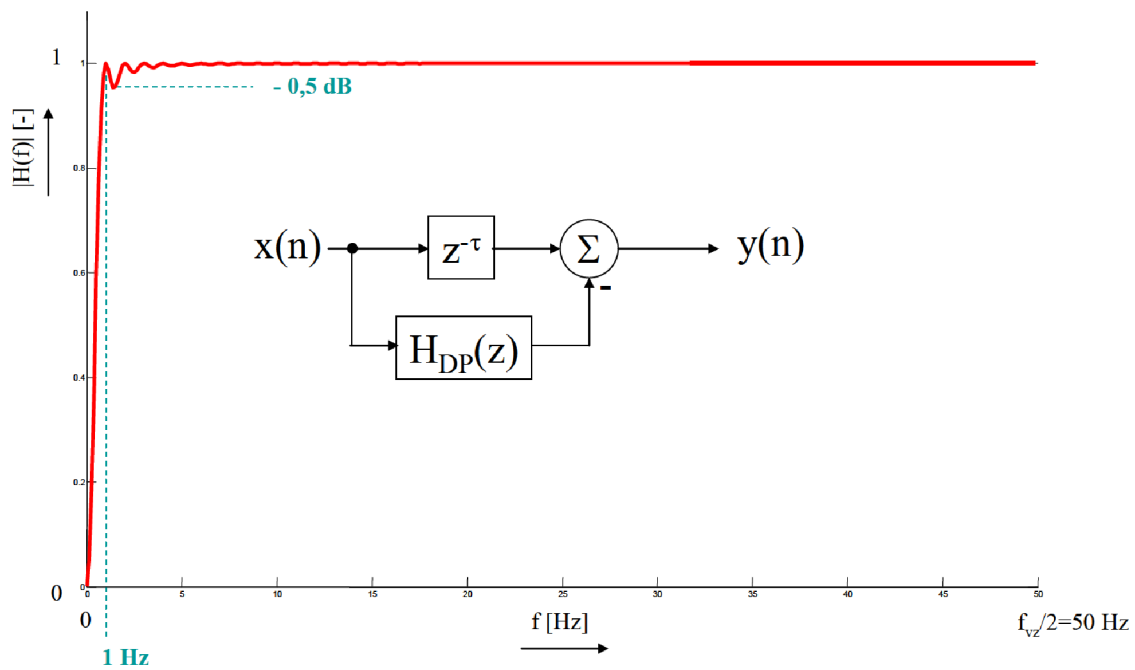
$P$  představuje počet propustných pásem – v našem případě je  $p$  rovno jedné. S rostoucím  $K$  se propustné pásmo zužuje. Protože mívají amplitudové charakteristiky uvedených filtrů velké zvlnění v nepropustném pásmu, bývá žádoucí řadit dva filtry do série. Příklad amplitudové charakteristiky výchozí dolní propustí Lymnova typu, kde je také naznačen výpočet konstanty  $K$ , je na Obr. 22.

Lymnovy filtry vycházejí z hřebenových filtrů, tyto jsou charakteristické rovnoměrně rozloženými nulovými body na jednotkové kružnici v rovině  $z$ . Jeden nebo více z těchto nulových bodů mohou být neutralizovány pólem či více póly – odpovídající kmity se stávají středy propustných pásem.

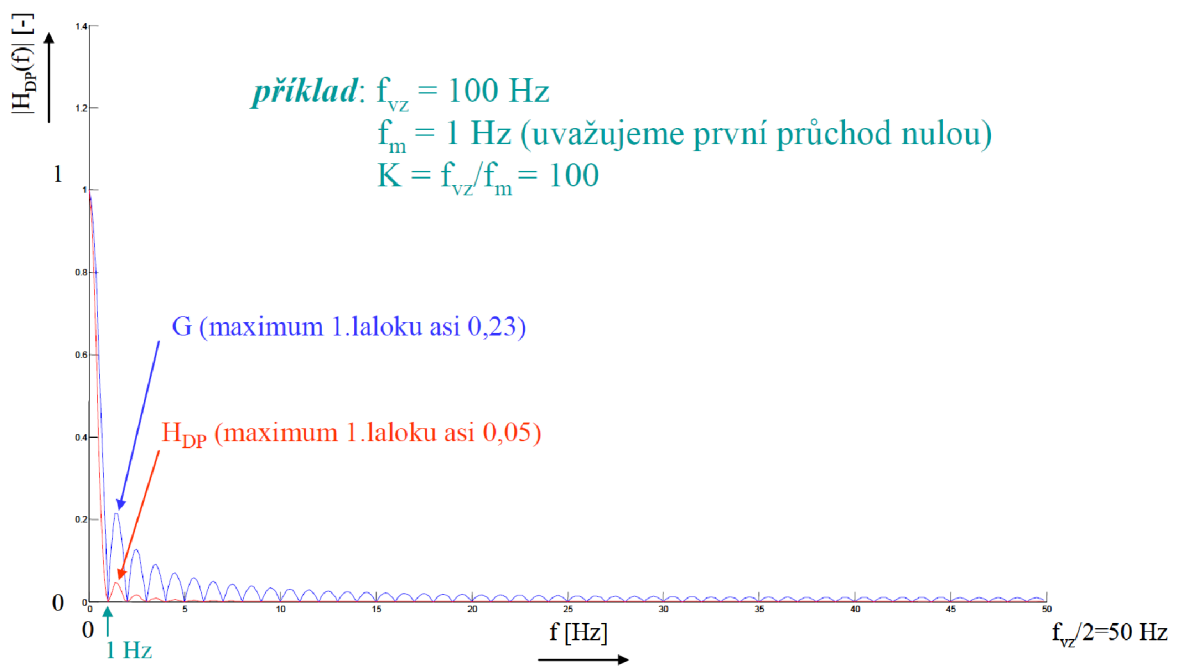
Pro účely potlačení driftu vytváříme filtr typu horní propust (HP). Snížení výpočetních nároků lze dosáhnout odvozením filtru typu dolní propust (DP) od filtru typu HP. Při vytvoření úzkopásmové DP se stejnou mezní frekvencí, jako vyžadujeme u HP, odečteme výstup DP od zpožděného vstupu podle (7), výslednou amplitudovou charakteristiku vidíme na Obr. 21 [8].

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau} - H_{DP}(z), \quad (7)$$

kde  $\tau$  udává zpoždění, které zavádí  $H_{DP}$ .



Obr. 21: Amplitudová charakteristika HP odvozené z Lymnovy DP



Obr. 22: Amplitudová charakteristika Lymnovy DP (modře) a dvojice filtrů v sérii,  $H_{DP}$  resp.  $F_{DP}$  (červeně)

## 7 Hodnocení účinnosti filtrace

Hodnocení krátkého úseku signálu jako v našem případě je obtížné. Účinnost filtrace byla vyhodnocována signálu zkráceném o 500 vzorků z každé strany pro odstranění přechodových dějů na začátku a konci signálu. Nejprve byla účinnost vyhodnocována v části signálu mezi dvěma QRS komplexy, ale výsledky byly značně zavádějící a proto jsme od tohoto hodnocení ustoupili. K signálům je přičítán úzkopásmový šum o nízké frekvenci, kdy například u harmonického driftu 0,25 Hz nejsou v celém průběhu signálu přítomny ani celé tři periody harmonického rušení. U EKG při vysoké tepové frekvenci jsou QRS komplexy blíže u sebe než při nižších tepových frekvencích. V případě vyhodnocování SNR mezi dvěma komplexy tento úsek, obsahuje pokaždé jiný počet chybových vzorků o jiné amplitudě. Když se trefíme právě do vrcholu periody rušení, bude SNR nižší, než když narazíme na úsek, kdy se signál rušení přibližuje původnímu signálu – to může zkreslovat výsledky hodnocení.

Vzhledem k tomu, že máme k dispozici původní signál bez driftu, nabízelo se pro hodnocení efektivity filtrace použití ukazatele SNR – poměru signálu k šumu, vyjádřeného v decibelech. Globální vstupní  $SNR_{IN}$  byl vypočítán na pomoci rovnice (8) a na jeho základě byla vypočítána konstanta, kterou byla násobena amplituda rušení (1). Díky tomu pak při výpočtu SNR pro celý již zarušený signál vycházela hodnota v decibelech přesně podle nastaveného  $SNR_{IN}$ . Zároveň však platí, že pokud počítáme hodnotu  $SNR_{IN}$  průběhu signálu po úsecích, bude se tato hodnota měnit. V rámci realizace diplomové práce byla testována filtrace zarušených signálů při nastavení globálního  $SNR_{IN}$  na hodnotu 1 a 5 dB.

$$SNR_{IN} = 10 \log_{10} \frac{\sum_N s^2}{\sum_N e^2}, \quad (8)$$

kde  $s$  představuje původní signál a  $e$  představuje signál umělého driftu. Výstupní  $SNR_{OUT}$  byl vypočítán na základě rovnice (10).

$$SNR_{OUT} = 10 \log_{10} \frac{\sum_N s^2}{\sum_N (y-e)^2}, \quad (9)$$

kde  $s$  představuje původní signál,  $y$  pak představuje signál zatížený přičtením umělého driftu a  $e$  představuje samotný signál driftu.

Další formou hodnocení účinnosti filtrace bylo použití směrodatné odchylky ( $SD$ ) a průměru chybových vzorků – tedy vzorků, získaných po odečtení filtrovaného signálu od původního signálu bez driftu.  $SD$  zde tedy ukazuje kvadratický průměr odchylek hodnot chybových vzorků od jejich aritmetického průměru. Cílem je, aby jak průměr, tak i  $SD$  těchto vzorků byl co nejnižší.

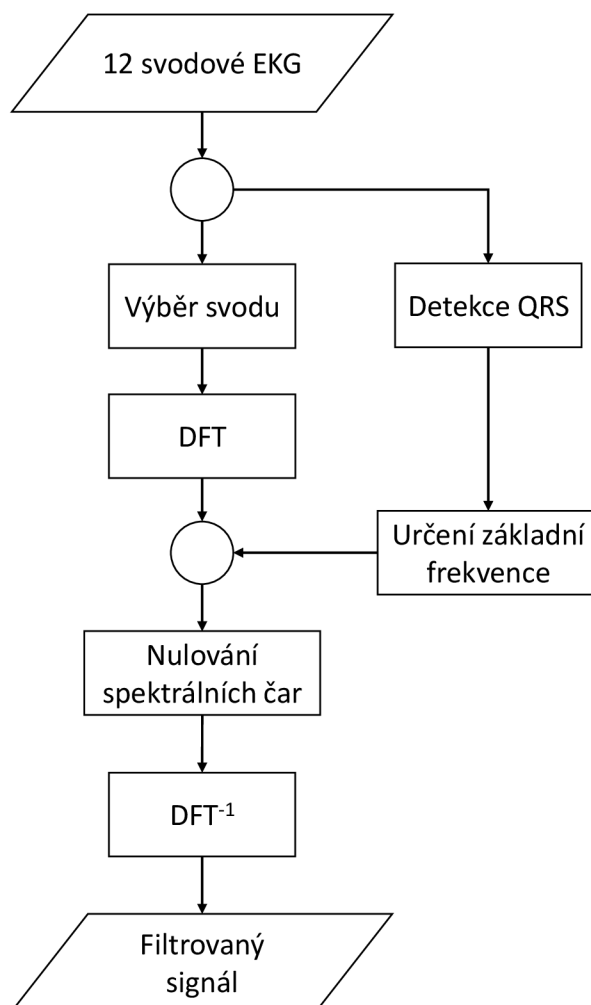
Posledním použitým prostředkem pro hodnocení účinnosti filtrace byly histogramy chybových hodnot, jež ukazují četnost chybových vzorků s danou amplitudou. Snahou je dosáhnout úzkých histogramů s největší četností chybových vzorků kolem nulové či zanedbatelné amplitudy. Jako zanedbatelnou považujeme amplitudu rušení do 10  $\mu\text{V}$ , vycházíme přitom z [23].

U všech zmíněných přístupů hodnocení efektivity filtrace však platí upozornění na délku signálů, kde byla filtrace hodnocena. Pro realizaci diplomové práce byly k dispozici pouze krátké umělé signály o délce deset sekund. Pro hodnocení filtrace by bylo vhodnější použití dlouhých umělých záznamů, které však nebyly k dispozici. Proto je třeba brát výsledky s rezervou.

## 8 Použití odbourávání spektrálních čar pro filtraci driftu EKG

Metoda odbourávání spektrálních čar byla v rámci realizace diplomové práce použita jako ideální varianta filtrace, se kterou jsou ostatní metody filtrace srovnávány. Stejně jako u EMD/EEMD je pro automatizaci procesu filtrace zapotřebí kvalitního QRS detektoru pro zjištění tepové frekvence, resp. základní frekvence daného EKG. Princip QRS detektoru použitého v této diplomové práci je blíže popsán v kapitole 13.1.

Postup automatického procesu filtrace je následující: Nejprve je zjištěna základní frekvence analyzovaného EKG a určení pozice první harmonické spektrální čáry podle vzorkovacího kmitočtu a délky záznamu. Následně jsou nulovány všechny spektrální čáry před touto první harmonickou a taktéž jsou nulovány spektrální čáry symetricky z druhého konce spektra. Vývojový diagram námi použitého algoritmu vidíme na obrázku Obr. 23.



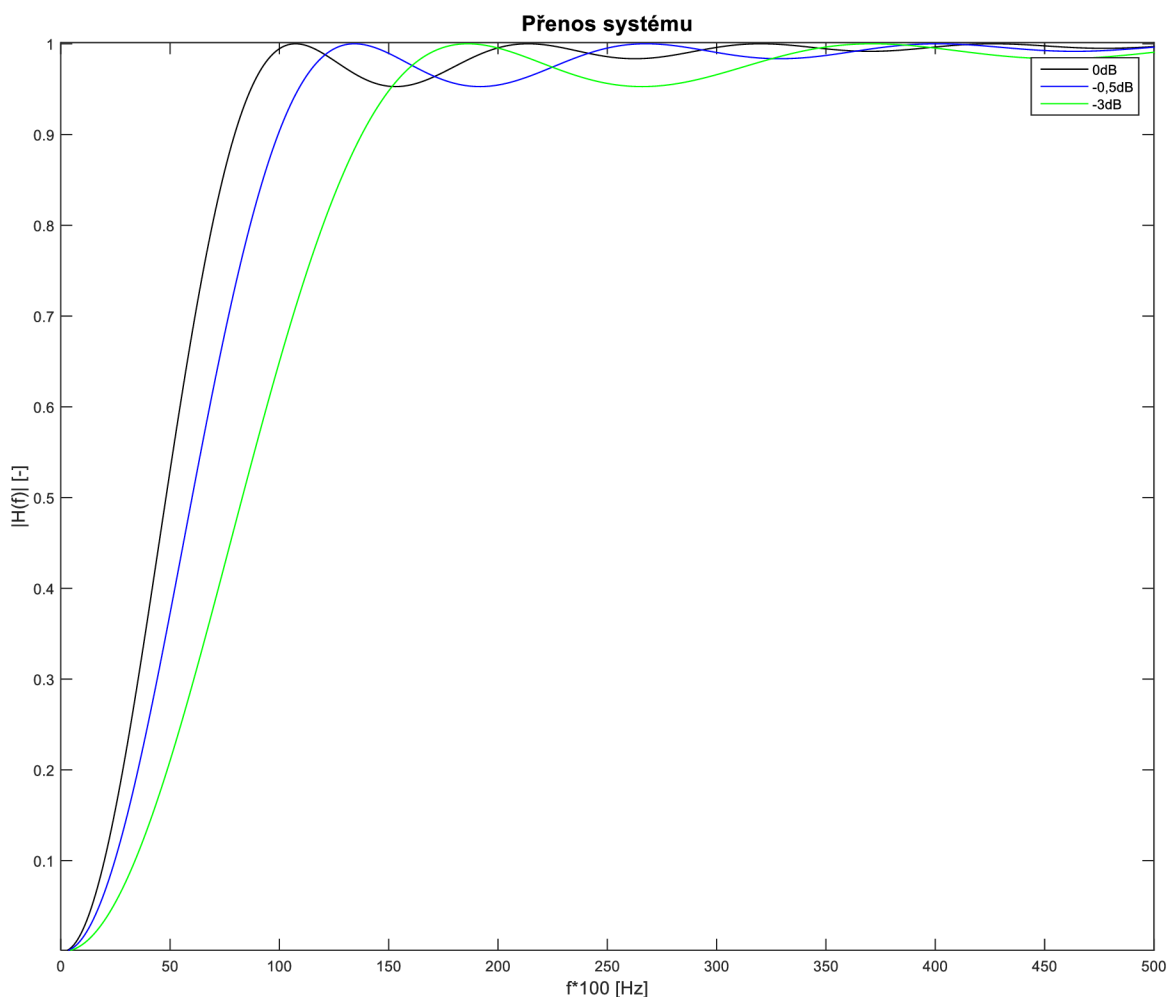
Obr. 23: Vývojový diagram automatické filtrace odbouráváním spektrálních čar



## 9 Použití Lynnova filtru pro potlačení driftu EKG

Dalšími s EMD/EEMD porovnávanými filtry jsou Lynnovy filtry. Oproti EMD a EEMD je tato filtrace významně rychlejší.

Při testování účinnosti filtrace byly porovnány tři varianty nastavení útlumu na mezním kmitočtu – konkrétně šlo o hodnoty 0, -0,5 a -3 dB. Při nastavení záporného SNR dojde ke zvýšení sklonu amplitudové frekvenční charakteristiky – tedy lepšího potlačení rušení v nízkých kmitočtech za cenu nižšího přenosu na vyšších frekvencích. Například zde má filtr se ziskem 0 dB na frekvenci 1,1 Hz přenos zhruba 0,95, zatímco filtr se ziskem -3 dB má na stejné frekvenci přenos pouze asi 0,53. Frekvenční charakteristiky Lynnova filtru typu HP s danými zisky vidíme na Obr. 24. Lynnovy filtry jsou adaptivní vzhledem k tepové frekvenci analyzovaného záznamu a jejich mezní frekvence se tedy pro každý signál mění.

