

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2019**

**Bc. Kristýna Cholevová**

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Pasivní monitorování plodu prostřednictvím  
pokročilých metod zpracování a analýzy plodové  
fonokardiografie**

**Passive Fetal Monitoring by Advanced Signal  
Processing Methods and Analysis in Fetal  
Phonocardiography**

**2019**

**Bc. Kristýna Cholevová**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Kristýna Cholevová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Pasivní monitorování plodu prostřednictvím pokročilých metod zpracování a analýzy plodové fonokardiografie**  
**Passive Fetal Monitoring by Advanced Signal Processing Methods and Analysis in Fetal Phonocardiography**

Jazyk vypracování: čeština

### Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se zaměřuje na využití pokročilých metod zpracování a analýzy plodové fonokardiografie pro pasivní monitorování plodu jako alternativy k dopplerovské ultrasonografii (fetální doppler). Práce se věnuje klasifikaci a popisu vybraných metod zpracování plodové fonokardiografie. (např. Adaptive Wavelet Denoising, Wavelet Transform)

Cílem diplomové práce je návrh a realizace komplexního systému zpracování signálů pro pasivní monitorování plodu pomocí plodové fonokardiografie. Dalším krokem je ověření funkčnosti navrženého systému na syntetických i reálných datech z klinické praxe.

### Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky pasivního monitorování plodu prostřednictvím pokročilých metod zpracování a analýzy plodové fonokardiografie.
2. Klasifikace a popis vybraných metod zpracování plodové fonokardiografie. (např. Adaptive Wavelet Denoising, Wavelet Transform)
3. Návrh a softwarová realizace komplexního adaptivního systému pro pasivní monitorování plodu prostřednictvím vybraných metod zpracování a analýzy plodové fonokardiografie.
4. Ověření funkčnosti navrženého systému na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
5. Diskuze dosažených výsledků.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] VAISMAN, S., S. Y. SALEM, G. HOLCBERG & A.B. GEVA. Passive fetal monitoring by adaptive wavelet denoising method. *Computers in biology and medicine*. 2011, 42(2), 171-179. ISSN: 0010-4825. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2011.11.005.
- [2] ADITHYA, P. C., R. SANKAR, W.A. MORENO & S. HART. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2016, vol. 33, 289-305. ISSN 1746-8094. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2016.11.007>.
- [3] IBRAHIM, E. A., S. AL AWAR, ZH BALAYAH, LJ HADJILEONTIADIS & AH KHANDOKER. A comparative study on fetal heart rates estimated from fetal phonography and cardiotocography. *Frontiers in Physiology*. 2017, vol. 8, pp. 1-13. Electronic ISSN: 1664-042X. doi: 10.3389/fphys.2017.00764.
- [4] CHOURASIA, V. S., A.K. TIWARI & R. GANGOPADHYAY. A novel approach for onocardiographic signals processing to make possible fetal heart rate evaluations. *Digital Signal Processing*. 2014, vol. 30, pp.165-183. ISSN 1051-2004. doi: 10.1016/j.dsp.2014.03.009.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. René Jaroš  
Ing. Radana Kahánková

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
děkan fakulty

*„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“*

V Ostravě dne 26. 4. 2019

*Chalová!*

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé diplomové práce, panu doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, ochotu a pomoc při vypracování této práce. Dále bych chtěla poděkovat panu Ing. Renému Jarošovi za konzultaci, poskytnuté materiály a užitečné informace.

## **Abstrakt**

Variabilita srdeční frekvence je velice důležitá pro hodnocení zdravotního stavu plodu. V diplomové práci je navržen komplexní systém zpracování a analýzy plodového fonokardiogramu pro získání srdeční frekvence plodu. První část práce popisuje fyziologickou i patologickou srdeční činnost plodu, možnosti snímání a typické vlastnosti fonokardiogramu plodu. Práce dále popisuje metody adaptivní vlnkové transformace, analýzu nezávislých komponent, empirického rozkladu, souboru empirického rozkladu a Hilbertovu transformaci pro zpracování a analýzu signálu. Systém byl realizován v programovém prostředí MATLAB. K ovládání programu bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, ve kterém je možné simulovat základní typy rušení a provést filtraci signálu.

## **Klíčová slova**

fetální fonokardiografie, MATLAB, adaptivní vlnková transformace, analýza nezávislých komponent, empirický rozklad, soubor empirického rozkladu, Hilbertova transformace.