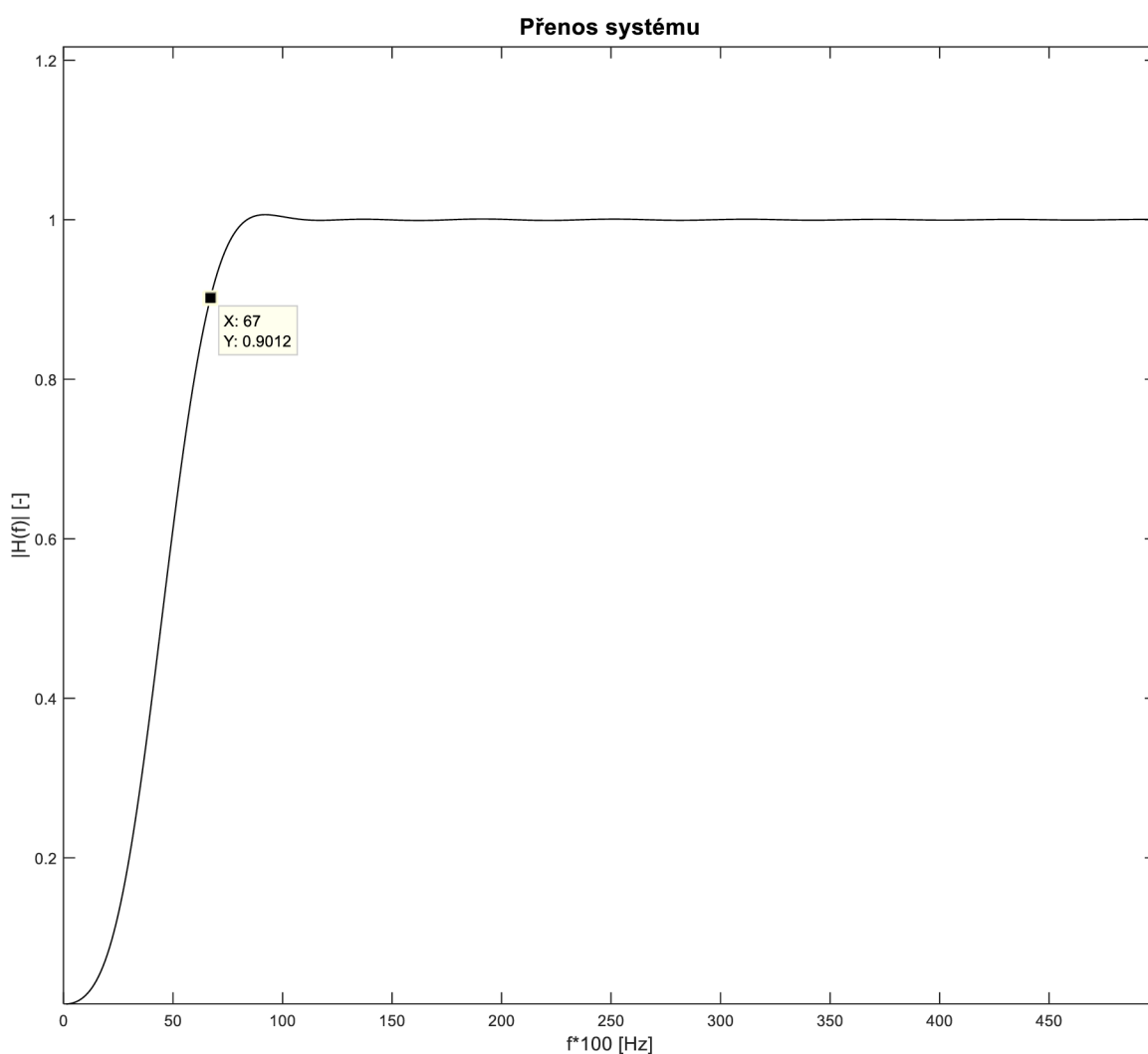


Obr. 24: Frekvenční charakteristika Lynnova filtru se ziskem 0, -0,5 a -3 dB

## 10 Použití FIR filtru pro potlačení driftu EKG

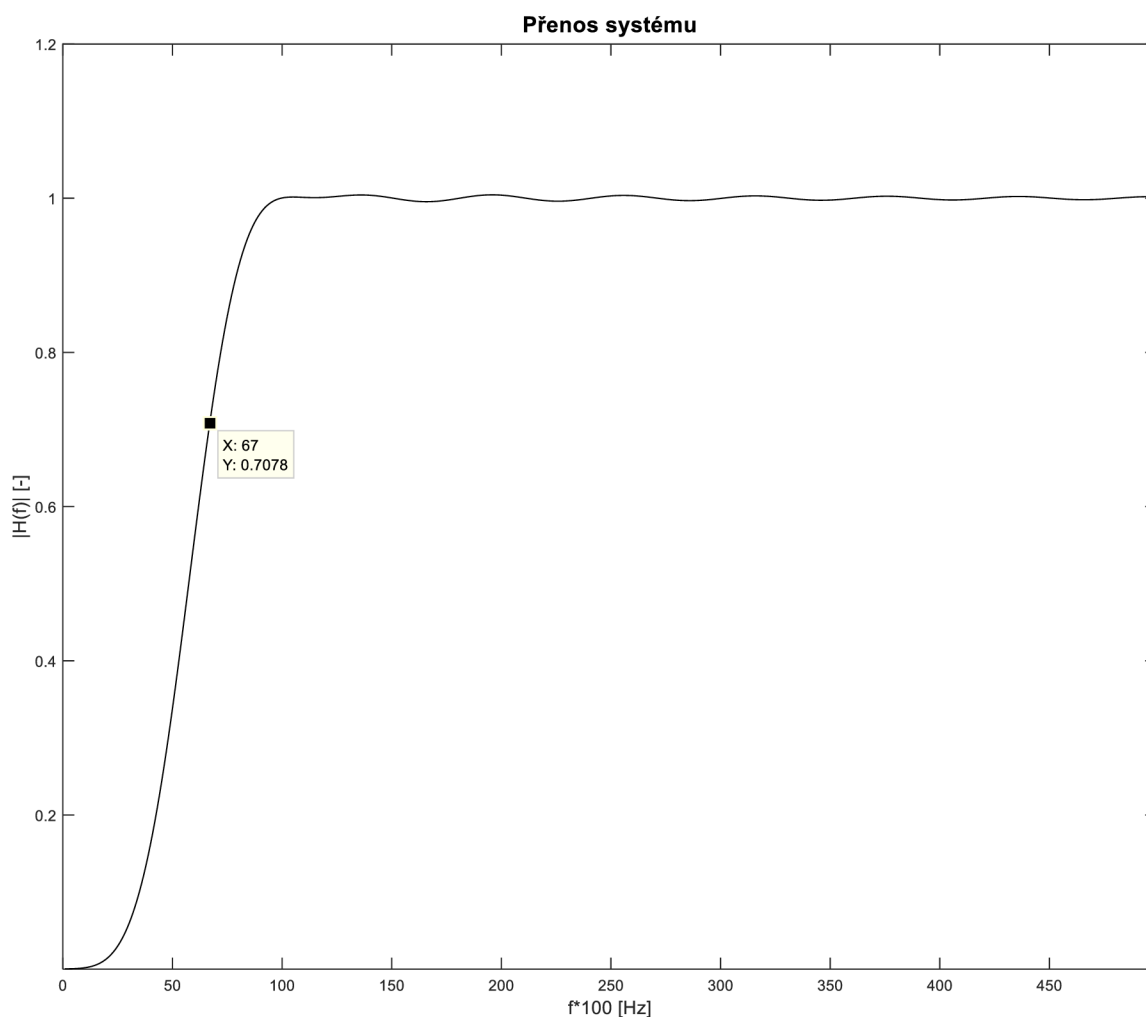
Dalším porovnávaným filtrem byl filtr typu FIR. V programovém prostředí MATLAB<sup>®</sup> byl tento filtr realizován příkazem *fir1*, který realizuje návrh klasické metody okénkového lineárně fázového FIR číslicového filtru pomocí Hammingova okna. V našem případě byl filtr nastaven jako horní propust s mezní frekvencí 0,3185 Hz. Funkce *fir1* neumožňuje nastavení konkrétního přenosu na zvolené mezní frekvenci. Proto bylo snahou nastavit mezní frekvenci pro tuto funkci tak, aby ve výsledné frekvenční charakteristice bylo dosaženo zesílení -0,9 dB na frekvenci 0,67 Hz, viz dále v této kapitole a taktéž v [25].

Výslednou frekvenční charakteristiku navrženého filtru vidíme na Obr. 25.



Obr. 25: Frekvenční charakteristika FIR okénkového filtru s útlumem -0,9dB na frekvenci 0,67 Hz

Dále jsme testovali použití FIR filtru s útlumem -3 dB opět na frekvenci 0,67 Hz. Pro funkci *fir1* jsme nastavili mezní frekvenci na hodnotu 0,444 Hz. Frekvenční charakteristiku takového filtru vidíme na Obr. 26.



**Obr. 26: Frekvenční charakteristika FIR okénkového filtru s útlumem -3dB na frekvenci 0,67 Hz**

Koeficienty Hammingova okna o délce  $L$  jsou vypočítány dle následujícího vzorce:

$$w(n) = 0,54 - 0,46 \cos\left(2\pi \frac{n}{N}\right), \quad 0 \leq n \leq N \quad (10)$$

přičemž  $n$  je právě vypočítávaný koeficient,  $N$  představuje počet koeficientů okna a délka okna je pak dána jako  $L = N + 1$ . V našem případě je vzorkovací frekvence signálu rovna  $f_{vz} = 500 \text{ Hz}$ . Při návrhu filtru postupujeme obdobně, jako u vzorkování frekvenční charakteristiky – délka okna musí být rovna alespoň  $L = 1000$  abychom plně obsáhli kmitočtový rozsah, ve kterém lze frekvenční charakteristiku modelovat – snažíme se o návrh filtru s mezní frekvencí pod 1 Hz. My jsme v průběhu realizace zvolili délku okna  $L = 1666$ ,

díky tomu lze modelovat frekvenční charakteristiku s krokem po zhruba 0,3 Hz. Výsledný příkaz tedy vypadal takto:  $y = \text{fir1}(1666, f_{\text{mez}} / (f_{\text{vz}} / 2), \text{'high'})$ ;

Při volbě nastavení vlastností FIR filtru jsme vycházeli z doporučení v odborné literatuře. Van Alsté a kolektiv doporučují nastavit zesílení na hodnotu -0,5 dB na základní frekvenci daného EKG. V případě online zpracování dlouhých signálů autoři doporučují zesílení -0,5 dB na pevné mezní frekvenci 0,8 Hz [22]. Použitý filtr nesmí zavádět fázové zkreslení. Cardiac Electrophysiology Society (CES) doporučuje použití lineárního filtru typu HP s mezní frekvencí 0,67 Hz při útlumu -3 dB. AHA (American Heart Association) ve svých zprávách [23] a [24] doporučuje hladinu amplitudové odezvy mezi  $\langle -0,5; 0,5 \rangle$  dB, v rozsahu frekvencí 1 – 30 Hz. Zprávy doporučují nízkofrekvenční mez 0,05 Hz pro zamezení možného zkreslení ST segmentů, avšak tato frekvence může být navýšena až na hodnotu 0,67 Hz (s útlumem -3 dB) pro lineární digitální filtry s nulovým fázovým zkreslením. Abacherli a kolektiv v [25] referují o standardech, jež doporučují použití filtru typu HP bez fázového zkreslení při útlumu -3 dB na frekvenci 0,67 Hz pro potlačení driftu v průběhu monitorování. U diagnostických zařízení doporučují standardy útlum -0,9 dB opět na frekvenci 0,67 Hz. Luo a kolektiv popisují v [26] tytéž hodnoty a doporučují útlum nepřekračující hodnotu 0,5 dB na frekvenci 1 Hz u zátěžových EKG.

Výpočet konkrétního útlumu na dané mezní frekvenci je následovně:

$$H_{dB} = 20 \log H [dB], \quad (11)$$

Kde  $H_{dB}$  představuje zvolený útlum na mezním kmitočtu a  $H$  pak představuje přenos na daném kmitočtu. Z rovnice (11) lze již snadno odvodit, jakého přenosu na zvoleném kmitočtu je třeba dosáhnout, aby byl útlum roven zvolené hodnotě:

$$H = 10^{\frac{-H_{dB}}{20}}. \quad (12)$$

## 11 Metoda empirické modální dekompozice

Metoda empirické modální dekompozice (EMD) byla popsána kolektivem autorů N. E. Huang a kol., jako nástroj adaptivní dekompozice signálu do kolekce AM-FM komponent. Tradiční metody analýzy dat, jako je Vlnková transformace vyžadují předdefinované báze funkce pro reprezentaci signálu. EMD vychází pouze ze vstupních dat a nevyžaduje žádné báze funkce. Je vhodná pro nelineární a nestacionární signály, jako je např. EKG či řečové signály. Principem EMD je dekompozice signálu na sumu vnitřních modálních funkcí (Intrinsic Mode Functions - IMFs) [1] [11].

IMF musí splňovat dvě podmínky:

- 1) Počet extrémů a počet průchodů nulou se musí shodovat, nebo odlišovat nejvýše o jeden.
- 2) V každém okamžiku musí být průměrná hodnota, spočítaná z obálek lokálních minim a lokálních maxim nulová, resp. zanedbatelná.

Dekompozice je založena na přímé extrakci energie, asociované s variabilitou vnitřního časového měřítka – nejdůležitějšího parametru systému. Vyjádření signálu v souboru IMFs umožňuje vypočítat okamžité frekvence, neboť se chovají stejně jako Hilbertova transformace. Takto můžeme lokalizovat jakoukoliv událost jak na časové, tak i na frekvenční ose. Na dekompozici může být také pohlíženo jako na rozšíření dat ve smyslu IMFs. Potom mohou tyto funkce odvozené z dat sloužit jako základ takového rozšíření, které může být lineární nebo i nelineární – podle charakteru dat. Vnitřní funkce jsou vzájemně kompletně nezávislé. Velmi důležitou vlastností EMD je, že je adaptivní [2].

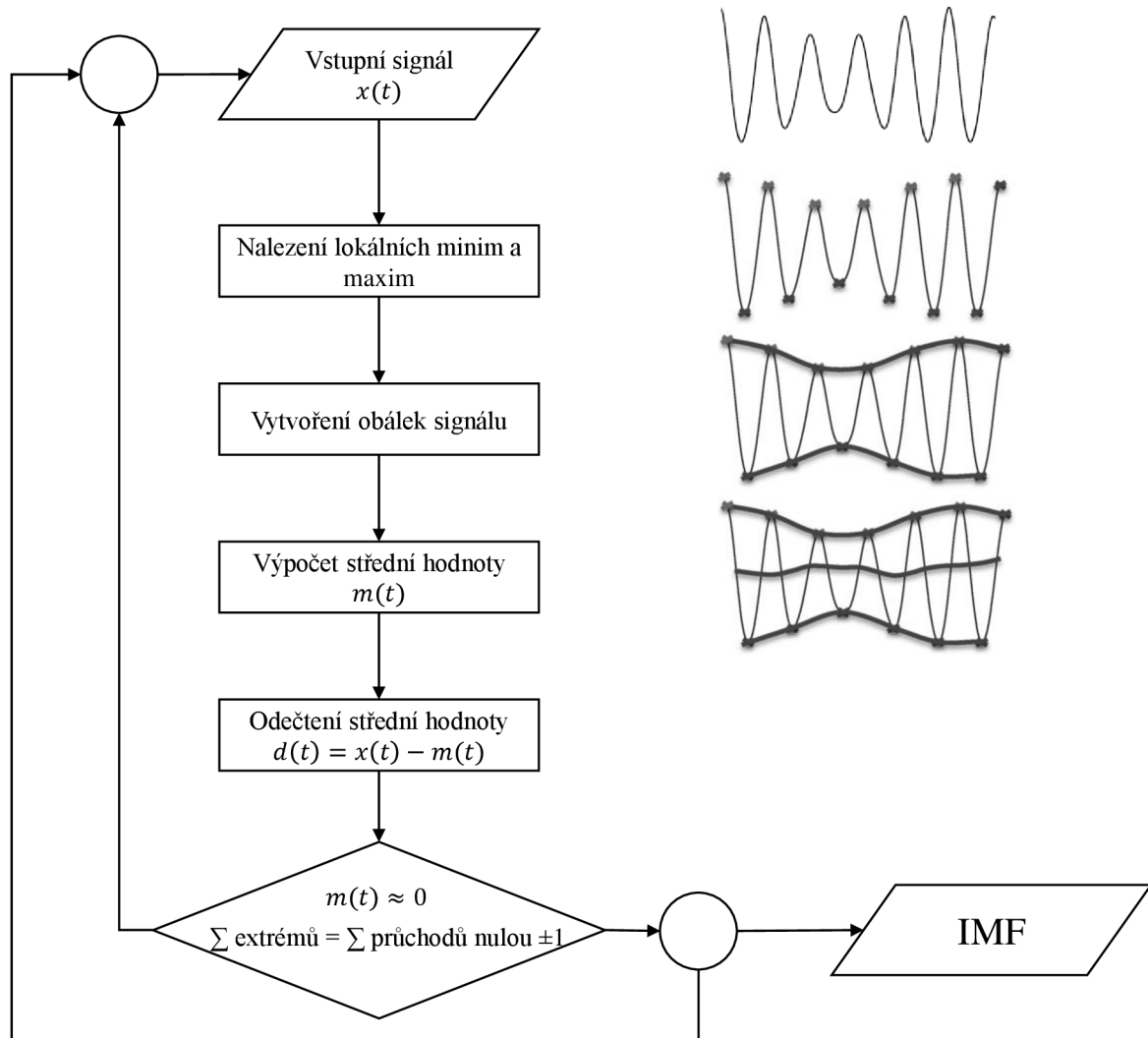
### 11.1 Algoritmus EMD

Prvním krokem EMD je identifikace všech lokálních minim a maxim. Všechna lokální minima jsou interpolována kubickou křivkou a je tak vytvořena spodní obálka signálu. Analogicky je vytvořena horní obálka signálu pomocí interpolace všech lokálních maxim. Následně je vypočten průměr z obou obálek, jenž je odečten od původního signálu. Získáme tak první složku  $h_1(t)$ . V případě, že  $h_1(t)$  nesplňuje podmínky pro označení jako IMF, pak se postup opakuje – opět jsou vypočteny horní a spodní obálky signálu a jejich průměr, avšak vstupním signálem je nyní již zmíněná složka  $h_1(t)$ .

Jakmile složka  $h_k(t)$  splňuje podmínky pro označení jako IMF, je odeslána na výstup systému a další IMF jsou vypočítány postupně z předchozích IMF, stejným postupem. Vstupem pro další funkci je předchozí IMF. Postup výpočtu je znázorněn ve vývojovém diagramu na Obr. 27. Rozklad na IMF je ukončen po naplnění ukončovacího kritéria. Tím je často suma diferencí předchozích IMF – SD (13) [2].

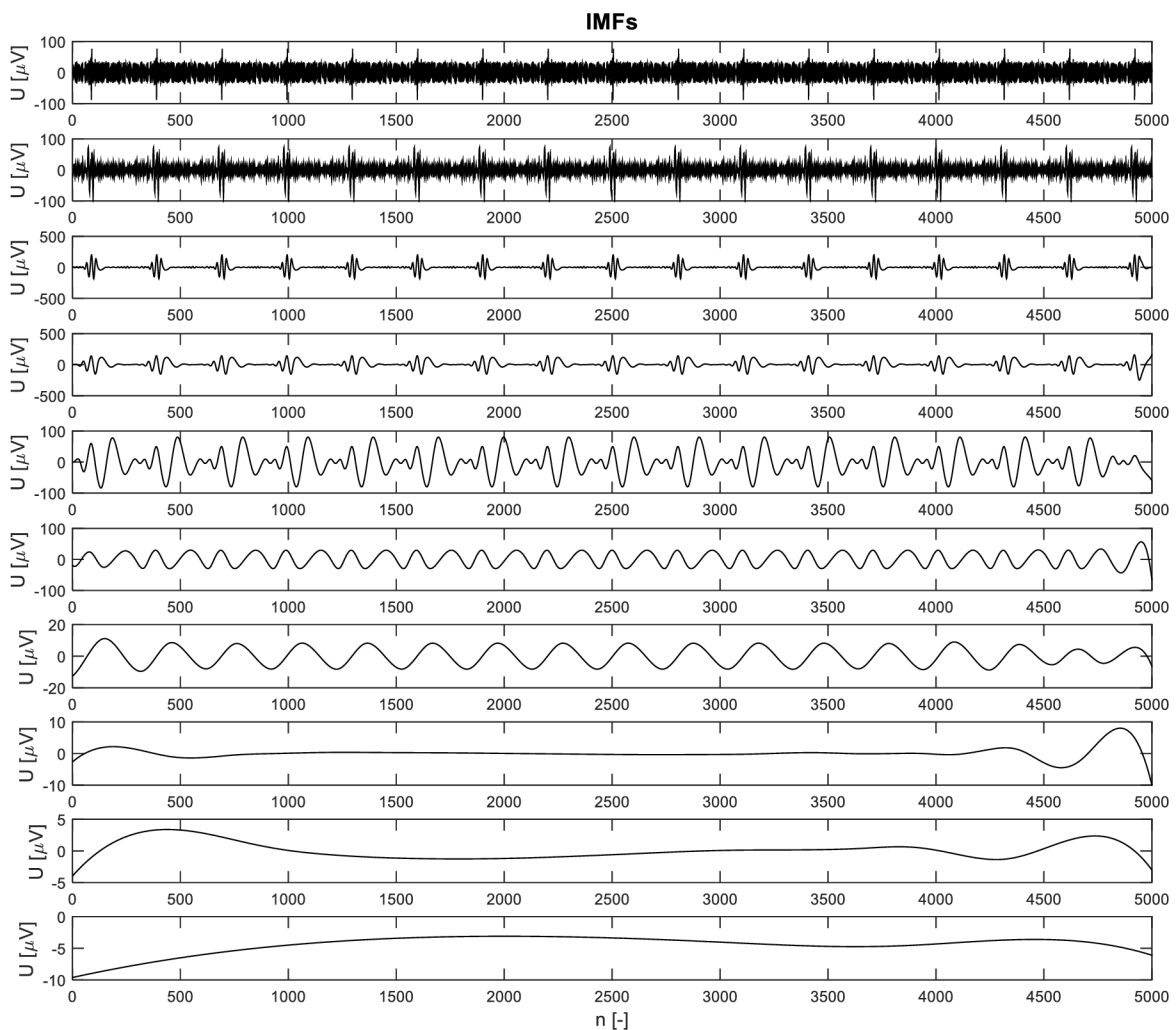
$$SD = \sum_{t=0}^T \frac{|h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{h_{k-1}^2(t)} \quad (13)$$

V případě že  $SD$ , či jiné ukončovací kritérium dosáhne předem definované prahové hodnoty, je dělení na IMF ukončeno.



Obr. 27: Vývojový diagram výpočtu IMF

Jak vypadá výstup systému, tedy IMF pro signál nezatížený driftem, vidíme na Obr. 28. Vliv jednotlivých IMF na stavbu původního signálu postupně klesá (resp. rozkladem získáváme složky od nejvyšších po nejnižší v signálu zastoupené frekvence), až jsou změny signálu IMF takřka zanedbatelné a v signálu se projevují pouze přechodné jevy na počátku a konci dané IMF. Naproti tomu pak můžeme vidět rozdíl u Obr. 29, kde jsou vykresleny IMF signálu, zatíženého driftem o kmitočtu 0,25 Hz. Zde můžeme pozorovat změny v posledních třech kresbách. Po sečtení těchto tří funkcí získáme signál, představující drift – viz. Obr. 30.



Obr. 28: EMD - Vykreslení IMF pro signál nezatížený driftem - Signál č.3 z databáze CSE

Jak vypadají spektra jednotlivých IMF, je ukázáno na Obr. 46, který je součástí příloh.

## 11.2 Vlastní realizace a implementace

Implementace algoritmu EMD do programovacího prostředí MATLAB<sup>®</sup> byla provedena použitím již naprogramované funkce v souboru *eemd.m*, od autorů Wang, Yeh, Young, Hu a Lo. Autoři souhlasí s volným použitím jejich programu pro nekomerční účely výzkumu a výuky [6]. Funkce je naprogramována v jazyce C a její součástí jsou i knihovny, potřebné pro funkčnost celého programu v prostředí MATLAB<sup>®</sup>.

Kromě samotné varianty EMD byla testována i varianta EEMD, která přičítá ke vstupní funkci bílý šum s nulovou střední hodnotou. Zároveň provádí průměrování dílčích výsledků IMF. Autoři v [6] vyčíslili vhodný počet realizací pro průměrování na hodnotu 200. Z tohoto důvodu je algoritmus EEMD výrazně (při počtu realizací 200 přibližně 10x) pomalejší než EMD, kde se žádné průměrování jednotlivých realizací neprovádí.

### 11.3 Online EMD

EMD je původně navržena pro off-line analýzu nelineárních a nestacionárních signálů. Původní algoritmus zpracovává celý zaznamenaný signál naráz po skončení měření, což má za následek velkou výpočetní náročnost. Autoři v [21] představují modifikaci algoritmu EMD pro použití v reálném čase. Pro tento účel zvolili vytvoření plovoucího časového okna na intervalu

$$\langle (t - T_w); t \rangle, \quad (14)$$

kde  $t$  je aktuální čas měření a  $T_w$  je velikost okna. EMD rozkládá analyzovaný signál pouze na tomto intervalu. Díky tomu, že v průběhu analýzy nenarůstá počet zpracovávaných vzorků, nenarůstá ani výpočetní náročnost algoritmu.

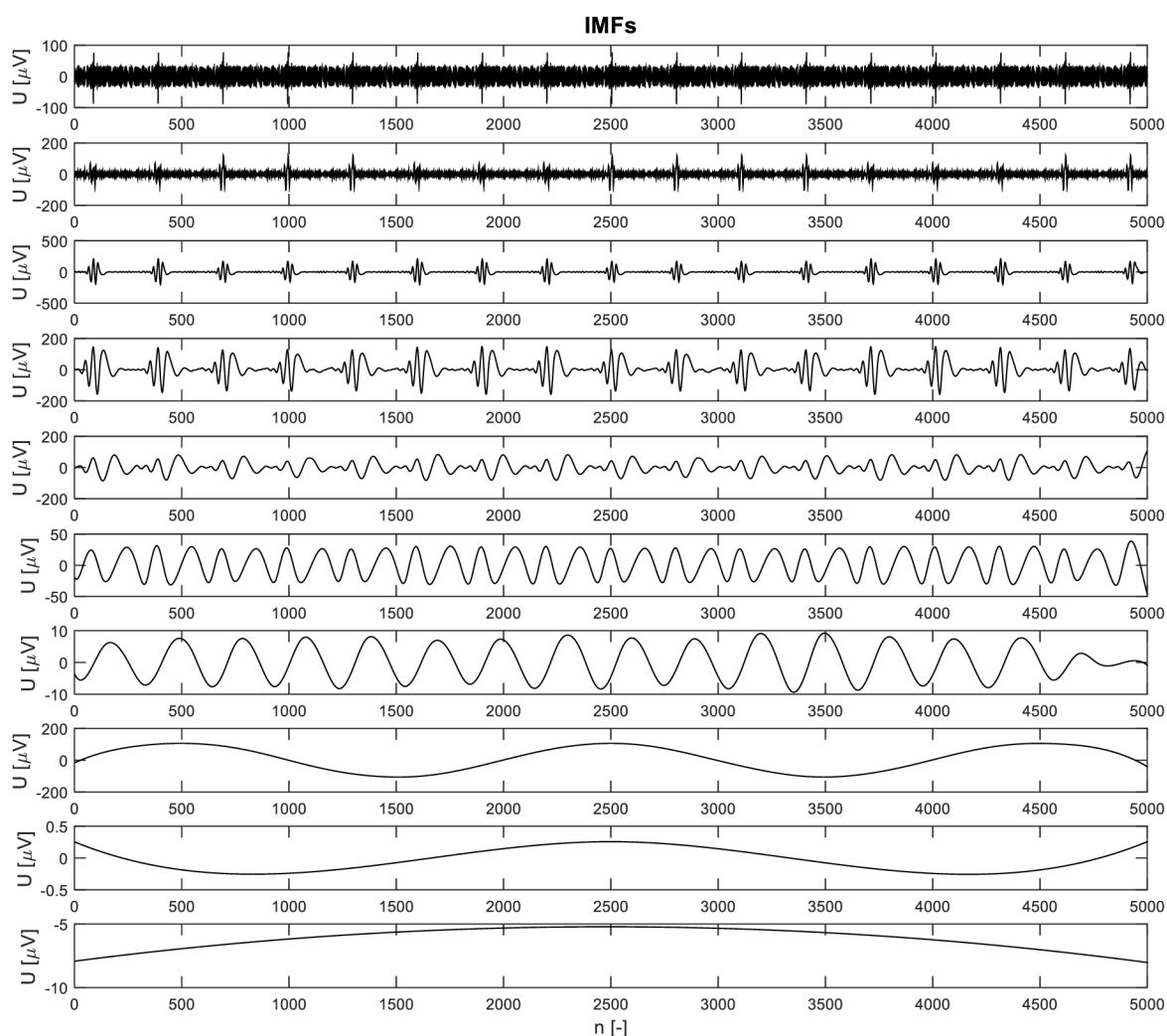
Tak jako u rozkladu signálu jako celku dochází ke zkreslení na okrajích, dochází ke zkreslení na okrajích plovoucího okna. Nejvíce se toto zkreslení projevuje na konci časového intervalu – tedy v blízkosti aktuálního času měření  $t$ . Pro omezení zkreslení je prováděn odhad budoucího průběhu vyšetřované funkce, resp. Jednotlivých získávaných IMF. Zároveň je omezování zkreslení zejména v blízkosti aktuálního času měření součástí dalšího výzkumu.

On-line EMD analýza je dle výsledků experimentů v [21] kvalitativně srovnatelná s off-line analýzou. Rozklad však probíhá rychleji a s výrazně menšími paměťovými nároky. Hodnotu minimální zjistitelné frekvence určuje velikost použitého plovoucího okna. Autoři realizovali algoritmus online EMD v programovém prostředí MATLAB<sup>®</sup> a to na datech, získaných v rámci projektu TOKENELEK na meteorologických stanicích.



## 12 Použití EMD pro filtraci signálů

Postupným rozkladem vstupního signálu na IMF získáváme komponenty, které se podílejí na stavbě vstupního signálu stále menší měrou a které představují frekvenční složky, v signálu zastoupené a to od nejvyšších frekvencí (včetně například brumu) po ty nejnižší. Součtem všech IMF bychom získali původní signál. Pokud však do součtu IMF nezahrneme ty funkce, které představují rušení signálu, pak ve výsledném součtu dostáváme původní signál, zbavený rušení. Příklad výstupu algoritmu EMD vidíme na obrázku Obr. 29, kde je zobrazen rozklad signálu č. 3 z databáze CSE, zatížený harmonickým driftem o frekvenci 0,25 Hz při nastavení  $SNR_{IN} = 1$  dB.

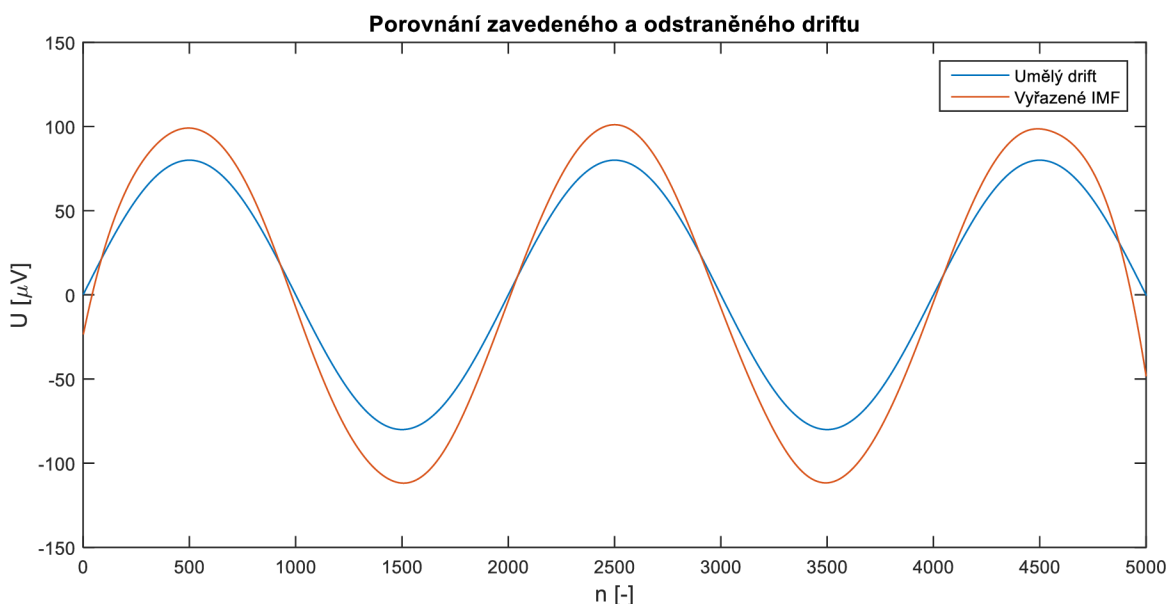


Obr. 29: EMD - IMF signálu č. 3 databáze CSE, harmonické rušení 0,25 Hz,  $SNR_{IN} = 1$  dB

Pořadí IMF je od shora dolů 1 – 10. V průběhu filtrace často dochází k odstranění části užitečné informace signálu, ať už ve větší, či menší míře. Aby užitečná informace v signálu nebyla příliš ovlivněna, můžeme z výsledného součtu IMF odstranit pouze ty funkce, jejichž počet lokálních extrémů (buď kladných, nebo záporných) je menší nebo roven jedné polovině počtu QRS komplexů analyzovaného EKG signálu. Tento fakt

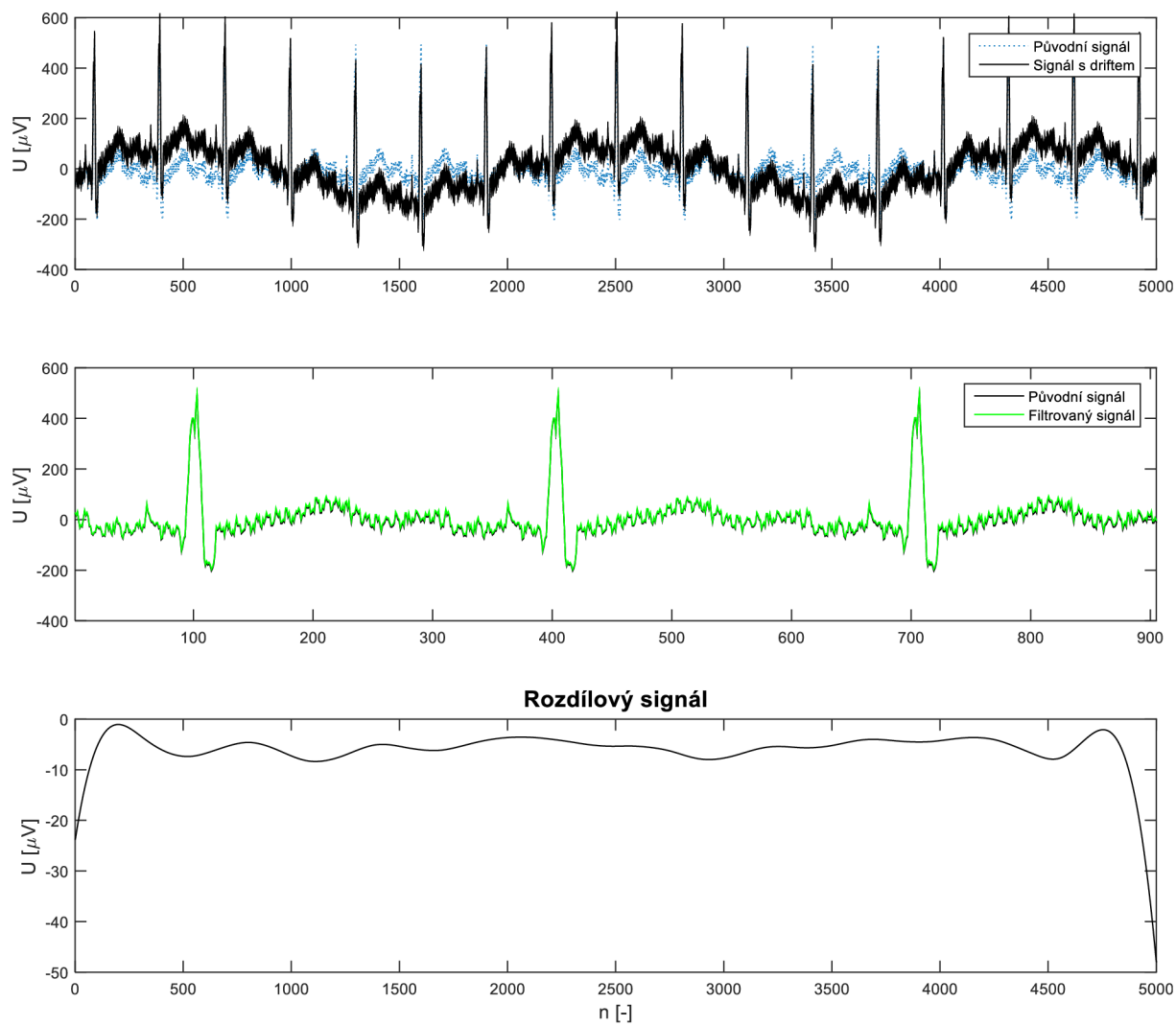
vychází z pozorování provedených v rámci realizace diplomové práce, kdy odstranění i těch IMF, jejichž počet kladných nebo záporných extrémů byl pouze menší, než je počet QRS komplexů v záznamu, nepříznivě ovlivňovalo výsledek filtrace. Zvláště u nízkofrekvenčních resp. pomalých EKG docházelo k ovlivnění užitečné informace v oblasti S-T segmentů a signál byl znehodnocen (více viz kapitola 15.2).

Z Obr. 29 plyne, že pro úspěšnou a korektní filtraci signálu je třeba odstranit vnitřní funkce č. 10, 9 a 8 – jejich součet představuje drift signálu, který můžeme vidět na Obr. 30. Zde modrá kresba představuje signál driftu, který byl k původnímu signálu přičítán a červená kresba pak vyjadřuje signál, získaný součtem zmíněných IMF 10, 9 a 8. IMF č. 7 již obsahuje počet lokálních extrémů, srovnatelný s počtem lokálních extrémů (QRS komplexů) v původním signálu a s jejím odstraněním by došlo k ovlivnění užitečné informace signálu. Zároveň lze konstatovat, že na tvorbě síťového rušení signálu se nejvíce podílejí IMF 1 a 2.



**Obr. 30: Součet IMF představujících drift 0,25 Hz**

Výsledek filtrace včetně průběhu původního signálu a průběhu signálu s navázaným driftem vidíme na obrázku Obr. 31 na první kresbě. Na druhé kresbě pak můžeme ve výřezu porovnat, jak signál po filtraci aproximuje původní signál. Z výsledku lze usoudit, že filtrace byla úspěšná a výsledek se od původního signálu příliš neliší, což lze usoudit i z rozdílového signálu, vytvořeného odečtením signálu po filtraci od signálu původního (třetí kresba). Zde lze pozorovat, že po ustálení přechodového děje na začátku (a konci) signálu dosahují odchylky filtrovaného signálu od původního asi  $5 \mu\text{V}$ , což odpovídá kvantovacímu kroku a taková odchylka je tedy zanedbatelná.



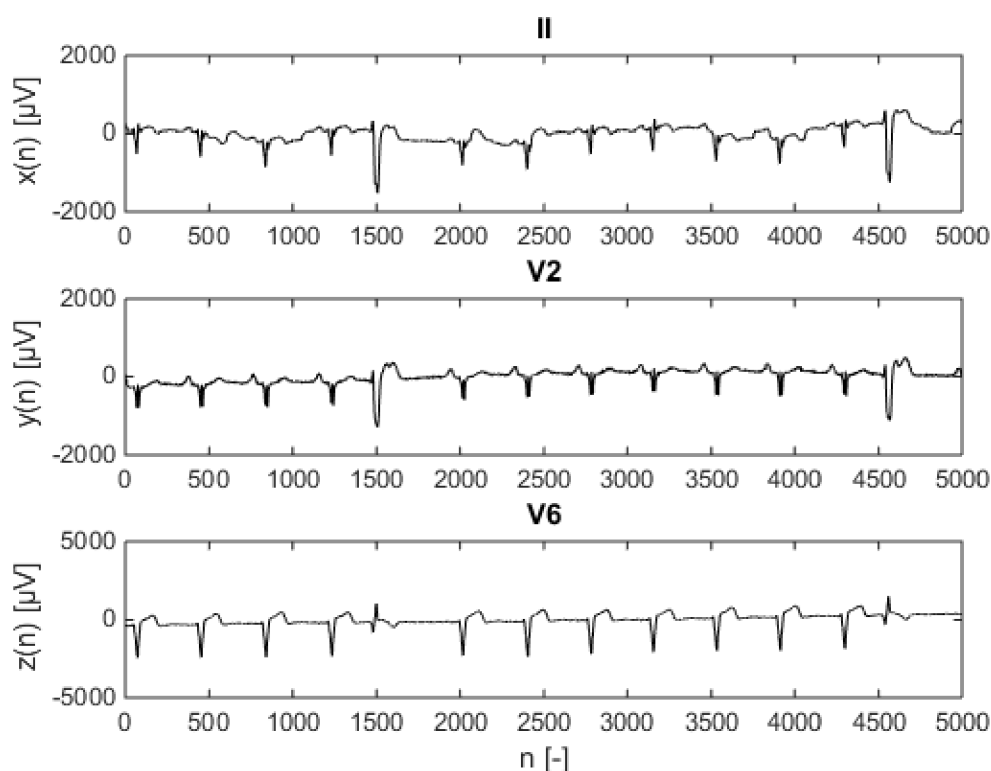
Obr. 31: Výsledek filtrace EMD - drift 0,25 Hz,  $SNR_{IN} = 1$  dB

## 13 Automatizace procesu filtrace pomocí EMD

Pro automatizaci procesu filtrace, konkrétně pro určení vyřazovaných IMF, je třeba znát tepovou frekvenci, protože vyřazovaná IMF musí mít počet kladných nebo záporných lokálních extrémů menší nebo roven jedné polovině počtu QRS komplexů v daném EKG záznamu. Součástí celého algoritmu pro filtraci by měl být kvalitní QRS detektor. V případě falešně pozitivních detekcí by mohly být odstraněny IMF, obsahující užitečnou informaci signálu a v případě falešně negativních detekcí by naopak mohly být do výsledného součtu zařazeny ty IMF, jenž nesou informaci o driftu. Vývojový diagram automatizovaného procesu EMD vidíme na Obr. 35.