## **Abstract**

Heart rate variability is crucial for assessing fetal health. The diploma thesis proposes a complex system of processing and analysis of fetal phonocardiogram for obtaining fetal heart rate. The first part describes physiological and pathological heart function of a fetus, possibilities of scanning and typical properties of phonocardiogram of a fetus. The work also describes methods of adaptive wavelet transform, independent components analysis, empirical mode decomposition, ensemble empirical mode decomposition and Hilbert transform for signal processing and analysis. The system was implemented by using MATLAB software. To control the program, a graphical user interface was created in which it is possible to simulate basic types of noise and conduct signal filtering.

## **Keywords**

fetal phonocardiography, MATLAB, adaptive wavelet transform, independent component analysis, empirical mode decomposition, ensemble empirical mode decomposition, Hilbert transform.

## Obsah

<b>Seznam použitých zkratk</b> .....	<b>4</b>
<b>Seznam obrázků</b> .....	<b>6</b>
<b>Seznam tabulek</b> .....	<b>15</b>
<b>1 Srdeční činnost plodu</b> .....	<b>17</b>
1.1 Srdeční ozvy .....	17
1.2 Šelesty.....	18
<b>2 Dostupné metody pro monitorování plodu</b> .....	<b>21</b>
<b>3 Fonokardiografie plodu</b> .....	<b>23</b>
3.1 Způsob snímání .....	23
3.1.1 Vliv polohy plodu na snímání .....	24
3.1.2 Elektronická zařízení pro měření fetálního fonokardiogramu .....	25
3.1.3 Vlastnosti snímačů.....	30
3.2 Fonokardiogram .....	30
3.2.1 Časová oblast.....	30
3.2.2 Spektrální oblast .....	31
3.2.3 Artefakty.....	32
3.3 Dostupné databáze fetálních fonokardiogramů .....	34
<b>4 Zpracování fetálního fonokardiogramu</b> .....	<b>35</b>
4.1 Vlnková transformace.....	36
4.1.1 Prahování.....	38
4.2 Analýza nezávislých komponent .....	38
4.2.1 Algoritmus FastICA .....	39
4.3 Empirický rozklad .....	40
4.4 Soubor empirického rozkladu.....	42
4.5 Hilbertova transformace .....	42
<b>5 Implementace vybraných metod</b> .....	<b>44</b>
5.1 Použité typy rušení .....	44
5.2 Metody hodnocení .....	45
5.2.1 Odstup signálu od šumu .....	45
5.2.2 Tepová frekvence .....	45
5.2.3 Bland-Altmanova statistika .....	46



5.3	Adaptivní vlnková transformace .....	47
5.3.1	Filtrace okolního hluku .....	48
5.3.2	Filtrace bílého Gaussovského šumu .....	59
5.4	Analýza nezávislých komponent.....	70
5.5	Empirický rozklad .....	74
5.5.1	Filtrace okolního šumu a bílého Gaussovského šumu .....	74
5.5.2	Filtrace pohybových artefaktů matky a plodu .....	75
5.6	Soubor empirického rozkladu .....	85
5.6.1	Filtrace okolního hluku .....	85
5.6.2	Filtrace bílého Gaussovského šumu .....	96
5.6.3	Filtrace pohybových artefaktů matky a plodu .....	108
5.7	Hilbertova transformace a detekce srdečních ozev .....	117
5.8	Filtrace směsi šumu .....	120
5.8.1	Okolní hluk + Gaussovský šum .....	120
5.8.2	Okolní hluk + Gaussovský šum + pohybové artefakty .....	125
5.8.3	Okolní hluk + Gaussovský šum + pohybové artefakty + mateřské ozvy .....	127
<b>6</b>	<b>Testování na reálných datech .....</b>	<b>132</b>
6.1	Adaptivní vlnková transformace .....	132
6.2	Empirický rozklad .....	133
6.3	Soubor empirického rozkladu .....	134
6.4	Hilbertova transformace a detekce ozev .....	136
<b>7</b>	<b>Realizace grafického uživatelského rozhraní.....</b>	<b>138</b>
	<b>Závěr .....</b>	<b>140</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>141</b>
	<b>Seznam příloh.....</b>	<b>146</b>