### 13.1 Detektor QRS

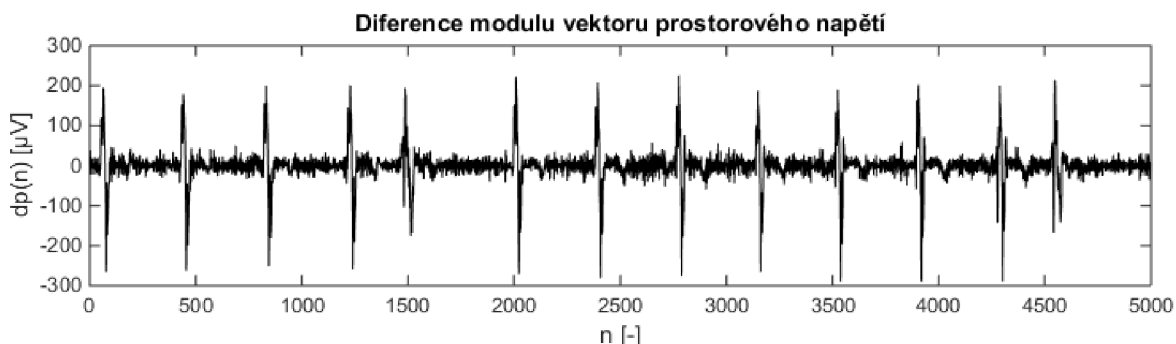
V rámci realizace diplomové práce byl použit QRS detektor pracující na principu převodu ortogonálních (X, Y, Z) či pseudoortogonálních (II, V2, V6) svodů na signál, jenž je následně filtrován pásmovou propustí, a pomocí pevného prahování jsou vyhledány hodnoty nad prahem. Tyto odpovídají pozicím QRS komplexů. Jako příklad pro přepočítání uvedeme reálný signál č. 112 ze standardní databáze CSE, jehož průběh ve třech pseudoortogonálních svodech vidíme na Obr. 32.



Obr. 32: Průběh signálu MO1\_112\_12 ve třech pseudoortogonálních svodech

Na základě výsledků v [27] byla použita pro přepočten pseudoortogonálních svodů diference modulu vektoru prostorového napětí ( $dp$ ), protože s touto variantou kombinace svodů bylo v práci dosaženo nejlepších výsledků. Výpočet této kombinace svodů vidíme na rovnici 10 a ukázkou průběhu přepočteného signálu č. 112 vidíme na Obr. 33

$$dp(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} - \sqrt{x^2(n-1) + y^2(n-1) + z^2(n-1)} \quad (15)$$



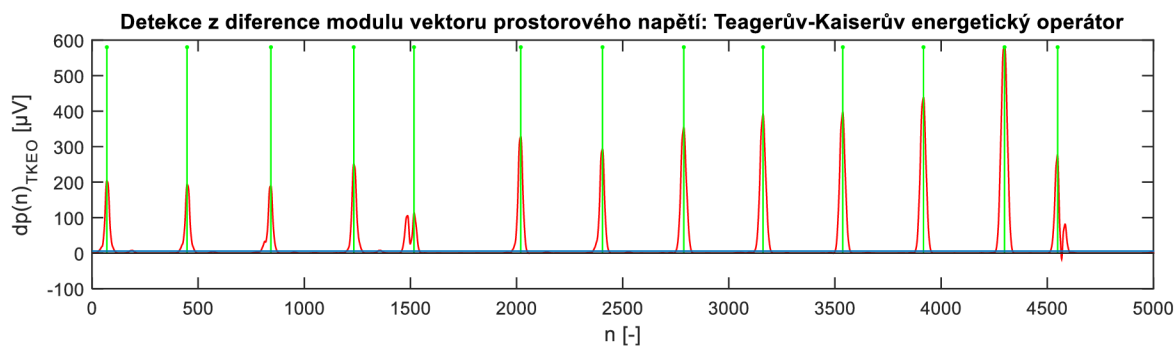
Obr. 33: Diference modulu vektoru prostorového napětí - signál MO1\_112\_12 z knihovny CSE

Po přepočtu svodů do kombinovaného signálu následuje filtrace pásmovou propustí. Propustné pásmo bylo zvoleno na základě odhadu Burgova spektra pro každou vlnu EKG cyklu tak, aby maximum energie QRS komplexu leželo uprostřed propustného pásma a vlny P a T ležely mimo toto pásmo. Konkrétně pro diferenci modulu vektoru prostorového napětí bylo propustné pásmo stanoveno na frekvence od 17 do 25 Hz. Po filtraci kombinovaného signálu následuje výpočet Teagerova-Kaiserova energetického operátoru (dále jen TKEO). Průběh TKEO se blíží průběhu obálky signálu, vypočtené pomocí Hilbertovy transformace, má však hladší průběh a pro detekci se v [27] jeví jako vhodnější. Operátor TKEO vydává informaci o okamžité energii v signálu. Výpočet operátoru je uveden v rovnici:

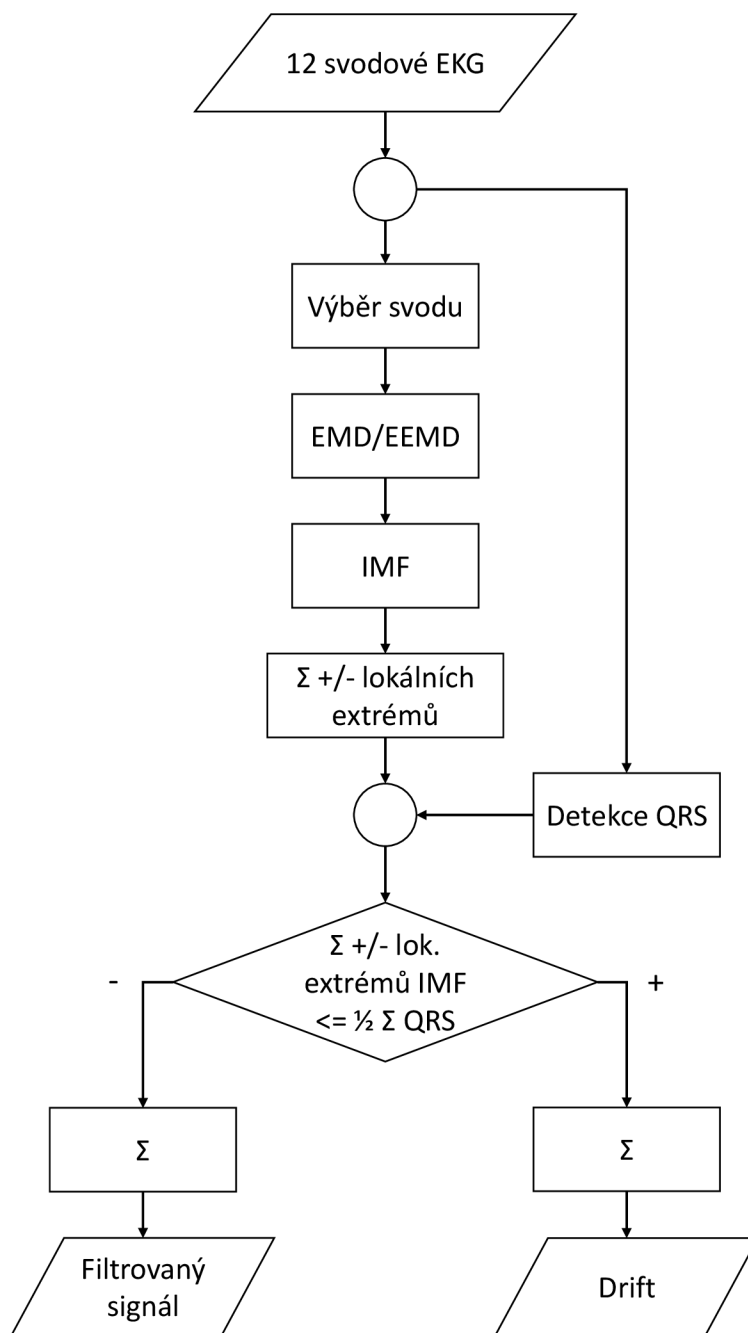
$$v_{TKEO}(n) = v_{BP}^2(n) - v_{BP}(n-1)v_{BP}(n+1), \quad (16)$$

kde  $v_{BP}$  je signál po průchodu pásmovou propustí.

Na signál TKEO je aplikováno pevné prahování a hodnoty nad prahem jsou označeny jako QRS komplexy. Hodnota pevného prahu byla stanovena na 2% z maxima filtrovaného signálu a výsledek detekce v signálu č. 112 vidíme na Obr. 34.



**Obr. 34: Detekce z obálky signálu vypočtené Teagerovým-Kaiserovým energetickým operátorem**

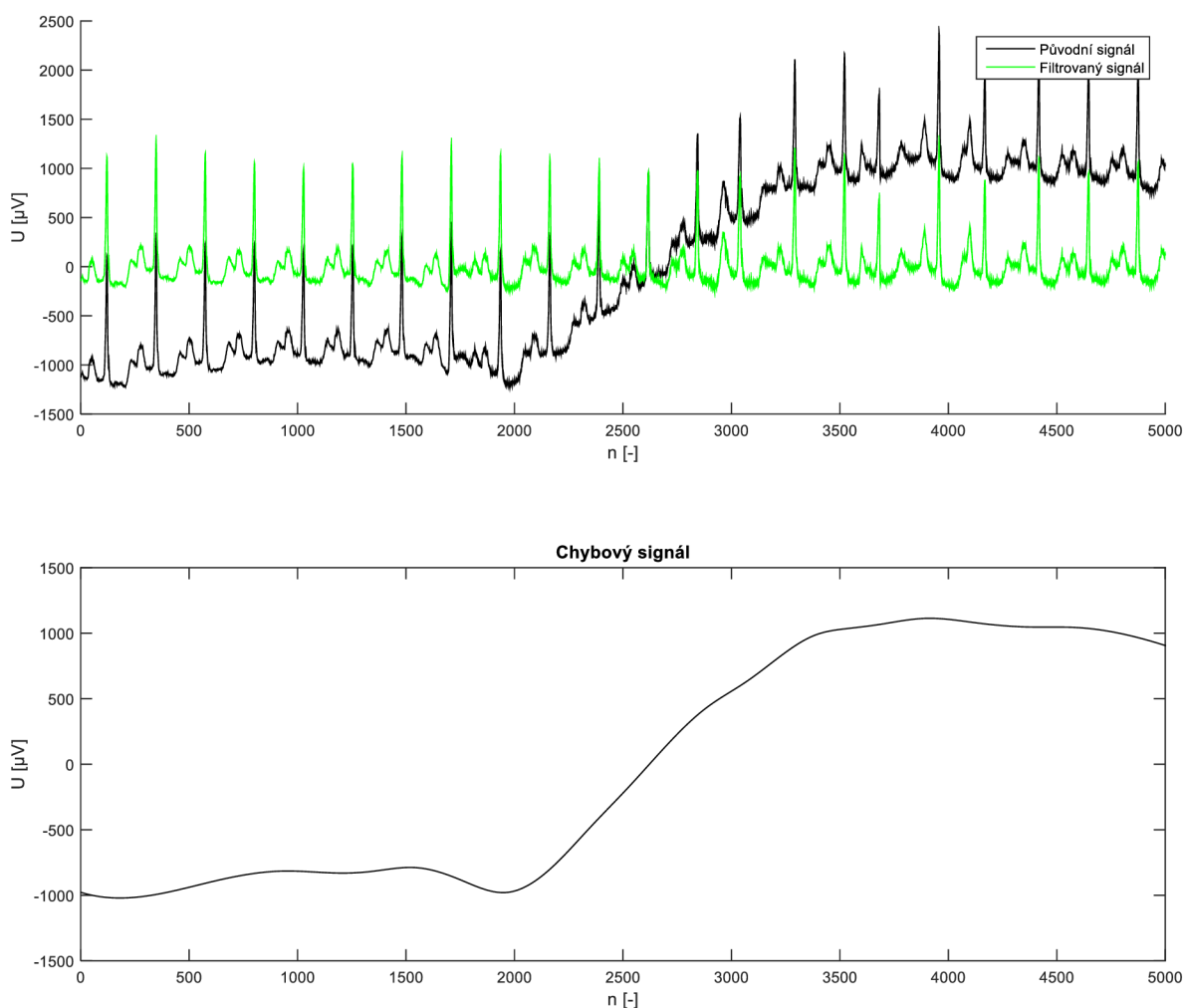


**Obr. 35: Vývojový diagram automatické filtrace pomocí EMD/EEMD**

## 14 Ukázka filtrace reálných signálů

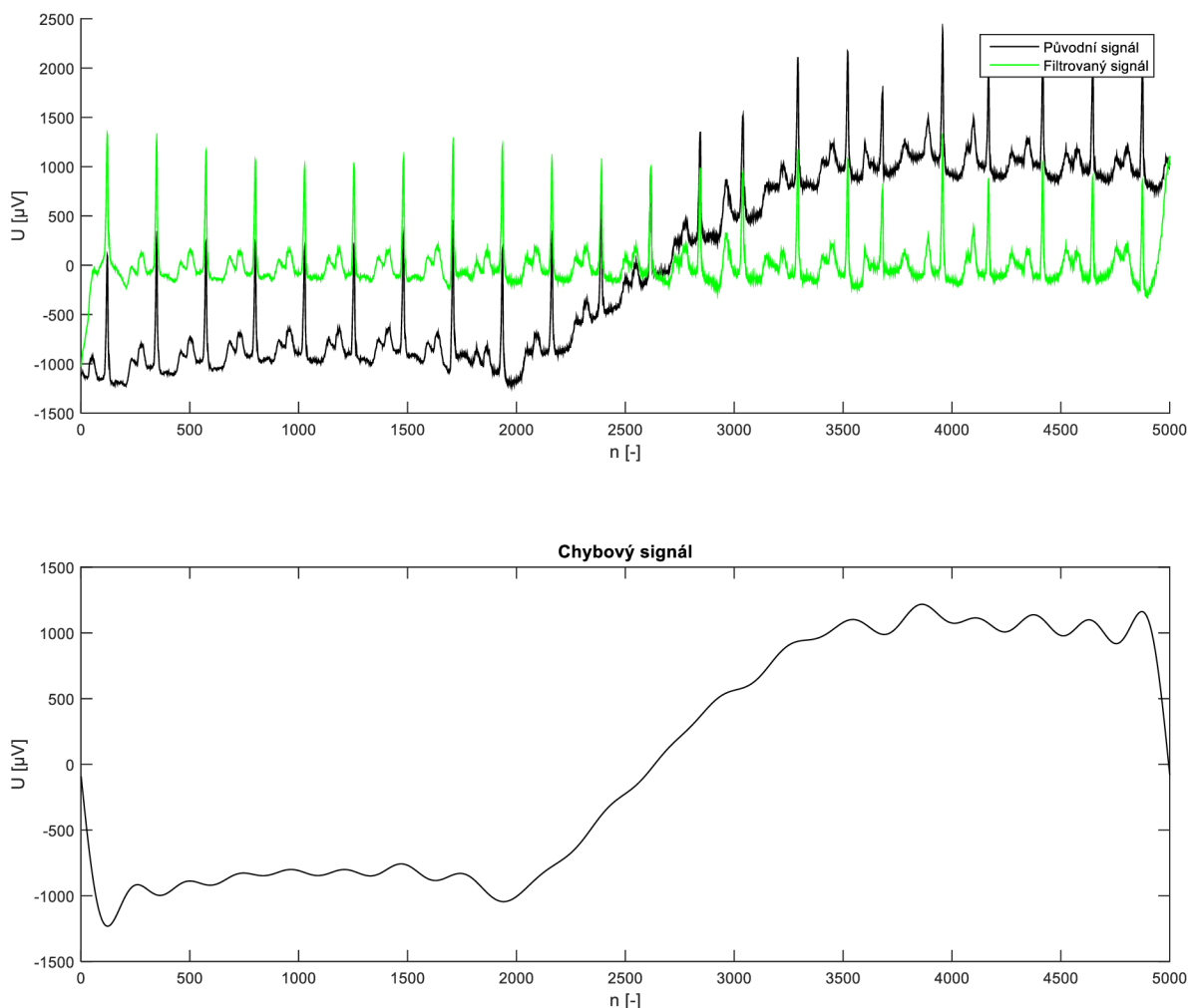
Je nepravděpodobné, že by se v reálných záznamech vyskytovalo čistě harmonické rušení či třeba samotný zlomový drift. V reálných záznamech je většinou drift tvořen součtem vícero nízkofrekvenčních funkcí. V této kapitole uvedme tedy ukázkou a srovnání filtrace driftu v reálných záznamech pomocí metody EMD a pomocí lineární filtrace odbouráváním spektrálních čar (protože tento vykazoval nejlepší výsledky – viz dále v kapitole 15). Protože v tomto případě nemáme k dispozici signál zbavený driftu, je zde hodnocení účinnosti filtrace pouze subjektivní.

Na Obr. 36 tedy vidíme 2. svod signálu 20 z reálné části databáze CSE. Při bližším zkoumání bylo zjištěno, že ST segmenty nejsou ovlivněny a totéž platí i o amplitudě R vlny. EMD si tedy s filtrací poradila dobře. Tvar chybového signálu lze přiblížit tvaru námi použitého zlomového driftu. Zároveň podotkněme, že EEMD na tomtéž signálu dosáhla stejného výsledku.



Obr. 36: EMD - ukázka filtrace reálného záznamu

Naproti tomu uvedme výsledek filtrace při použití odbourávání spektrálních čar, která v námi testovaných případech dosahovala nejlepších výsledků. Tato metoda však není pro tento signál příliš dobrou volbou. Výsledek filtrace vidíme na Obr. 37, nulovány byly pouze spektrální čáry před základní frekvencí. Tvar chybového signálu naznačuje, že došlo k ovlivnění amplitudy R vlny. Při bližším zkoumání bychom došli k závěru, že v amplitudě R vlny byly oproti originálu rozdílly až  $60 \mu\text{V}$ . Zároveň si lze povšimnout okrajových dějů.



**Obr. 37: Odbourávání spektrálních čar - ukázka filtrace reálného záznamu**

Podobného výsledku jako EMD dosáhla FIR filtrace s útlumem  $-0,9 \text{ dB}$  a Lynnův filtr s útlumem  $-0,5 \text{ dB}$ . FIR filtr a Lynnův filtr shodně s útlumem  $-3\text{dB}$  dosáhly podobného výsledku, jako odbourávání spektrálních čar.



## 15 Výstupy filtrace a srovnání jednotlivých metod

Vzhledem k rozsahu testování je v následujících podkapitolách uvedena pouze část dosažených výsledků. Všechny výsledky jsou zpracovány a zaznamenány v tabulkách MS Excel a jsou obsaženy v příloze diplomové práce. V jednotlivých souborech jsou uvedeny hodnoty zlepšení poměru SNR (označeno jako  $A$ ) – tedy rozdílu mezi vstupním a výstupním SNR (o kolik se zvýšilo SNR po filtraci) a dále pak hodnoty směrodatných odchylek chybových hodnot.

Uvedené veličiny a grafické výstupy byly zpracovány pro všechny použité formy umělé zaváděného driftu při nastavení  $SNR_{IN}$  na hodnotu jeden a pět dB. Hodnocení účinnosti filtrace bylo prováděno z celého signálu, kterýžto byl zkrácen z obou stran o 500 vzorků (to odpovídá 1 s) z důvodu odstranění vlivu okrajových přechodných dějů. V případě harmonického driftu o frekvenci 0,25 Hz tedy hodnotíme úsek signálu, v němž jsou obsaženy právě dvě periody umělého rušení.

Protože jedním z testovaných profilů driftu je harmonická funkce o frekvenci 0,5 Hz, která má za úkol simulovat tachypnoe (zrychlené dýchání pacienta o frekvenci 30 dech/min) a protože některé umělé signály knihovny CSE mají základní frekvenci kolem 0,6 Hz, bylo provedeno i selektivní testování, kdy tyto pomalé EKG byly z knihovny vyřazeny a testovány samostatně. Hranicí pro zařazení EKG do pomalé skupiny byla základní frekvence 1 Hz – 60 tep/min. Tedy signály se základní frekvencí pod 1 Hz byly označeny jako pomalé a signály se základní frekvencí nad 1 Hz byly označeny jako normální. Celkem se v knihovně nalézají 16 pomalých záznamů. Důvodem tohoto selektivního testování je, že metoda EMD a EEMD selhává u filtrace rušení, které svojí frekvencí překračuje polovinu základní frekvence daného EKG – počet kladných nebo záporných lokálních extrémů driftu se blíží počtu QRS komplexů studovaného záznamu.

Testováno bylo 125 záznamů o 12 svodech. Celkem tedy 1500 signálů – z toho 192 (16 záznamů \* 12 svodů) pomalých signálů a 1308 (109 záznamů \* 12 svodů) normálních signálů. Všechny výsledky jsou uvedeny v tabulkách včetně údaje, kolik signálů se vyskytovalo v jakém rozmezí zlepšení SNR pro danou metodu, v přílohách na konci práce.

## 15.1 Výsledek filtrace lineárního driftu

V Tab. 1 vidíme srovnání účinnosti filtrace lineárního driftu jednotlivými metodami. V tabulce jsou uvedeny hodnoty průměrného zlepšení A SNR po filtraci v dB pro každou metodu a dále pak průměrná chyba v  $\mu\text{V}$ , kterou daná metoda vykazovala a směrodatná odchylka chybových vzorků, taktéž v  $\mu\text{V}$ .

Z výsledků plyne, že nejvyšší účinnosti filtrace bylo dosaženo za použití Lynnova filtru s nulovým útlumem na mezní frekvenci, přičemž tento filtr překonal i metodu odbourávání spektrálních čar, která má ze všech filtrů nejstrmější frekvenční charakteristiku a měla by tedy dosahovat i nejlepších výsledků. Konkrétně u lineárního driftu bychom tuto skutečnost mohli přisoudit tomu, že spektrum tohoto typu trendu překračuje základní frekvenci a tyto spektrální čáry již odstraněny nejsou (viz kapitola 5).

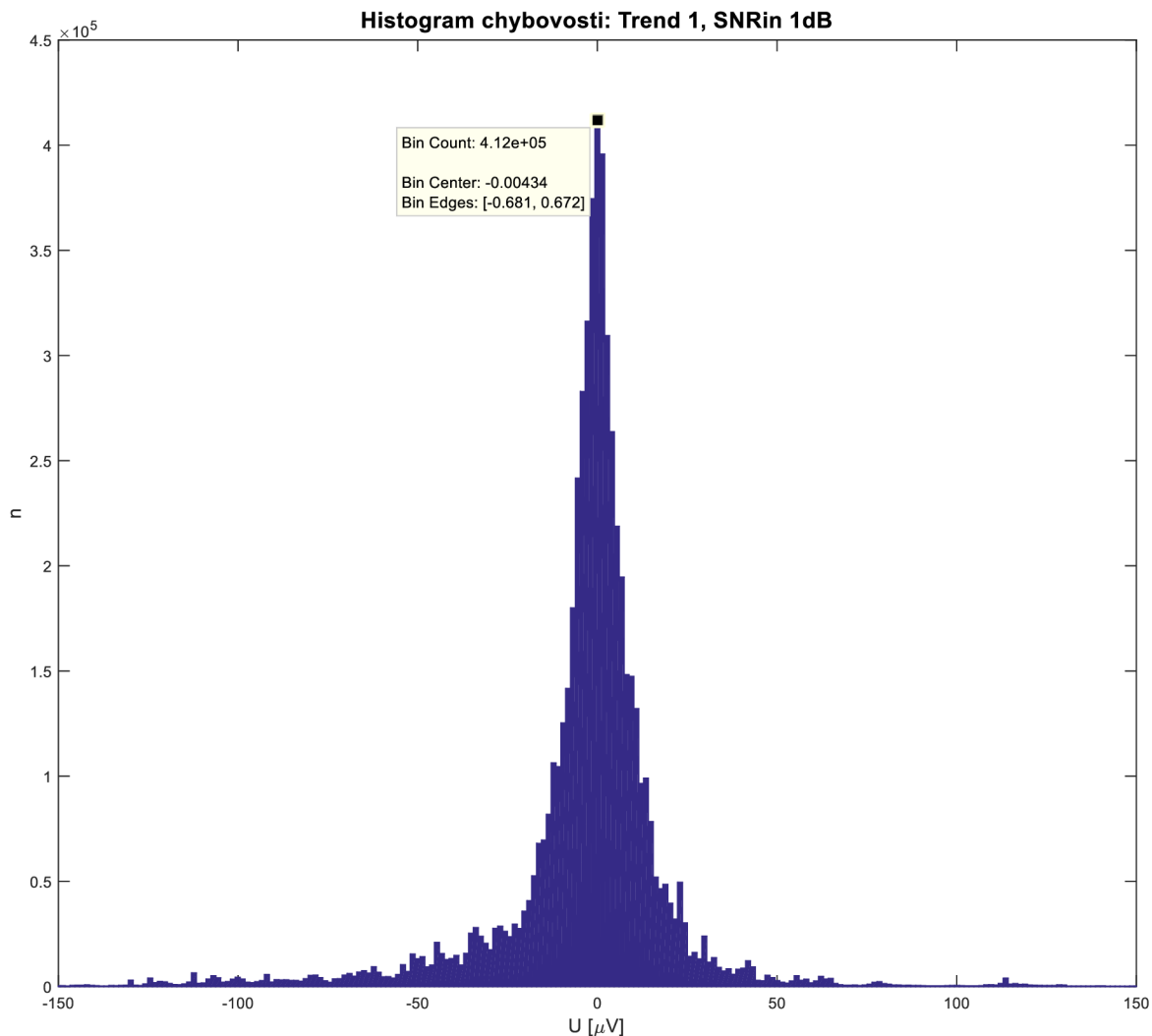
Nejhorších výsledků bylo dosaženo při použití Lynnova filtru s útlumem -3 dB na mezním kmitočtu. V tomto případě se nejvíce signálů pohybovalo, co se týče zlepšení SNR, v rozmezí od 10 do 20 dB – konkrétně se v tomto rozmezí vyskytovalo 914 signálů.

Co se týče použití metody EMD, zde hraje velkou roli, zda využíváme algoritmu samotné metody EMD, která neprovádí průměrování dílčích realizací, nebo zda použijeme EEMD, která přičítá bílý šum a jednotlivé realizace průměruje. V případě EMD se při potlačování lineárního driftu projevuje poměrně dobré zlepšení SNR (většina signálů se nacházela v rozmezí zlepšení 20 – 30 dB), avšak zároveň dosahuje největší průměrné hodnoty chybových vzorků a velkou směrodatnou odchylkou těchto vzorků, což lze pozorovat i z histogramu chybových hodnot. EEMD vykazuje dobré zlepšení SNR – 731 z 1500 signálů spadá do rozsahu zlepšení 30 – 40 dB, jeho směrodatná odchylka chybových hodnot však patří k těm vyšším.

Tab. 1: Srovnání účinnosti filtrace jednotlivými metodami – lineární drift, 1dB

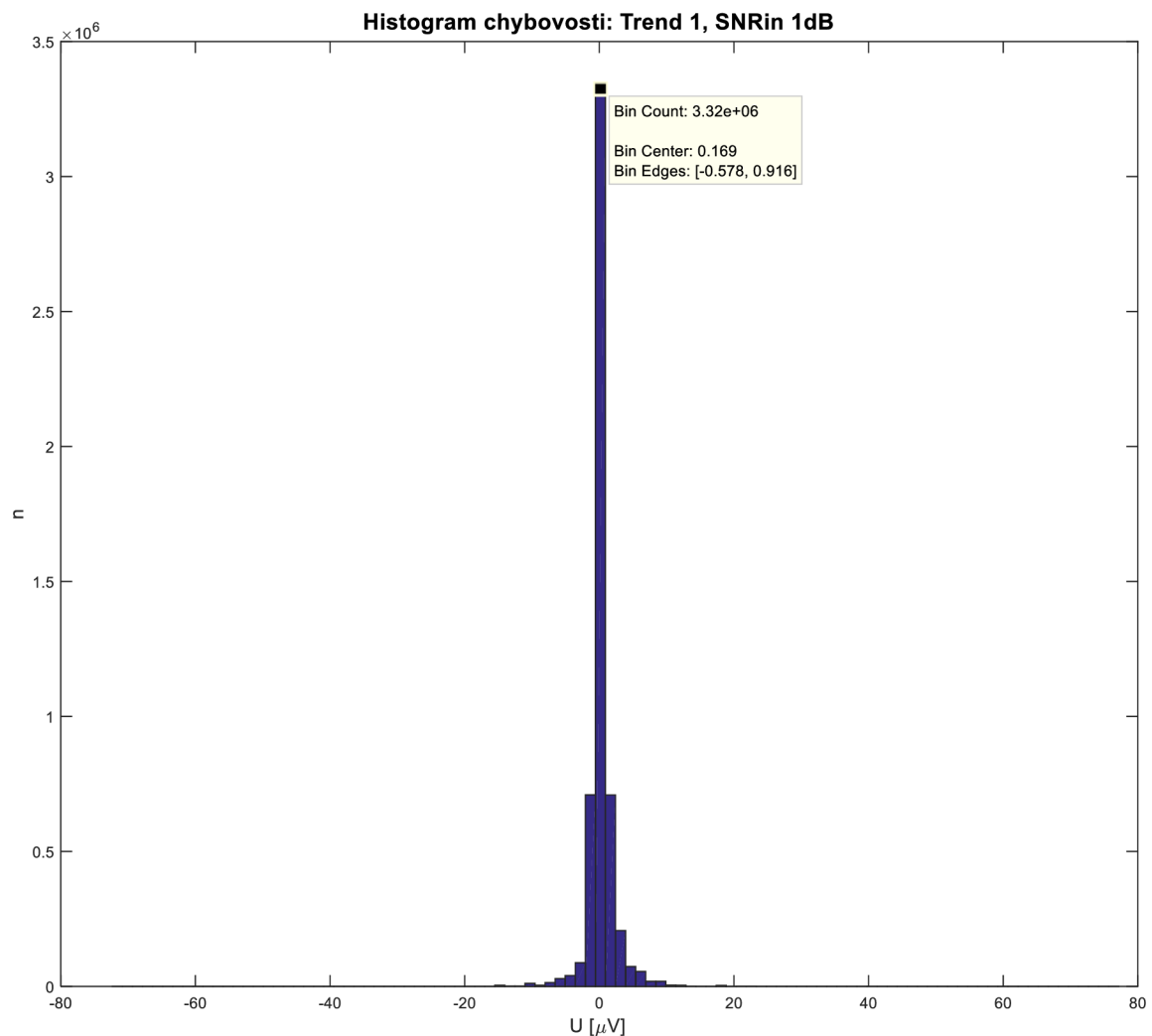
Metoda	Průměrné A [dB]	Průměrná chyba [ $\mu\text{V}$ ]	SD chyb [ $\mu\text{V}$ ]
EMD	24,807	-4,271	36,518
EEMD	31,577	0,282	17,206
FIR -0,9dB	34,323	-2,273	5,535
FIR -3dB	39,864	0,227	6,891
Nulování spekt. čar	27,290	0,205	19,496
Lynnův filtr 0dB	50,367	0,298	2,749
Lynnův filtr -0,5dB	31,141	0,288	7,821
Lynnův filtr -3dB	19,644	0,267	27,580

Pro srovnání uvedme histogram chybových hodnot pro metodu EMD (Obr. 38) a Linnův filtr s nulovým útlumem (Obr. 39). V případě EMD zobrazujeme pouze střední část histogramu v rozsahu chyb  $\pm 150 \mu\text{V}$ , neboť histogram v plné měřítku obsahuje i odlehle hodnoty až do amplitudy  $\pm 800 \mu\text{V}$ . Šířka jednoho sloupce u obou histogramů je zhruba stejná a pojme chyby v rozsahu cca jednoho  $\mu\text{V}$ .



Obr. 38: Histogram chybových hodnot. EMD, lineární drift

Zatímco u EMD vidíme projev velké směrodatné odchylky, kdy je histogram poměrně široký a obsahuje velkou četnost chybových vzorků o nezanedbatelné amplitudě, tak histogram Linnova filtru s nulovým útlumem je velmi úzký. Odlehle hodnoty dosahují amplitudy kolem  $\pm 80 \mu\text{V}$  (připomeňme, že u EMD byly až stonásobně větší) a výraznější četnosti dosahují chybové vzorky až u amplitudy  $\pm 10 \mu\text{V}$ .



Obr. 39: Histogram chybových hodnot. Lynnův filtr 0dB, lineární drift

## 15.2 Výsledek filtrace harmonického driftu 0,25 Hz

Jako další příklad pro ukázkou efektivity filtrace uvedme harmonický drift o frekvenci 0,25 Hz. Tento má v signálu simulovat dýchací pohyby pacienta při jeho dechové frekvenci 15 dechů za minutu. V deseti sekundovém EKG záznamu se vyskytují 2,5 periody rušení.

Z Tab. 2 vyplývá, že nejlepší formou filtrace byla metoda odbourávání spektrálních čar a FIR filtr s útlumem -3 dB. Naproti předchozímu případu výrazně klesla účinnost Lynnova filtru s nulovým útlumem a FIR filtru s útlumem -0,9 dB, které mají nyní zlepšení SNR po filtraci nejnižší. Přesto jsou směrodatné odchylky chybových vzorků u těchto filtrů takřka o polovinu nižší, než u metody EMD. Stejně jako v předchozím případě dosahuje FIR filtr s útlumem -3 dB lepších výsledků, než při útlumu -0,9 dB, protože lépe potlačuje nižší frekvence.

Opět se ukazuje, že EEMD co do účinnosti filtrace metodu EMD překonává a zároveň jsou v tomto případě výsledky této metody srovnatelné s lineární filtrací. Zde se účinnost EEMD nachází mezi FIR filtrem s útlumem -3 dB a Lymnovým filtrem s útlumem -0,5 dB. Tyto filtry však dosahují oproti EEMD nižší směrodatné odchylky chybových vzorků. Zároveň došlo při použití EEMD v jednom případě ke zhoršení SNR po filtraci. Stalo se tak u signálu č. 15, konkrétně u jeho sedmého svodu. Tento signál se řadí mezi pomalé, jeho základní frekvence jest 0,7 Hz, což odpovídá tepové frekvenci 42 tepů/min.

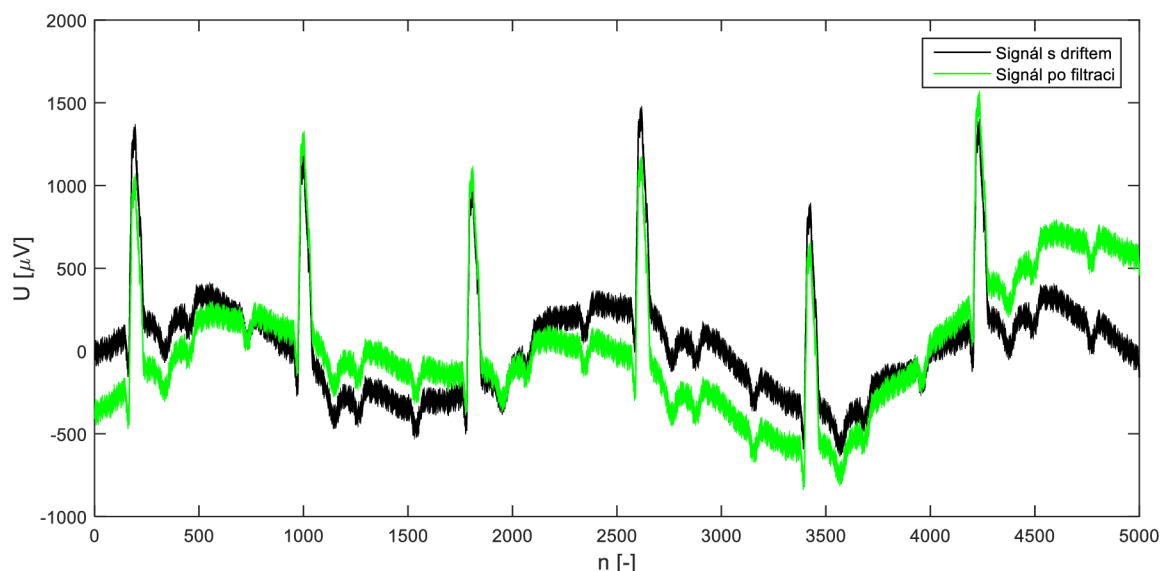
V příloze v Tab. 10 jsou zaznamenány počty signálů, jež spadaly do konkrétního rozsahu zlepšení SNR po filtraci. Stojí za povšimnutí, že zde s EEMD srovnávané filtry nevykazují v žádném případě záporné zlepšení SNR a například Lymnov filtr s útlumem -0,5 dB vykazoval nízké zlepšení SNR od 5 – 10 dB pouze v 15 případech, což je mnohem méně, než u EEMD.

V případě EMD spadala největší část z 1500 testovaných signálů do oblasti zlepšení 10 – 20 dB (764 signálů) a 20 – 30 dB (537 signálů). Zároveň však u 24 signálů došlo k zápornému zlepšení SNR. Tedy výsledek po filtraci byl horší, než před filtrací. Jedním z těchto signálů byl signál č. 10, svod 4 (u ostatních svodů tohoto signálu bylo zlepšení SNR po filtraci kladné).

**Tab. 2: Srovnání účinnosti filtrace jednotlivými metodami – harmonický drift 0,25Hz, 1dB**

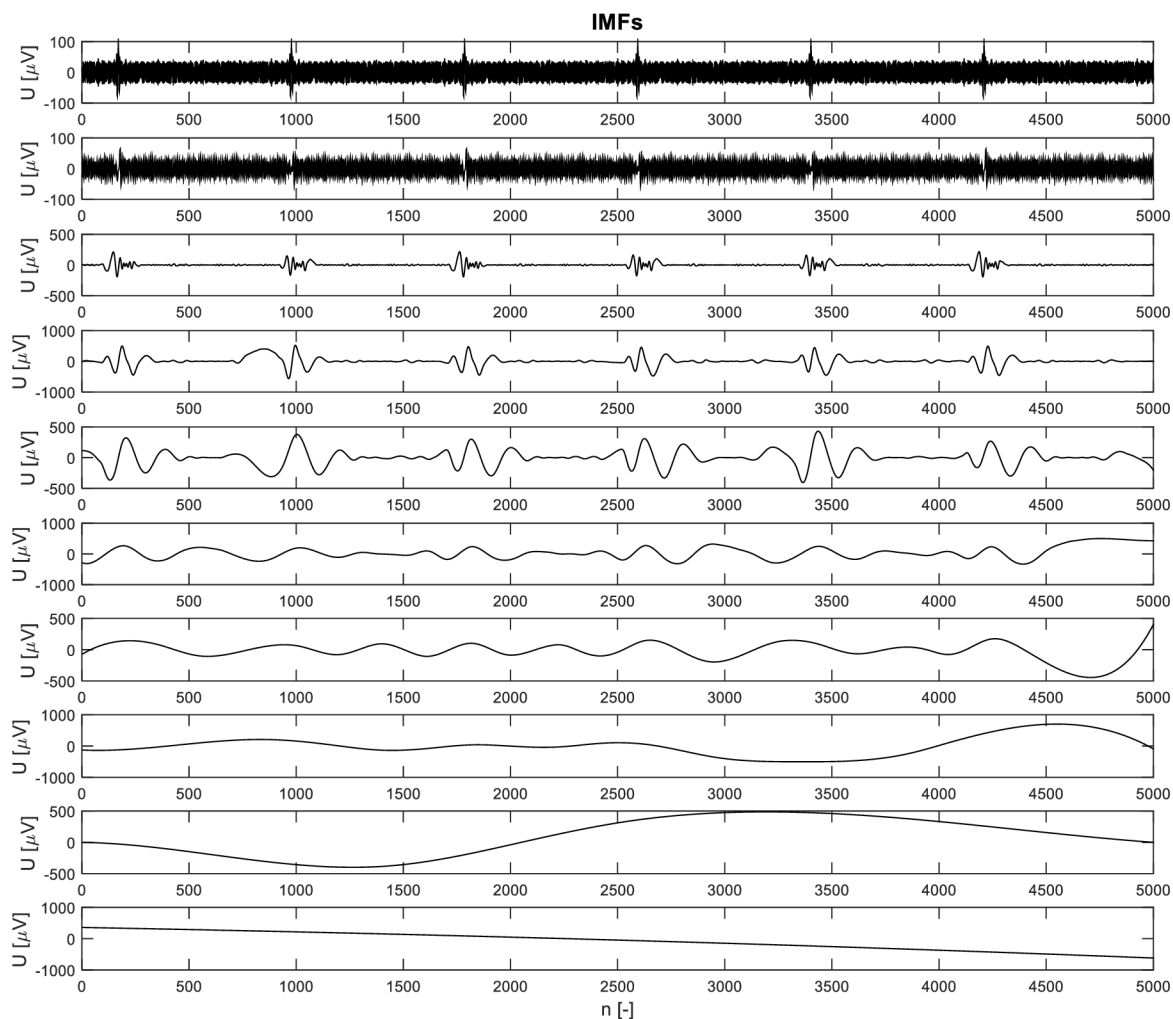
<b>Metoda</b>	<b>Průměrné A [dB]</b>	<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>SD chyb [μV]</b>
EMD	18,108	-6,107	72,216
EEMD	24,180	-2,403	44,732
FIR -0,9dB	16,925	0,320	31,844
FIR -3dB	28,287	0,297	10,321
Nulování spekt. čar	29,497	0,198	19,633
Lymnov filtr 0dB	16,833	3,629	38,806
Lymnov filtr -0,5dB	20,002	2,364	26,786
Lymnov filtr -3dB	18,622	1,181	30,882

Vykreslení svodu č. 4 signálu 10 s navázaným harmonickým rušením (černá kresba) vidíme na Obr. 40 níže spolu se signálem po filtraci (zelená kresba). Signál má základní frekvenci 0,6 Hz, frekvence rušení jest 0,25 Hz – tedy méně než polovina základní frekvence. S výběrem vyřazovaných IMF by tedy teoreticky neměl být problém.