## Seznam použitých zkratek

A/D převodník – analogově digitální převodník  
ACC – přesnost  
BSS – slepá separace signálů (blind source separation)  
CWT – spojitá vlnková transformace (continuous wavelet transform)  
DP – dolní propust  
DTWT – diskrétní vlnková transformace (discrete-time wavelet transform)  
DWT – diskrétní vlnková transformace (discrete wavelet transform)  
EEMD – soubor empirického rozkladu (ensemble empirical mode decomposition)  
EMD – empirický rozklad (empirical mode decomposition)  
F1 – celková pravděpodobnost správného určení prvních srdečních ozev  
fEKG – fetální elektrokardiogram  
fFKG – fetální fonokardiogram  
fHR – srdeční frekvence plodu (fetal heart rate)  
fHS – srdeční ozva plodu (fetal heart sound)  
FIR – filtr s konečnou impulsní odezvou (finite impulse response)  
FKG – fonokardiogram  
fM – pohyby plodu (fetal movements)  
fMKG – fetální magnetokardiografie  
fMRI – fetální magnetická rezonance  
FN – falešně pozitivní (false negative)  
FP – falešně pozitivní (false positive)  
fPO – fetální pulsní oxymetrie (fetal pulse oxymetry)  
fR – dýchání plodu (fetal respiration)  
fS1 – první srdeční ozva plodu (fetal sound 1)  
fS2 – druhá srdeční ozva plodu (fetal sound 2)  
fS3 – třetí srdeční ozva plodu (fetal sound 3)  
fS4 – čtvrtá srdeční ozva plodu (fetal sound 4)  
fSE – fetální skalpová elektroda  
FT – Fourierova transformace (fourier transform)  
GUI – grafické uživatelské rozhraní (graphical user interface)  
HHT – Hilbert – Huangova transformace (Hilbert – Huang transform)  
HT – Hilbertova transformace (Hilbert transform)  
ICA – analýza nezávislých komponent (independent component analysis)  
IDWT – inverzní diskrétní vlnková transformace (inverse discrete-time wavelet transform)  
IMF – vlastní modulační funkce (intrinsic mode function)  
KTG – kardiokardiografie  
LCD – displej z tekutých krystalů (liquid crystal display)  
mHS – srdeční ozva matky (mother heart sound)  
mM – pohyby matky (mother movements)  
mR – dýchání matky (mother respiration)  
NI-fEKG – neinvazivní fetální elektrokardiografie  
PLI – síťové rušení (powerline interference)

PPV – pozitivní prediktivní hodnota  
RN – ozvěnový šum (reverberation noise)  
SBN – senzorový šum a šum pozadí (sensor and background noise)  
SD – standardní odchylka  
Se – sensitivita  
SNR – odstup signálu od šumu (signal noise to ratio)  
SSID – vzdálenost mezi první a druhou fetální srdeční ozvou  
SURE – Steinovy nestranné prahové hodnoty  
TP – skutečně pozitivní (true positive)  
UC – děložní kontrakce (uterine contractions)  
WT – vlnková transformace (wavelet transform)

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Srdeční ozvy. ....	17
Obrázek 2: Druhy šelestů. ....	18
Obrázek 3: Časové průběhy a spektrální křivky pro (A) normalní srdeční ozvy, (B) aortální regurgitace a (C) mitrální regurgitace. ....	19
Obrázek 4: Konstrukce nitroděložního fetálního fonokardiogramu. ....	23
Obrázek 5: Umístění senzorů při fetální fonokardiografii dle polohy plodu. R – pravá, L – levá, S – kost křížová, A – přední, O – týl, P – zadní, M – brada. ....	24
Obrázek 6: 3M™ Littmann® Electronic Stethoscope Model 3200. ....	25
Obrázek 7: Elektronický stetoskop JABES od společnosti GS Technology Co., Ltd. ....	26
Obrázek 8: Stetoskop eKuore Pro. ....	26
Obrázek 9: Monitorovací systém Fetaphon od společnosti Pentavox. ....	27
Obrázek 10: Khandokerův navržený systém snímání fetálního fonokardiogramu. ....	27
Obrázek 11: Prototyp přístroje navrženého pro domácí fonokardiografii plodu. ....	28
Obrázek 12: Přenosný fonokardiograf navržený na univerzitě v Texasu. ....	28
Obrázek 13: Domácí bezdrátový fonokardiograf vyvinutý na univerzitě v Tsinghua. ....	29
Obrázek 14: Časové průběhy fetálního fonokardiogramu (nahore) a mateřského fonokardiogramu (dole). ....	31
Obrázek 15: Frekvenční spektrum fetálního a mateřského fonokardiogramu. mS1, mS2 – první a druhá srdeční ozva matky; fS1, fS2 – první a druhá srdeční ozva plodu. ....	31
Obrázek 16: Zpracování fetálního fonokardiogramu. ....	36
Obrázek 17: Frekvenční spektrum plodového fonokardiogramu (modře) a šumu o různých amplitudách. Vlevo nahore – okolní šum, vpravo nahore – bílý Gaussovský šum, vlevo dole – pohybové artefakty, vpravo dole – mateřské srdeční ozvy. ....	44
Obrázek 18: Zobrazení amplitud vlnek sym4 (vlevo) a db4 (vpravo) v závislosti na čase. ....	47
Obrázek 19: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. .	49
Obrázek 20: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	49
Obrázek 21: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	50
Obrázek 22: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	50
Obrázek 23: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. .	51
Obrázek 24: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	51
Obrázek 25: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	52
Obrázek 26: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	52
Obrázek 27: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. .	53
Obrázek 28: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	53