**Obr. 40 Srovnání zarušeného signálu před filtrací a po filtraci**

Výsledek rozkladu tohoto signálu vidíme na Obr. 41. Zopakujme, že experimentálně bylo zjištěno, že z rozkladu můžeme bezpečně odstranit ty vnitřní funkce, jejichž počet kladných nebo záporných extrémů je menší nebo roven polovině počtu QRS komplexů analyzovaného signálu. Tuto podmínku na obrázku splňují poslední dvě IMF (č. 10 a č. 9). IMF č. 8 obsahuje čtyři kladné lokální extrémy, přičemž signál obsahuje šest QRS komplexů a podle dříve zmíněného nelze takovou funkci odstranit, aniž by došlo k ovlivnění užitečné informace signálu. Avšak v tomto případě se ukazuje, že tato podmínka neplatí vždy.



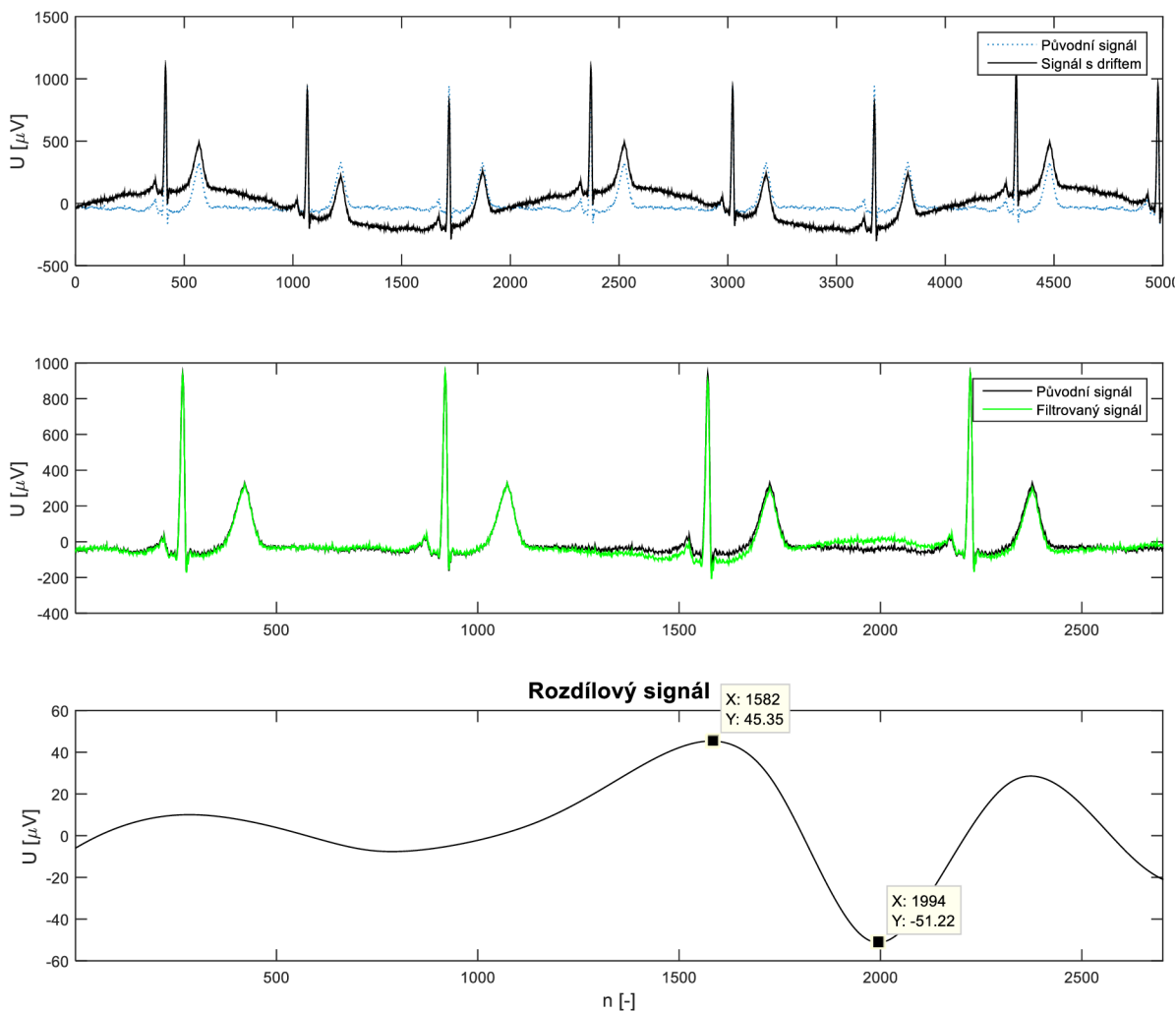
**Obr. 41: Rozklad signálu č. 10, svod č. 4 – EMD**

Pokud totiž odstraníme i zmíněnou IMF č. 8 dojde ke zlepšení SNR po filtraci. V případě odstranění těch IMF, jež splňují řečenou podmínku, vychází  $A = -1,99$  dB při směrodatné odchylce chybových vzorků  $SD = 327,60$   $\mu\text{V}$ . Po odstranění i osmé vnitřní funkce, hodnota  $A$  se zvýší na 12,05 dB a  $SD$  klesne na hodnotu 107,77  $\mu\text{V}$ . Děje se tak ale pouze u svodu číslo čtyři. U ostatních svodů signálu 10 není problém s rozhodováním o vyřazení IMF a hodnota  $A$  je pro ostatní svody kladná.

Dále zde máme ukázkou filtrace pomalého signálu – konkrétně signál č. 23 (základní frekvence  $f = 0,700$  Hz) zatíženého harmonickým driftem 0,25 Hz, což je frekvence pod polovinou základního kmitočtu EKG. Snažíme se ukázat, že EMD účinně potlačuje drift pouze, když je frekvence rušení pod polovinou základní frekvence EKG.

Na Obr. 42 tedy máme první svod signálu 23. První kresba zobrazuje původní signál a signál s navázaným driftem 0,25 Hz. Druhá kresba ukazuje výřez překrytí filtrovaného a původního signálu a nakonec třetí kresba ukazuje chybový signál z tohoto výřezu. Konkrétně v tomto případě došlo ke zlepšení SNR po filtraci o 14,863 dB – výsledek je srovnatelný jak s FIR filtrem, tak i Lynnovým filtrem při útlumu -3 dB na mezním

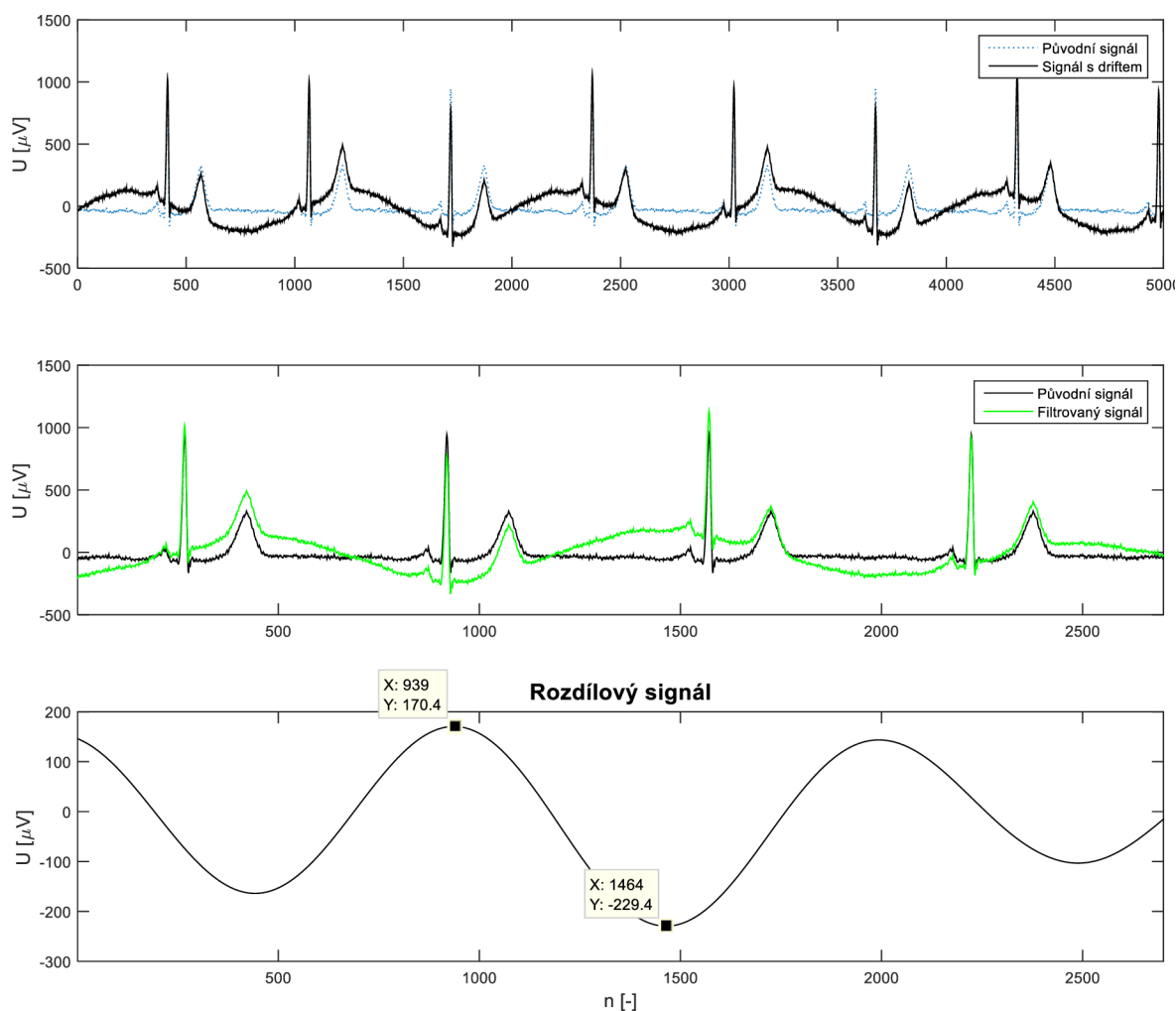
kmitočtu. Maximální chyba se nachází v rozsahu hodnot od cca  $-51 \mu\text{V}$  do  $45 \mu\text{V}$ . Rozklad tohoto signálu metodou EMD se nachází v příloze dokumentu (Obr. 47).



**Obr. 42: EMD - filtrace driftu pod polovinou základního kmitočtu**

Jak se výsledek filtrace změní pak vidíme na dalším obrázku (Obr. 43), kdy je k původnímu signálu přičítán harmonický drift o frekvenci 0,5 Hz. Zde došlo jen k mírnému potlačení rušení. Maximální chyba se nachází v rozsahu hodnot od cca  $-229 \mu\text{V}$  do  $170 \mu\text{V}$ . V tomto případě je zlepšení SNR po filtraci rovno 0,604 dB. Například Lymnův filtr s útlumem -3 dB dosáhl zlepšení  $A = 8,858 \text{ dB}$  a FIR filtr se stejným útlumem na frekvenci 0,67 Hz dosáhl zlepšení  $A = 8,838 \text{ dB}$ . Stojí také za zmínku že použití EEMD v tomto případě výsledek nezmění.





Obr. 43: EMD - filtrace driftu nad polovinou základního kmitočtu

Rozklad tohoto signálu metodou EMD se nachází v příloze dokumentu (Obr. 48).

### 15.3 Výsledek filtrace harmonického driftu 0,5 Hz

Jako poslední příklad uvedme harmonický drift 0,5 Hz, který má simulovat tachypnoe, tedy zrychlené dýchání pacienta o frekvenci 30 dechů za minutu. Jeho spektrum vždy překračovalo spektrální čaru základní frekvence námi testovaných signálů. U některých pomalých EKG se frekvence driftu blížila základní frekvenci signálu. Z toho důvodu jsme otestovali účinnost filtrace všemi zkoumanými metodami na celé databázi a následně taktéž selektivně na pomalých a normálních signálech (připomeňme, že jako pomalé jsme označili signály se základní frekvencí pod jeden hertz).

V Tab. 3 a v přílohách v Tab. 11 vidíme srovnání výsledků filtrace uvedeného harmonického rušení. Stejně jako ve všech ostatních případe bylo nejlepších výsledků dosaženo za pomoci metody nulování spektrálních čar díky strmosti frekvenční charakteristiky tohoto filtru. Naprosti tomu nejhorších výsledků bylo dosaženo za použití

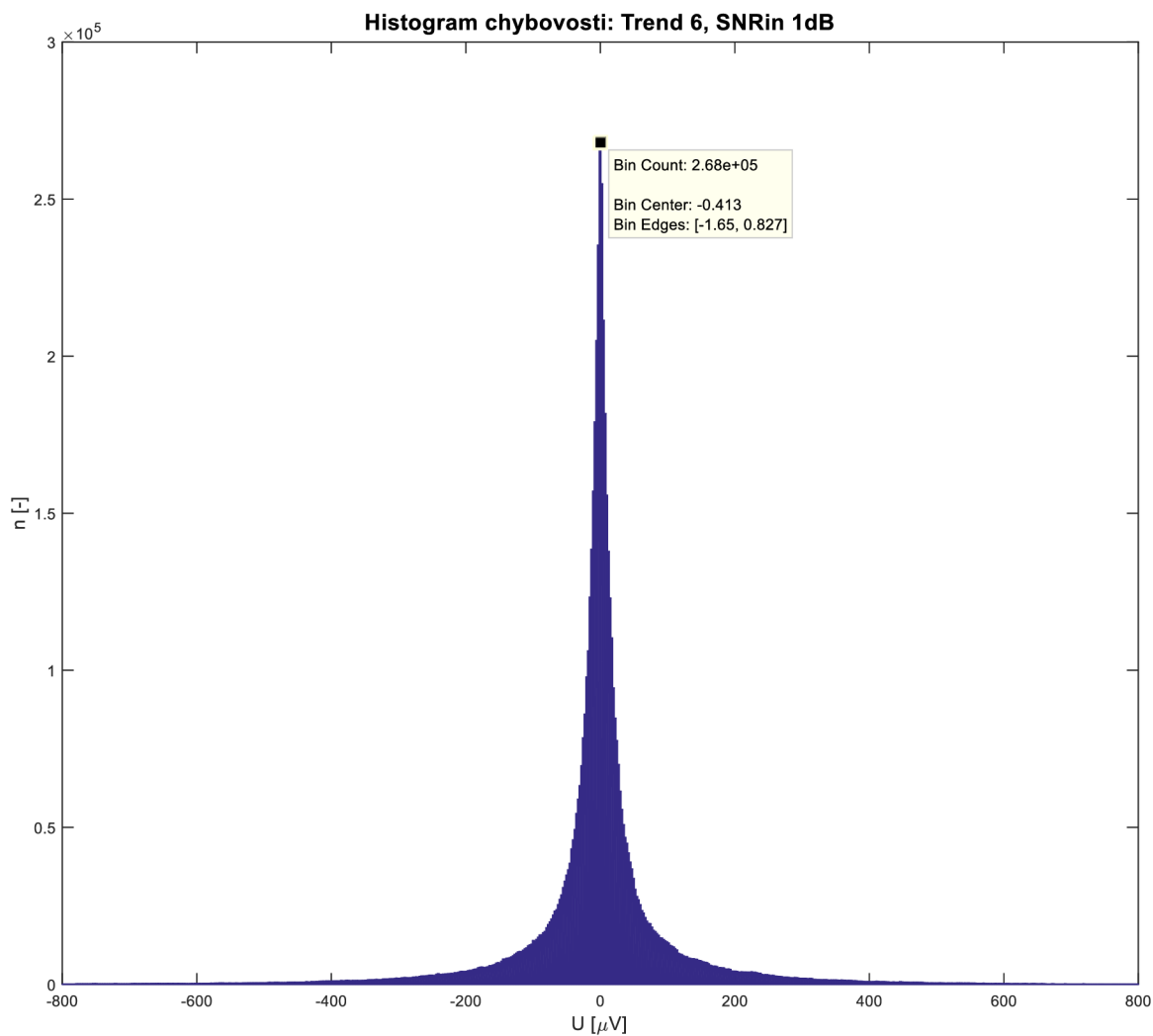
FIR filtru s útlumem -0,9 dB na frekvenci 0,67 Hz. Výsledek filtrace EMD je srovnatelný s použitím FIR filtru s útlumem -3 dB a Lynnova filtru s útlumem -0,5 dB co se týče zlepšení SNR po filtraci, avšak směrodatná odchylka chybových vzorků je u EMD významně vyšší. Pro použití EEMD dosahujeme podobných výsledků jako při použití Lynnova filtru s útlumem -3 dB.

V případě EMD se 152 signálů z 1500 testovaných nacházelo v oblasti záporného zlepšení SNR po filtraci, přičemž 95 signálů bylo pomalých a 57 normálních. U EEMD to bylo 77 signálů (všechny označeny jako pomalé). Ke zhoršení SNR po filtraci došlo taktéž u odbourávání spektrálních čar – celkem se jednalo o 19 signálů, přičemž všechny měly základní frekvenci pod 1 Hz. U FIR filtru s útlumem -0,9 dB se všech 1500 signálů nacházelo v oblasti 0 – 5 dB zlepšení SNR po filtraci, u FIR filtru s útlumem -3 dB se všech 1500 signálů nacházelo v oblasti zlepšení SNR 5 – 10 dB.