Obrázek 29: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	54
Obrázek 30: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	54
Obrázek 31: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. .	55
Obrázek 32: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	55
Obrázek 33: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	56
Obrázek 34: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	56
Obrázek 35: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. .	57
Obrázek 36: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	57
Obrázek 37: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	58
Obrázek 38: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	58
Obrázek 39: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	60
Obrázek 40: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	60
Obrázek 41: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	61
Obrázek 42: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací. ....	61
Obrázek 43: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	62
Obrázek 44: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	62
Obrázek 45: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	63
Obrázek 46: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací. ....	63
Obrázek 47: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	64
Obrázek 48: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	64
Obrázek 49: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	65
Obrázek 50: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací. ....	65
Obrázek 51: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	66

Obrázek 52: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.....	66
Obrázek 53: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	67
Obrázek 54: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	67
Obrázek 55: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	68
Obrázek 56: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.....	68
Obrázek 57: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	69
Obrázek 58: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací. ....	69
Obrázek 59: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem, bílým Gaussovským šumem a mateřskými ozvami.....	70
Obrázek 60: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem, bílým Gaussovským šumem a mateřskými ozvami.....	71
Obrázek 61: Filtrace signálů zarušených mateřskými ozvami. Nahore vstupní signály a dole výstupní komponenty. ....	71
Obrázek 62: Srovnání signálu před a po aplikaci analýzy nezávislých komponent. ....	72
Obrázek 63: Frekvenční spektrum prvního signálu po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace a analýze nezávislých komponent. ....	72
Obrázek 64: Frekvenční spektrum druhého signálu po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace a analýze nezávislých komponent. ....	73
Obrázek 65: Spektrogramy před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací a analýzou nezávislých komponent. ....	73
Obrázek 66: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu. ....	74
Obrázek 67: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	76
Obrázek 68: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	77
Obrázek 69: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	77
Obrázek 70: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	78
Obrázek 71: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu. ....	78
Obrázek 72: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	79
Obrázek 73: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	79
Obrázek 74: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	80
Obrázek 75: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu. ....	80

Obrázek 76: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty. ....	81
Obrázek 77: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.....	81
Obrázek 78: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.....	82
Obrázek 79: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.....	82
Obrázek 80: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty. ....	83
Obrázek 81: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.....	83
Obrázek 82: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.....	84
Obrázek 83: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.....	84
Obrázek 84: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	86
Obrázek 85: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	86
Obrázek 86: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	87
Obrázek 87: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	87
Obrázek 88: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	88
Obrázek 89: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	88
Obrázek 90: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	89
Obrázek 91: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	89
Obrázek 92: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	90
Obrázek 93: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	90
Obrázek 94: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	91
Obrázek 95: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	91
Obrázek 96: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	92
Obrázek 97: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	92
Obrázek 98: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	93
Obrázek 99: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.....	93
Obrázek 100: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	94
Obrázek 101: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem. ....	94

Obrázek 102: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	95
Obrázek 103: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	95
Obrázek 104: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ....	96
Obrázek 105: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	97
Obrázek 106: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	98
Obrázek 107: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	98
Obrázek 108: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	99
Obrázek 109: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	99
Obrázek 110: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	100
Obrázek 111: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	100
Obrázek 112: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	101
Obrázek 113: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	101
Obrázek 114: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	102
Obrázek 115: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	102
Obrázek 116: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	103
Obrázek 117: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	103
Obrázek 118: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	104
Obrázek 119: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	104
Obrázek 120: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	105
Obrázek 121: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	105
Obrázek 122: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem. ....	106
Obrázek 123: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu. ....	106



Obrázek 124: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.....	107
Obrázek 125: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.....	107
Obrázek 126: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	109
Obrázek 127: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	109
Obrázek 128: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	110
Obrázek 129: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	110
Obrázek 130: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	111
Obrázek 131: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	111
Obrázek 132: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	112
Obrázek 133: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	112
Obrázek 134: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	113
Obrázek 135: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	113
Obrázek 136: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	114
Obrázek 137: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	114
Obrázek 138: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	115
Obrázek 139: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.....	115
Obrázek 140: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	116
Obrázek 141: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	116
Obrázek 142: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	117
Obrázek 143: Schéma algoritmu pro detekci a klasifikaci srdečních ozev.....	117
Obrázek 144: Zobrazení obálky před i po filtraci dolní propustí.....	118
Obrázek 145: Detekce srdečních ozev S1 a S2.....	119
Obrázek 146: Tachogram.....	119
Obrázek 147: Nesprávná detekce ozev.....	120

Obrázek 148: Filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	121
Obrázek 149: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací. ....	121
Obrázek 150: Spektrogram signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací. ....	122
Obrázek 151: Rozklad signálu zarušeného okolním hlukem a Gaussovským šumem pomocí empirického rozkladu. ....	123
Obrázek 152: Filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu. ....	123
Obrázek 153: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po empirickém rozkladu. ....	124
Obrázek 154: Spektrogram signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po empirickém rozkladu. ....	124
Obrázek 155: Rozklad signálu zarušeného okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty pomocí empirického rozkladu. ....	125
Obrázek 156: Filtrace okolního hluku, Gaussovského šumu a pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	126
Obrázek 157: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty před a po empirickém rozkladu. ....	126
Obrázek 158: Spektrogram signálu s okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty před a po empirickém rozkladu. ....	127
Obrázek 159: Filtrace směsi šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	128
Obrázek 160: Spektrogram signálu se směsí šumu před a po adaptivní vlnkové transformaci. ....	128
Obrázek 161: Frekvenční spektrum signálu se směsí šumu před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací. ....	129
Obrázek 162: Rozklad signálu směsí šumu pomocí empirického rozkladu. ....	129
Obrázek 163: Filtrace směsi šumu pomocí empirického rozkladu. ....	130
Obrázek 164: Frekvenční spektrum signálu se směsí šumu před a po filtraci empirickým rozkladem. ....	130
Obrázek 165: Spektrogram signálu se směsí šumu před a po empirickém rozkladu. ....	131
Obrázek 166: Testování adaptivní vlnkové transformace na reálných datech. ....	132
Obrázek 167: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace na reálných datech. ....	133
Obrázek 168: Testování empirického rozkladu na reálných datech. ....	133
Obrázek 169: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí empirického rozkladu na reálných datech. ....	134
Obrázek 170: Testování souboru empirického rozkladu na reálných datech. ....	135
Obrázek 171: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí souboru empirického rozkladu na reálných datech. ....	135
Obrázek 172: Nalezení obálky na reálných datech pomocí Hilbertovy transformace a vyhlazení dolní propustí. ....	136
Obrázek 173: Správná detekce a klasifikace ozev na reálných datech. ....	136
Obrázek 174: Chybná detekce a klasifikace ozev na reálných datech. ....	137
Obrázek 175: Tachogram získaný z reálných dat. ....	137