**Tab. 3: Srovnání účinnosti filtrace jednotlivými metodami – harmonický drift 0,5Hz, 1dB**

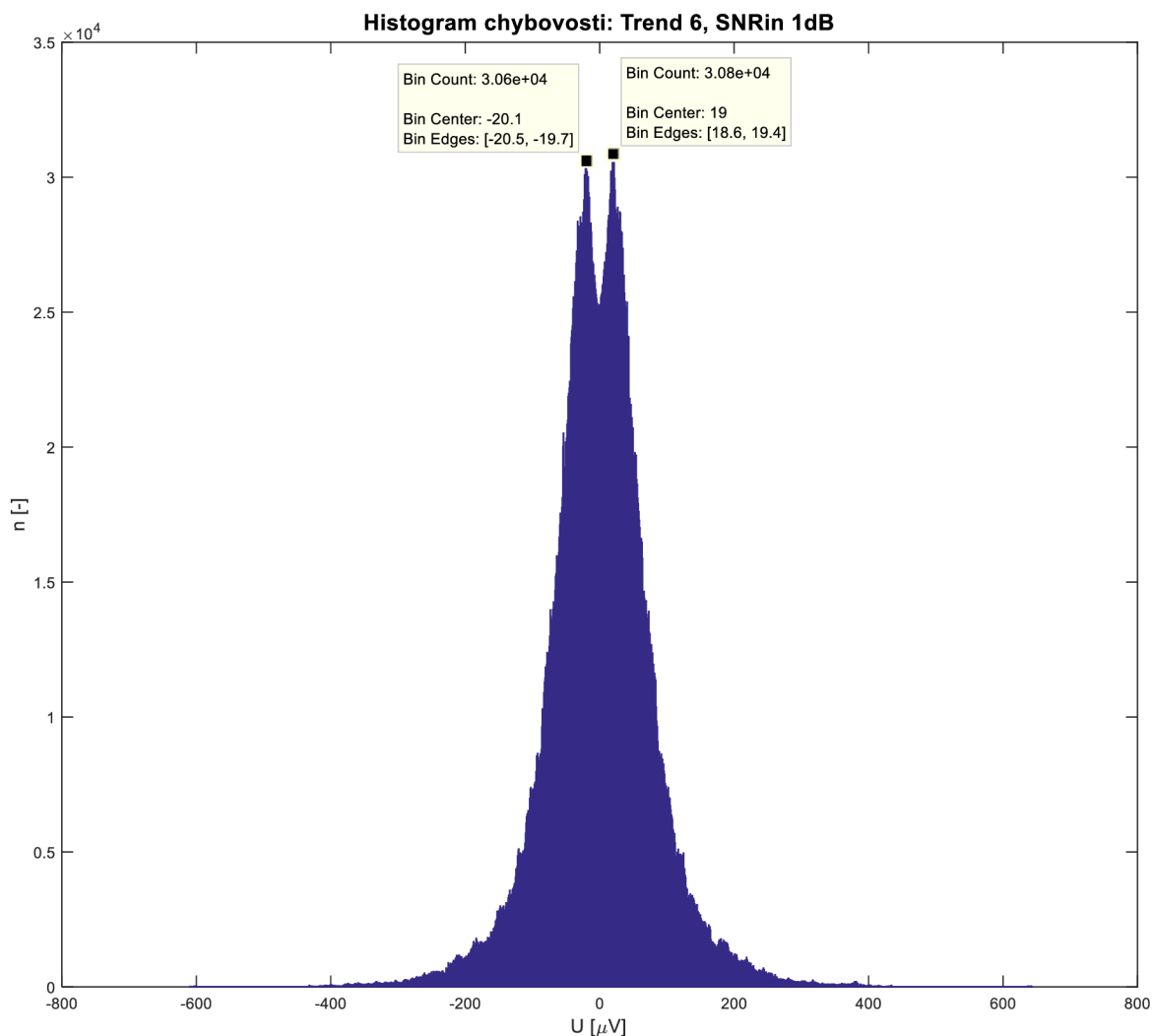
<b>Metoda</b>	<b>Průměrné A [dB]</b>	<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>SD chyb [μV]</b>
EMD	9,566	-2,283	138,092
EEMD	12,146	0,913	93,156
FIR -0,9dB	3,947	0,317	140,596
FIR -3dB	8,878	0,297	79,732
Nulování spekt. čar	33,136	0,201	43,923
Lynnův filtr 0dB	6,580	10,279	114,660
Lynnův filtr -0,5dB	9,602	6,651	84,086
Lynnův filtr -3dB	13,029	2,855	56,888

Pro ukázkou jsme zvolili histogramy chybových hodnot pro metody EMD a FIR filtr s útlumem -3 dB na 0,67 Hz. Histogram EMD (Obr. 44) má přibližně normální rozdělení a odlehlé hodnoty dosahují až k hodnotám  $\pm 2500 \mu\text{V}$  (zde pouze pro zobrazení jsme zvolili měřítko  $\pm 800 \mu\text{V}$ ). Právě tyto velmi vysoké odlehlé hodnoty pravděpodobně způsobují vysokou směrodatnou odchylku chybových hodnot.



**Obr. 44: Histogram chybových hodnot. EMD, harmonický drift 0,5 Hz**

Naproti tomu histogram FIR filtru (Obr. 45) obsahuje dva vrcholy na hodnotách -20 a 19  $\mu$ V, chyby o těchto amplitudách tedy byly nejčtenější. Histogram je poměrně široký, ale jeho odlehlé hodnoty dosahují oproti EMD pouze k  $\pm 600$   $\mu$ V.



**Obr. 45: Histogram chybových hodnot. FIR filtr -3dB, harmonický drift 0,5 Hz**

V následujících tabulkách již vidíme srovnání účinnosti filtrace harmonického driftu o frekvenci 0,5 Hz jednotlivými metodami při selektivním testování sady pomalých a normálních EKG záznamů.

V Tab. 4 a v přílohách v Tab. 12 je uvedeno srovnání účinnosti jednotlivými metodami pro normální signály, tedy signály se základní frekvencí větší, než 1 Hz. Vidíme, že EMD a EEMD v tomto případě vykazují srovnatelné výsledky jako Lynnovy filtry s útlumy -0,5 a -3 dB.

U FIR filtrace s útlumem -0,9 dB se všech 1308 signálů vyskytovalo v rozsahu zlepšení SNR 0 – 5 dB. Pro FIR filtr s útlumem -3 dB byly všechny signály v rozsahu zlepšení SNR 5 – 10 dB. EMD a EEMD měly co do zlepšení SNR po filtraci shodně největší počet signálů v oblasti 10 – 20 dB. Zároveň však naproti zmíněným Lynnovým filtrům vykazuje EMD 57 případů se záporným zlepšením SNR po filtraci a dalších 259 případů v rozsahu hodnot 0 – 5 dB. EEMD sice nevykazovalo žádný případ se zápornou hodnotou A, ale i zde se vyskytovalo 123 signálů z celkových 1308 v rozsahu A 0 – 5 dB.

**Tab. 4: Srovnání účinnosti filtrace jednotlivými metodami – harmonický drift 0,5Hz, 1dB, normální signály**

<b>Metoda</b>	<b>Průměrné A [dB]</b>	<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>SD chyb [μV]</b>
EMD	10,804	-1,780	120,802
EEMD	13,600	0,927	62,140
FIR -0,9dB	3,947	0,395	139,480
FIR -3dB	8,893	0,380	78,907
Nulování spekt. čar	17,378	0,257	20,180
Lynnův filtr 0dB	7,223	9,652	101,319
Lynnův filtr -0,5dB	10,360	5,632	71,226
Lynnův filtr -3dB	13,723	2,255	49,124

Dále v Tab. 5 a v příloze Tab. 13 jsou uvedeny hodnoty zlepšení SNR po filtraci a směrodatná odchylka chybových vzorků při testování pomalé sady signálů. Můžeme si povšimnout, že Lynnovy filtry a FIR filtry podávají shodně nejlepší výsledky při útlumu -3 dB – vyjma metody odbourávání spektrálních čar, které se žádný z filtrů ani nepřibližuje. Metoda EMD (a její varianta EEMD) se v tomto případě blíží filtrům s nulovým útlumem, opět je zde ale na rozdíl od zmíněných filtrů přítomno nemalé množství signálů, u nichž došlo filtrace ke zhoršení a SNR je zde nižší než před filtraceí.

Přestože má ale metoda odbourávání spektrálních čar nejlepší průměrné zlepšení SNR po filtraci, tak ale také dosahuje vysoké směrodatné odchylky chybových hodnot. Z Tab. 13, jež je součástí příloh na si lze povšimnout, že odbourávání spektrálních čar vykazovalo poměrně rozdílné výsledky u různých signálů. Je zde přítomno 19 signálů se záporným *A*, přičemž zmíněné filtry s útlumem -3 dB nevykazovaly žádný takový případ.

Ve vzorku pomalých záznamů bylo obsaženo 192 signálů, přičemž EMD dosahovalo nejčastěji záporného zlepšení SNR po filtraci – konkrétně hodnota *A* vycházela záporně v 95 případech a 72 signálů spadalo do oblasti zlepšení SNR pouhých 0 – 5 dB. EEMD je na tom o něco lépe se 77 signály se záporným *A* a 76 signály v rozmezí 0 – 5 dB.

V případě FIR filtru s útlumem -0,9 dB se všech 192 signálů nacházelo v oblasti zlepšení od 0 do 5 dB. U FIR filtru s útlumem -3 dB se všechny signály nacházely v rozmezí 5 – 10 dB. Lynnovy filtry skončily podobně. Filtry s nulovým útlumem a s útlumem -0,5 dB měly shodně největší počet signálů v rozmezí A 0 – 5 dB a Lynnův filtr s útlumem -3 dB dopadl velmi podobně jako FIR filtr se stejným útlumem.

**Tab. 5: Srovnání účinnosti filtrace jednotlivými metodami – harmonický drift 0,5Hz, 1dB, pomalé signály**

<b>Metoda</b>	<b>Průměrné A [dB]</b>	<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>SD chyb [μV]</b>
EMD	1,126	-5,711	222,595
EEMD	2,238	0,821	202,703
FIR -0,9dB	3,946	-0,212	147,947
FIR -3dB	8,777	-0,270	85,137
Nulování spekt. čar	29,819	-0,186	110,894
Lynnův filtr 0dB	2,208	14,838	184,632
Lynnův filtr -0,5dB	4,439	13,954	146,049
Lynnův filtr -3dB	8,299	7,089	95,002

## 16 Závěr

V průběhu realizace diplomové práce jsme se seznámili s metodou empirické modální dekompozice, jakožto prostředkem pro filtraci nízkofrekvenčního rušení ve formě driftu EKG signálů. Hlavním cílem bylo otestovat metodu EMD a srovnat její účinnost s různými přístupy lineární filtrace. K signálům knihovny CSE byl přiřítán drift v několika profilech, přičemž každý profil driftu se ve spektru signálu projevoval jinak. Testováno bylo 125 umělých signálů o 12 svodech ze standardní CSE databáze. Celkem tedy bylo podrobena analýze 1500 EKG signálů.

Provedli jsme rozložení syntetického periodického signálu nezatíženého driftem a téhož signálu s přičteným umělým harmonickým driftem. Srovnáním jsme pak zjistili, které složky rozloženého signálu se podílejí na tvorbě driftu. Odstraňováním těchto složek ze směsi signálu a driftu jsme provedli filtraci celé sady signálů pro navržené profily driftu a provedli vyhodnocení účinnosti filtrace za použití ukazatelů zlepšení SNR po filtraci, směrodatnou odchylku chybových vzorků a histogramů chybových vzorků. Lineární filtrace představovalo nulování spektrálních čar, FIR filtry s útlumem -0,9 dB a -3 dB shodně na frekvenci 0,67 Hz a Lynnovy filtry s útlumy 0, -0,5 a -3 dB.

Z doposud dosažených výsledků vyplývá, že konkrétně samotná metoda EMD se nezdá být vhodným prostředkem pro filtraci driftu, resp. uspokojivých výsledků – rozumějme výsledků srovnatelných s lineární filtrací, tato metoda dosahuje pouze při potlačení driftu, jehož spektrum se nachází pod polovinou základního kmitočtu filtrovaného EKG signálu. EMD v průběhu testování vykazovala v každém případě velkou směrodatnou odchylku chybových hodnot, která byla vyjma dvou případů nejvyšší z dosažených a ve zmíněných dvou případech byla druhá nejvyšší. Docházíme tedy k závěru, že EMD neposkytuje perfektní rozdělení na jednotlivé frekvenční složky signálu, kdy by ty nejnižší představovali v součtu pouze samotné kolísání izoelektrické linie.

Naproti tomu varianta EEMD dosahovala zlepšení poměru signálu k šumu srovnatelným s lineární filtrací, kdy při filtraci driftu, jehož celé spektrum se nacházelo hluboko pod polovinou základního kmitočtu, vykazovala EEMD výsledky podobné jako FIR s útlumem -0,9 dB a Lynnův filtr s nulovým útlumem. U driftů se širším spektrem, které dosahovalo k polovině základního kmitočtu, vykazovala EEMD podobné výsledky jako tytéž filtry s útlumem -3 dB. I zde však platí, že účinně bylo možno odfiltrovat pouze drift do poloviny základního kmitočtu. V případech kdy spektrum driftu překračovalo tuto hranici již FIR a Lynnovy filtry se zmíněnými útlumy -3 dB dosahovaly lepších výsledků.

FIR a Lynnovy filtry podávaly povětšinou podobné výsledky. Logicky při filtraci driftu s úzkým spektrem na nízkých frekvencích fungovaly lépe filtry s nulovým nebo jen malým útlumem a při vyšších frekvencích driftu pracovaly lépe filtry s útlumem

-3 dB, což plyne z daných frekvenčních charakteristik. Některé signály v databázi měly základní frekvenci rovnu 0,6 Hz, v tom případě tedy filtry s jakýmkoliv útlumem na vyšší frekvenci (v našem případě např. FIR filtry s útlumy na frekvenci 0,67 Hz) budou ovlivňovat užitečný signál a logicky podávat horší výsledky. Lynnovy filtry jsou adaptivní vzhledem k tepové frekvenci daného signálu a proto při vyšší frekvenci driftu podávaly lepší výsledky než FIR.

Jako nejúčinnější se dle předpokladů jevila metoda Odbourávání spektrálních čar, která vykazovala takřka vždy nejvyšší průměrné zlepšení SNR po filtraci. Počet nulovaných spektrálních čar se odvíjel od základní frekvence daného záznamu a nulovány byly všechny čáry před touto frekvencí. Proto pokud spektrum rušení přesahovalo základní frekvenci EKG záznamu, tak všechny spektrální čáry rušení za tímto kmitočtem byly přeneseny na výstup. Logicky lze tedy účinně potlačovat jen rušení s úzkým spektrem, které končí před spektrální čarou základní frekvence záznamu.

Dále bylo zjištěno, že algoritmus EMD s časem výpočtu cca 0,330 s je mnohem pomalejší oproti lineární filtraci, kdy operace FIR filtrace zabrala zhruba 0,070 s, použití Lynnova filtru zabralo 0,004 s a nulování spektrálních čar pouze 0,001 s. EEMD pak kvůli průměrování dílčích realizací trvalo zhruba 1,420 s (délka výpočtů závisí na počtu průměrovaných realizací – v našem případě to bylo 200 realizací) tento algoritmus je tedy asi 350x pomalejší, než ve filtraci nejúčinnější Lynnovy filtry.

Vzhledem k omezením EMD, jako je maximální přípustná šířka spektra filtrovaného rušení, dále možnost chyb při výběru odstraňovaných IMF, který závisí na kvalitním QRS detektoru, a velké časové náročnosti algoritmu, docházíme k závěru, že Empirická modální dekompozice není vhodným prostředkem k filtraci úzkopásmového nízkofrekvenčního rušení, jakým je drift EKG signálů. Respektive empirická modální dekompozice neposkytuje žádné výhody oproti lineární filtraci, jež by vyvážily zmíněná omezení. EMD je sice v určitých případech srovnatelná s lineární filtrací, ale sama jakožto nelineární metoda filtrace je poměrně nepředvídatelná a i v případech, kdy bylo možné její výsledky s lineární filtrací srovnat, vykazovala velké směrodatné odchylky chybových hodnot.

V případné další studii by bylo vhodné použití dlouhých umělých EKG záznamů, aby byl zcela odstraněn vliv délky záznamu na výpočty chybových hodnot a SNR. Vzhledem k tomu, že se první IMF často podílely na stavbě brumu signálu, nabízí se otázka, zda by algoritmus EMD nebylo možné použít i pro filtraci tohoto druhu rušení.



## 17 Reference

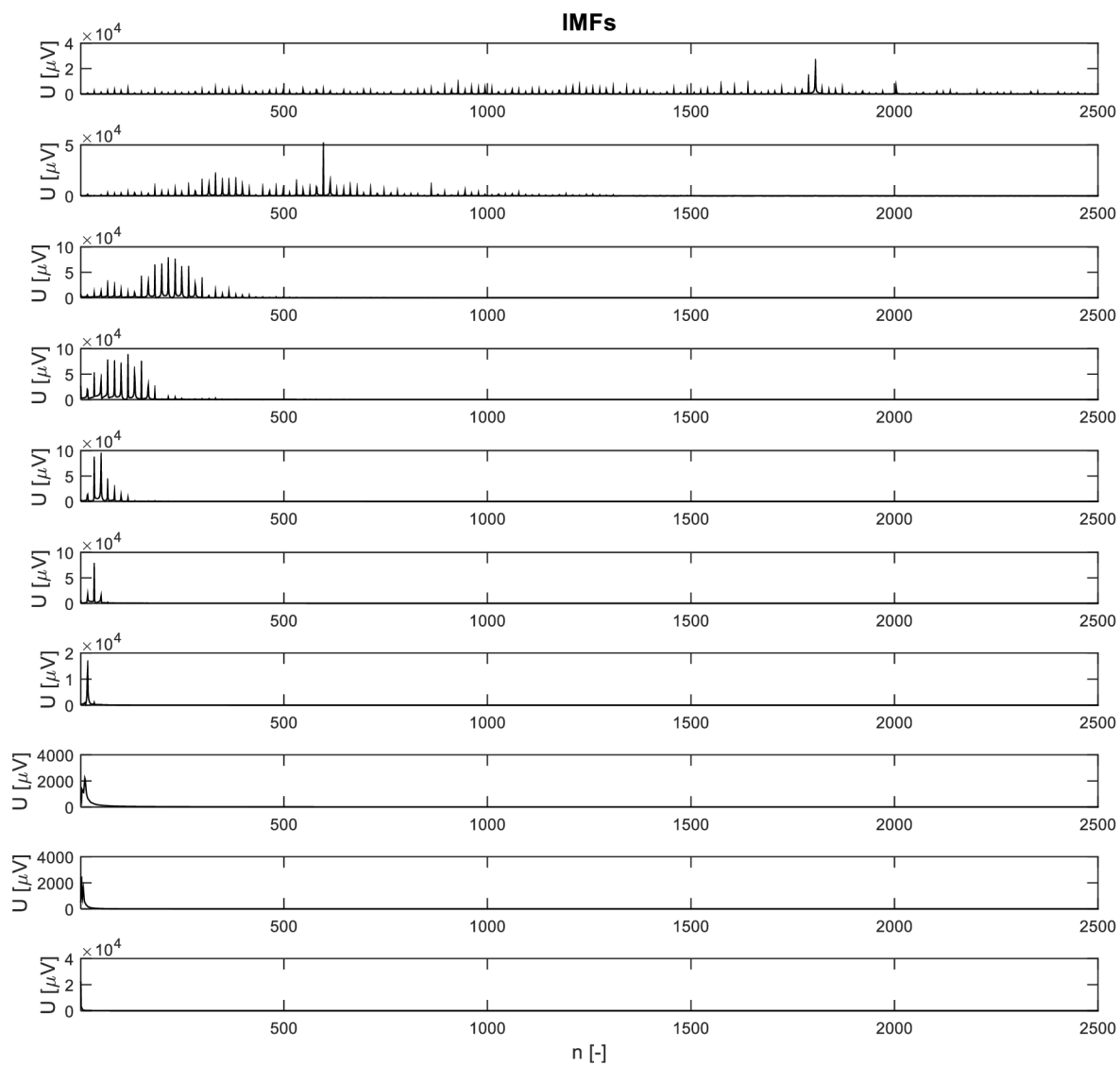
- [1] BLANCO-VELASCO, Manuel, Binwei WENG a Kenneth E. BARNER. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition. *Computers in Biology and Medicine*[online]. 2008, **38**(1), 1-13 [cit. 2016-10-29]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2007.06.003. ISSN 00104825. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482507001114>
- [2] HUANG, N. E., Z. SHEN, S. R. LONG, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* [online]. 1998, **454**(1971), 903-995 [cit. 2017-03-28]. DOI: 10.1098/rspa.1998.0193. ISSN 1364-5021. Dostupné z: <http://rspa.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rspa.1998.0193>
- [3] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [4] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 204 s. ISBN 80-247-1190-7.
- [5] ANALÝZA KMITŮ A VLN. *Základy EKG* [online]. 2010 [cit. 2016-11-13]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/start.htm>
- [6] WANG, Yung-Hung, Chien-Hung YEH, Hsu-Wen Vincent YOUNG, Kun HU a Men-Tzung LO. On the computational complexity of the empirical mode decomposition algorithm. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* [online]. 2014, **400**, 159-167 [cit. 2017-03-28]. DOI: 10.1016/j.physa.2014.01.020. ISSN 03784371. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0378437114000247>
- [7] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. uprav. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [8] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Skripta UBMI FEKT VUT v Brně, Brno, 2012
- [9] PROCHÁZKA, P. *Odstraňování kolísání izolinie v EKG pomocí empirické modální dekompozice*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 70s. Vedoucí diplomové práce Ing. Alena Kubičková.