Obrázek 176: Grafické uživatelské rozhraní.....	139
Obrázek 177: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=0,4$ ).....	148
Obrázek 178: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).....	148
Obrázek 179: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).....	149
Obrázek 180: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).....	149
Obrázek 181: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=1$ ).....	150
Obrázek 182: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1$ ).....	150
Obrázek 183: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1$ ).....	151
Obrázek 184: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1$ ).....	151
Obrázek 185: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=1,5$ ).....	152
Obrázek 186: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).....	152
Obrázek 187: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).....	153
Obrázek 188: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).....	153
Obrázek 189: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=2,5$ ).....	154
Obrázek 190: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).....	154
Obrázek 191: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).....	155
Obrázek 192: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).....	155
Obrázek 193: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=5$ ).....	156
Obrázek 194: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).....	156
Obrázek 195: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).....	157
Obrázek 196: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).....	157
Obrázek 197: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=0,7$ ).....	158
Obrázek 198: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).....	158
Obrázek 199: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).....	159
Obrázek 200: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).....	159

Obrázek 201: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem (A=1,4). .....	160
Obrázek 202: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=1,4). .....	160
Obrázek 203: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=1,4). .....	161
Obrázek 204: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=1,4). .....	161
Obrázek 205: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem (A=2). .....	162
Obrázek 206: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=2). .....	162
Obrázek 207: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=2). .....	163
Obrázek 208: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=2). .....	163
Obrázek 209: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem (A=3). .....	164
Obrázek 210: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=3). .....	164
Obrázek 211: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=3). .....	165
Obrázek 212: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=3). .....	165
Obrázek 213: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem (A=5). .....	166
Obrázek 214: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=5). .....	166
Obrázek 215: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=5). .....	167
Obrázek 216: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu (A=5). .....	167

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Rozdělení srdečních chorob.....	19
Tabulka 2: Přehled některých metod pro monitorování plodu. Zkratky: KTG - kardiokardiografie, fMKG - fetální magnetokardiografie, fPO - fetální pulsní oximetrie, fSE – fetální skalpová elektroda, NI - fEKG - neinvazivní fetální elektrokardiografie, fFKG – fetální fonokardiografie. *tt – týden těhotenství.....	22
Tabulka 3: Špičkové frekvence výkonové spektrální hustoty S1 a S2 na základě gestačního věku. ....	32
Tabulka 4: Přehled složek v signálu fFKG. fHS - srdeční ozvy plodu, fM - pohyby plodu, fR - respirace plodu, mHS - srdeční ozvy matky, mR - respirace matky, UC – děložní kontrakce, PLI - síťové rušení, RN – Ozvěnový šum, SBN - senzorový a okolní šum. ....	33
Tabulka 5: Sumarizace metod pro zpracování a klasifikaci fFKG. ICA – analýza nezávislých komponent, fHS – srdeční ozvy plodu, fFKG – fetální elektrokardigram, mR – respirace matky, mHS – srdeční ozvy matky, fR – respirace plodu.....	35
Tabulka 6: Výsledky adaptivní vlnkové transformace použité na filtraci okolního hluku. ....	48
Tabulka 7: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ...	48
Tabulka 8: Výsledky adaptivní vlnkové transformace použité k filtraci bílého Gaussovského šumu. .	59
Tabulka 9: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace. ...	59
Tabulka 10: Výsledky hybridního algoritmu (po adaptivní vlnkové transformaci a analýze nezávislých komponent). ....	70
Tabulka 11: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu. ....	74
Tabulka 12: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci okolního hluku. ....	75
Tabulka 13: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu. ....	75
Tabulka 14: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci bílého Gaussovského šumu. ....	75
Tabulka 15: Statistické výsledky k filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu. ....	75
Tabulka 16: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci pohybových artefaktů. ....	76
Tabulka 17: Statistické výsledky k filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu. ....	76
Tabulka 18: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci okolního hluku. ....	85
Tabulka 19: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu. ...	85
Tabulka 20: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci Gaussovského šumu.....	96
Tabulka 21: Statistické výsledky k filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.....	96
Tabulka 22: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci pohybových artefaktů. ....	108
Tabulka 23: Statistické výsledky k filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.....	108
Tabulka 24: Výsledek filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.....	120
Tabulka 25: Výsledek filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu. ....	122
Tabulka 26: Výsledek filtrace okolního hluku, Gaussovského šumu a pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.....	125
Tabulka 27: Výsledek filtrace směsi šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace. ....	127
Tabulka 28: Výsledek filtrace směsi šumu pomocí empirického rozkladu.....	131

## Úvod

Vyhodnocení fetální tepové frekvence má zásadní význam pro získání užitečných klinických informací o stavu plodu. Porodníci obvykle pozorují zejména její průměrnou hodnotu (která se snižuje s týdnem těhotenství), variabilitu (zvyšující se s týdnem těhotenství), zrychlení, zpomalení a základní hodnotu. Variabilita je obzvláště důležitá, neboť se jedná o signál korelovaný s aktivitou autonomního nervového systému. Mnoho lékařů je přesvědčeno, že minimální nebo chybějící variabilita fetální tepové frekvence může být indikátorem distresu plodu, [59].

Jednou z nejvhodnějších způsobů zjišťování srdeční frekvence plodu je fetální fonokardiografie získaná záznamem akustického signálu z břicha matky. Problémem však je rušení sužující fonokardiografický signál, které znemožňuje následnou analýzu. V této diplomové práci bylo popsáno několik pokročilých metod pro filtraci rušení a analýzu plodového fonokardiogramu.

V první kapitole jsou popsány srdeční ozvy plodu a šelesty. Druhá kapitola je zaměřena na popis aktuálních metod monitorování plodu. Třetí kapitola již prezentuje samotnou fonokardiografii plodu a její charakteristiky. Zabývá se způsobem snímání, vlivem polohy plodu na snímání a popisem zařízení používaných ve studiích i v klinické praxi. Dále prezentuje časovou i frekvenční oblast fonokardiogramu a rušení vyskytující se ve snímaném signálu. Nakonec předkládá aktuálně dostupné databáze fetálních fonokardiogramů. Ve čtvrté kapitole jsou představeny vybrané metody, které lze využít ke zpracování a analýze plodového fonokardiogramu. Jedná se o vlnkovou transformaci, analýzu nezávislých komponent, empirický rozklad, soubor empirického rozkladu a Hilbertovu transformaci.

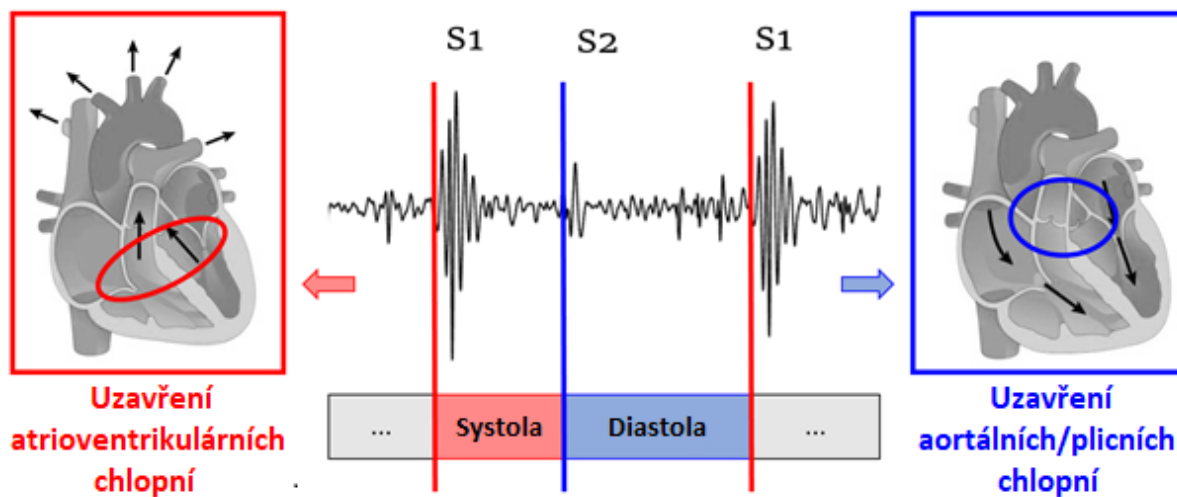
Další kapitoly prezentují praktickou část diplomové práce, která se zabývá implementací výše zmíněných metod v programovacím prostředí MATLAB a jejich použitím na fetálních fonokardiografických signálech obsahujících artefakty. Jednotlivé filtrace jsou hodnoceny na základě stanovení tepové frekvence, odstupu signálu od šumu, a nakonec je provedena Bland – Altmanova statistika. Všechny metody jsou testovány na syntetických i reálných datech. Výsledky filtrací jsou na závěr srovnány a diskutovány.