- [10] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslíkové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2001.
- [11] AHMED, Hadj Ahmed Bay, Ali KOMATY, Delphine DARE a Abdel BOUDRAA. On signal denoising by EMD in the frequency domain. In: *2015 23rd European Signal Processing Conference (EUSIPCO)* [online]. IEEE, 2015, s. 2656-2660 [cit. 2017-01-02]. DOI: 10.1109/EUSIPCO.2015.7362866. ISBN 978-0-9928-6263-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7362866/>
- [12] KOZUPMLÍK, Jiří a Ivo PROVAZNÍK. Fats time-varying linear filters for suppression of baseline drift in electrocardiographic signals. *BioMed Eng OnLine* [online]. 2017 [cit. 2017-03-05]. DOI: 10.1186/s12938-017-0316-0. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-017-0316-0>
- [13] MEYER, C.R. a H.N. KEISER. Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques. *Computers and Biomedical Research* [online]. 1977, **10**(5), 459-470 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1016/0010-4809(77)90021-0. ISSN 00104809. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0010480977900210>
- [14] THAKOR, NV. a Y-S. ZHU. Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection. *IEEE T Bio-Med Eng.* 2002, **1991**(38(8)), 785 - 794. DOI: 10.1109/10.83591.
- [15] JANE, R., P. LAGUNA, N.V. THAKOR a P. CAMINAL. Adaptive baseline wander removal in the ECG: Comparative analysis with cubic spline technique. In: *Proceedings Computers in Cardiology* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1992, s. 143-146 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1109/CIC.1992.269426. ISBN 0-8186-3552-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/269426/>
- [16] LAGUNA, Pablo, Raimon JANE a Pere CAMINAL. Adaptive filtering of ECG baseline wander. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 1992, s. 508-509 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1109/IEMBS.1992.5761083. ISBN 0-7803-0785-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5761083/>

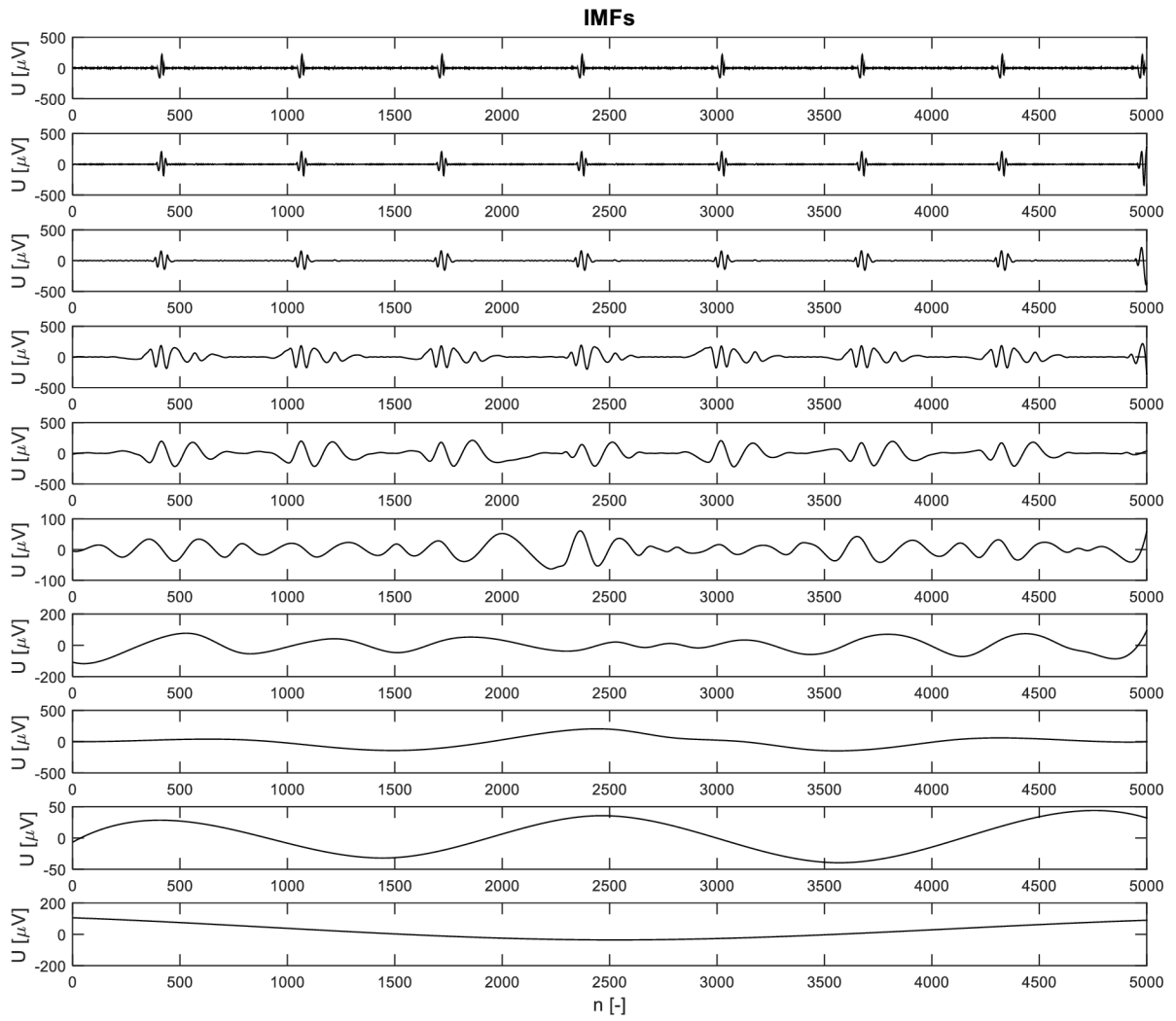
- [17] SHUSTERMAN, Vladimir, Syed Ismail SHAH, Anna BEIGEL a Kelley P. ANDERSON. Enhancing the Precision of ECG Baseline Correction: Selective Filtering and Removal of Residual Error. *Computers and Biomedical Research* [online]. 2000, **33**(2), 144-160 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1006/cbmr.2000.1539. ISSN 00104809. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010480900915398>
- [18] ZIVANOVIC, Miroslav a Miriam GONZÁLEZ-IZAL. Simultaneous powerline interference and baseline wander removal from ECG and EMG signals by sinusoidal modeling. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2013, **35**(10), 1431-1441 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.03.015. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453313000775>
- [19] SHARMA, H. a K.K. SHARMA. Baseline wander removal of ECG signals using Hilbert vibration decomposition. *Electronics Letters* [online]. 2015, **51**(6), 447-449 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1049/el.2014.4076. ISSN 0013-5194. Dostupné z: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/el.2014.4076>
- [20] WEITUO HAO, YU CHEN a YI XIN. ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, s. 2712-2715 [cit. 2017-03-21]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090744. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6090744/>
- [21] OSWALD, Cyril a Ivo BUKOVSKÝ. Nové metody a postupy v oblasti přístrojové techniky, automatického řízení a informatiky: sborník odborného semináře spojený s prezentací výsledků výzkumných projektů a nových iniciačních témat na ústavu 12110. V Praze: Ústav přístrojové a řídicí techniky ČVUT, [200-]-, 110 s. ISBN 9788001050415
- [22] VAN ALSTE, J. A. a T. S. SCHILDER. Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, **BME-32**(12), 1052-1060 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1109/TBME.1985.325514. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4121994/>

- [23] BAILEY, J. J., A. S. BERSON, A. GARSON, L. G. HORAN, P. W. MACFARLANE, D. W. MORTARA a C. ZYWIETZ. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* [online]. 1990, **81**(2), 730-739 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1161/01.CIR.81.2.730. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.81.2.730>
- [24] KLIGFIELD, Paul, Leonard S. GETTES, James J. BAILEY, et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram. *Heart Rhythm* [online]. 2007, **4**(3), 394-412 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1016/j.hrthm.2007.01.027. ISSN 15475271. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1547527107001051>
- [25] ABÄCHERLI, Roger a Hans-Jakob SCHMID. Meet the challenge of high-pass filter and ST-segment requirements with a DC-coupled digital electrocardiogram amplifier. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2009, **42**(6), 574-579 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2009.07.012. ISSN 00220736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073609003240>
- [26] LUO, Shen a Paul JOHNSTON. A review of electrocardiogram filtering. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2010, **43**(6), 486-496 [cit. 2017-04-21]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2010.07.007. ISSN 00220736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073610002852>
- [27] ŠLANCAR, Matěj. *Detekce komplexů QRS ve vicesvodových signálech EKG* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015 [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/40691>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík

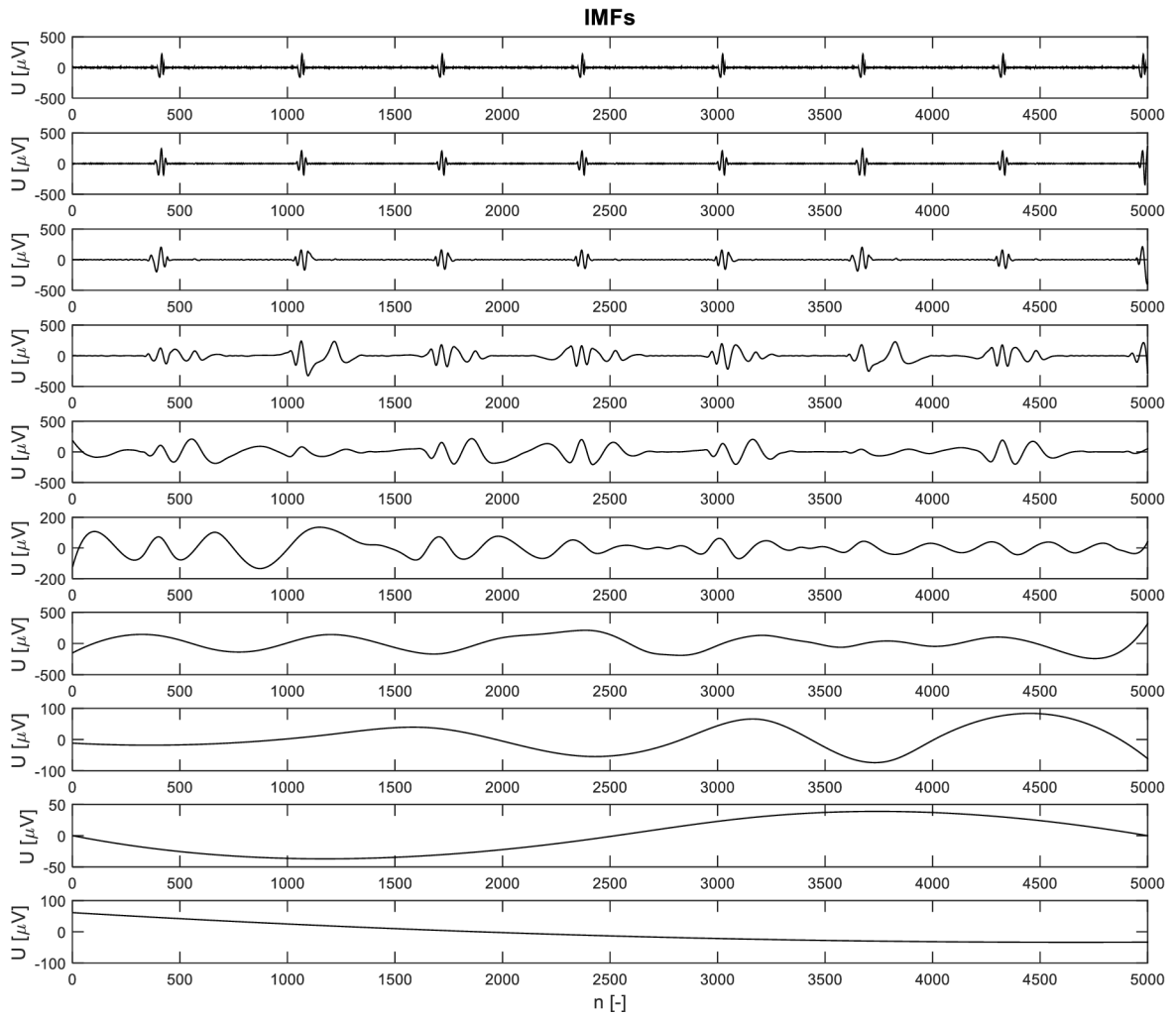
## 18 Přílohy



Obr. 46: Spektra IMF signálu č.3 nezatíženého driftem



**Obr. 47: EMD - rozklad 1. svodu signálu 23 - harmonický drift 0,25 Hz**



**Obr. 48: EMD - rozklad 1. svodu signálu 23 - harmonický drift 0,5 Hz**

Tab. 6: Výsledky filtrace lineárního driftu

Filtrace lineárního driftu SNR <sub>IN</sub> 1dB								
Počet signálů								
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	6	4	0	0	4	0	0	0
5 - 10 dB	35	5	9	0	5	2	3	5
10 - 20 dB	376	47	169	36	84	1	6	914
20 - 30 dB	723	559	1259	124	1004	8	603	538
30 - 40 dB	301	731	63	537	399	336	870	41
40 - 50 dB	56	154	0	684	4	520	18	2
50 - 60 dB	3	0	0	117	0	380	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	2	0	193	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	0	36	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	24	0	0
<b>Průměr A [dB]</b>	<b>24,807</b>	<b>31,577</b>	<b>34,323</b>	<b>39,864</b>	<b>27,290</b>	<b>50,367</b>	<b>31,141</b>	<b>19,644</b>
<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>-4,271</b>	<b>0,282</b>	<b>-2,273</b>	<b>0,227</b>	<b>0,205</b>	<b>0,298</b>	<b>0,288</b>	<b>0,267</b>
<b>SD chyb [μV]</b>	<b>36,518</b>	<b>17,206</b>	<b>5,535</b>	<b>6,891</b>	<b>19,496</b>	<b>2,749</b>	<b>7,821</b>	<b>27,580</b>



Tab. 7: Výsledky filtrace Gaussovského driftu

Filtrace Gaussovského driftu SNR <sub>IN</sub> 1dB								
Počet signálů								
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	3	1	0	0	2	0	0	0
5 - 10 dB	14	5	0	0	7	0	1	3
10 - 20 dB	482	102	0	26	19	3	8	616
20 - 30 dB	828	636	602	102	553	491	533	816
30 - 40 dB	161	652	898	525	610	983	958	65
40 - 50 dB	12	104	0	847	217	23	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	57	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	1	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	34	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
Průměr A [dB]	22,787	29,834	29,671	39,442	34,016	31,521	30,747	21,638
Průměrná chyba [μV]	-3,949	1,757	-2,322	0,253	0,203	-0,428	-0,082	0,120
SD chyb [μV]	39,653	19,046	8,391	6,966	18,746	8,835	9,534	27,726

Tab. 8: Výsledky filtrace vrcholového driftu

Filtrace vrcholového driftu $SNR_{IN}$ 1dB								
	Počet signálů							
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	1	0	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	3	1	0	0	4	0	0	1
5 - 10 dB	51	5	0	0	5	2	3	4
10 - 20 dB	637	81	19	50	108	1	6	971
20 - 30 dB	761	1289	1481	1446	774	1330	1414	509
30 - 40 dB	47	124	0	4	609	167	77	15
40 - 50 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Průměr A [dB]</b>	<b>20,381</b>	<b>25,423</b>	<b>26,247</b>	<b>28,375</b>	<b>27,645</b>	<b>27,170</b>	<b>26,774</b>	<b>18,947</b>
<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>-3,776</b>	<b>0,244</b>	<b>-1,999</b>	<b>0,248</b>	<b>0,206</b>	<b>0,883</b>	<b>0,655</b>	<b>0,451</b>
<b>SD chyb [μV]</b>	<b>45,168</b>	<b>18,412</b>	<b>9,976</b>	<b>9,422</b>	<b>19,139</b>	<b>9,030</b>	<b>10,475</b>	<b>28,128</b>

Tab. 9: Výsledky filtrace zlomového driftu

Filtrace zlomového driftu $SNR_{IN}$ 1dB								
	Počet signálů							
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	7	1	0	0	4	0	0	0
5 - 10 dB	28	6	0	0	5	1	3	5
10 - 20 dB	503	45	9	38	212	2	6	871
20 - 30 dB	785	821	934	150	1137	299	846	584
30 - 40 dB	171	620	557	1312	141	1197	645	40
40 - 50 dB	6	7	0	0	1	1	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Průměr A [dB]</b>	<b>22,393</b>	<b>28,871</b>	<b>29,217</b>	<b>33,839</b>	<b>24,634</b>	<b>31,858</b>	<b>29,601</b>	<b>19,865</b>
<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>-2,372</b>	<b>0,601</b>	<b>0,320</b>	<b>0,297</b>	<b>0,199</b>	<b>0,260</b>	<b>0,284</b>	<b>0,267</b>
<b>SD chyb [μV]</b>	<b>40,379</b>	<b>17,061</b>	<b>8,002</b>	<b>7,564</b>	<b>21,835</b>	<b>6,313</b>	<b>8,782</b>	<b>27,689</b>

Tab. 10: Výsledky filtrace harmonického driftu 0,25Hz

Filtrace Harmonického driftu 0,25Hz SNR <sub>IN</sub> 1dB								
	Počet signálů							
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	24	1	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	45	17	0	0	4	0	0	0
5 - 10 dB	80	132	0	0	6	60	15	6
10 - 20 dB	764	235	1500	42	70	1170	768	1030
20 - 30 dB	537	717	0	1458	707	270	717	462
30 - 40 dB	46	385	0	0	644	0	0	2
40 - 50 dB	4	13	0	0	69	0	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Průměr A [dB]</b>	<b>18,108</b>	<b>24,180</b>	<b>16,925</b>	<b>28,287</b>	<b>29,497</b>	<b>16,833</b>	<b>20,002</b>	<b>18,622</b>
<b>Průměrná chyba [μV]</b>	<b>-6,107</b>	<b>-2,403</b>	<b>0,320</b>	<b>0,297</b>	<b>0,198</b>	<b>3,629</b>	<b>2,364</b>	<b>1,181</b>
<b>SD chyb [μV]</b>	<b>72,216</b>	<b>44,732</b>	<b>31,844</b>	<b>10,321</b>	<b>19,633</b>	<b>38,806</b>	<b>26,786</b>	<b>30,882</b>

Tab. 11: Výsledky filtrace harmonického driftu 0,5Hz

Filtrace Harmonického driftu 0,5Hz SNR <sub>IN</sub> 1dB								
	Počet signálů							
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	152	77	0	0	19	0	0	0
0 - 5 dB	331	199	1500	0	9	426	108	12
5 - 10 dB	258	336	0	1500	6	876	787	136
10 - 20 dB	640	675	0	0	47	198	605	1338
20 - 30 dB	114	200	0	0	589	0	0	14
30 - 40 dB	5	13	0	0	548	0	0	0
40 - 50 dB	0	0	0	0	195	0	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	52	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	16	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	19	0	0	0
Průměr A [dB]	9,566	12,146	3,947	8,878	33,136	6,580	9,602	13,029
Průměrná chyba [μV]	-2,283	0,913	0,317	0,297	0,201	10,279	6,651	2,855
SD chyb [μV]	138,092	93,156	140,596	79,732	43,923	114,660	84,086	56,888

Tab. 12: Výsledky filtrace harmonického driftu 0,5Hz - normální signály

Filtrace Harmonického driftu 0,5Hz SNR <sub>IN</sub> 1dB - základní frekvence signálů > 1Hz								
Počet signálů								
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	57	0	0	0	0	0	0	0
0 - 5 dB	259	123	1308	0	4	235	1	1
5 - 10 dB	239	310	0	1308	6	875	702	7
10 - 20 dB	634	662	0	0	46	198	605	1286
20 - 30 dB	114	200	0	0	538	0	0	14
30 - 40 dB	5	13	0	0	466	0	0	0
40 - 50 dB	0	0	0	0	174	0	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	39	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	16	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	19	0	0	0
Průměr A [dB]	10,804	13,600	3,947	8,893	17,378	7,223	10,360	13,723
Průměrná chyba [μV]	-1,780	0,927	0,395	0,380	0,257	9,652	5,632	2,255
SD chyb [μV]	120,802	62,140	139,480	78,907	20,180	101,319	71,226	49,124

Tab. 13: Výsledky filtrace harmonického driftu 0,5Hz - pomalé signály

Filtrace Harmonického driftu 0,5Hz SNR <sub>IN</sub> 1dB - základní frekvence signálů < 1Hz								
	Počet signálů							
A	EMD	EEMD	FIR -0,9dB	FIR -3dB	Odbourávání spekt. čar	Lynnův filtr 0dB	Lynnův filtr -0,5dB	Lynnův filtr -3dB
< 0 dB	95	77	0	0	19	0	0	0
0 - 5 dB	72	76	192	0	5	191	107	11
5 - 10 dB	19	26	0	192	0	1	85	129
10 - 20 dB	6	13	0	0	1	0	0	52
20 - 30 dB	0	0	0	0	51	0	0	0
30 - 40 dB	0	0	0	0	82	0	0	0
40 - 50 dB	0	0	0	0	21	0	0	0
50 - 60 dB	0	0	0	0	13	0	0	0
60 - 80 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
80 - 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
> 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0
Průměr A [dB]	1,126	2,238	3,946	8,777	29,819	2,208	4,439	8,299
Průměrná chyba [μV]	-5,711	0,821	-0,212	-0,270	-0,186	14,838	13,954	7,089
SD chyb [μV]	222,595	202,703	147,947	85,137	110,894	184,632	146,049	95,002