# 1 Srdeční činnost plodu

Plodové srdce se vyvíjí již ve třetím týdnu těhotenství. Srdeční frekvence plodu (fHR) se během těhotenství různě mění a ustaluje se až okolo 18. týdne. Její hodnota se zvyšujícím gestačním věkem mírně snižuje. Plodová srdeční frekvence je přibližně dvojnásobkem frekvence dospělého člověka a fyziologicky se pohybuje od 110 do 160 tepů za minutu, [1], [2].

## 1.1 Srdeční ozvy

Srdeční ozvy plodu (fHS – fetal heart sounds) vznikají otevíráním a zavíráním srdečních chlopní a průtokem krve. Lze je označit jako téměř periodický signál s frekvencí 20 až 110 Hz. Mateřské srdeční ozvy (mHS) bývají častým artefaktem při snímání fetálního fonokardiogramu (fFKG). Mnoho studií se v interpretaci mHS liší. Nagel [13] popsal mHS jako periodický signál známý jako mateřský puls, vznikající v důsledku průtoku krve v mateřských tepnách. Uvedl, že relativní amplituda mHS v abdominální oblasti je menší než fHS, fetální respirace a mateřská respirace a frekvenční pásmo je 8–25 Hz. MacDonnell [14] interpretoval mHS jako zvuk pocházející z pupečníku. Pretlow a kol. [18] naopak popsal mHS jako mateřský tón pocházející z aortálních a placentálních zvuků, přičemž většina jeho výkonu spadá pod 10 Hz. Jimenez a kol. [17] vysvětlil mHS jako periodickou pulsní vlnu pocházející ze zvuku aortálního průtoku krve s frekvencí 10–50 Hz. Také zaznamenal špičkový posun z 30 Hz na 60 Hz z důvodu překrývání mHS se síťovým rušením. Chouriarsa a kol. [16] a Cesarelli a kol. [15] uvedli, že mHS je periodický signál dvou tónů pocházející z mateřského srdce, [1], [3], [5].



Obrázek 1: Srdeční ozvy.

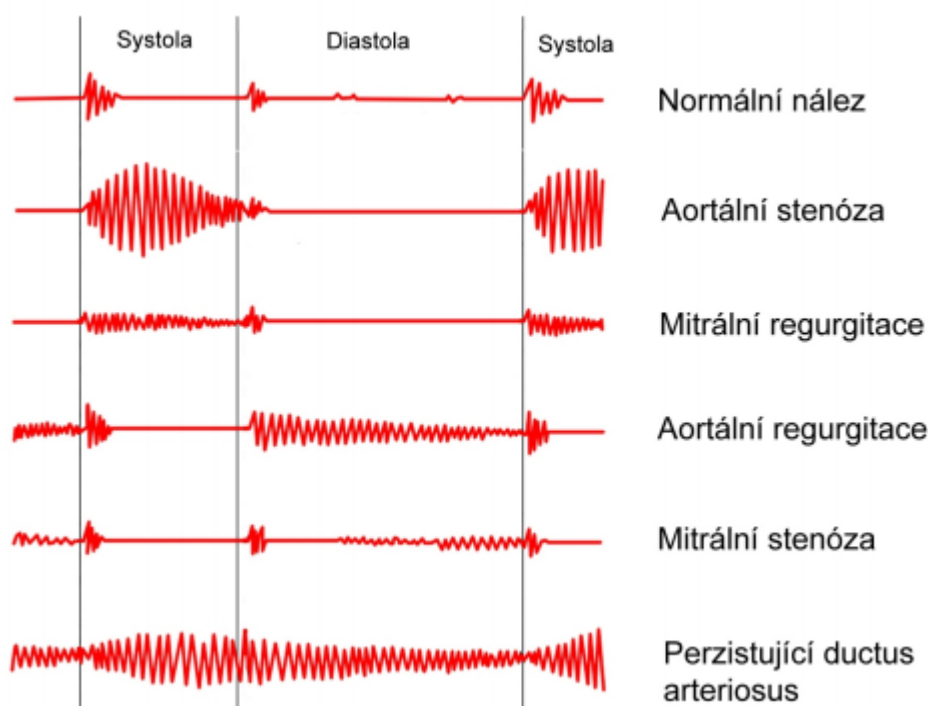
První srdeční ozva (fS1 – fetal sound 1) je generována rozepnutím a vibrací dvojčipé a trojčipé chlopně. Vzniká započetím systoly, tedy náhlým vzestupem tlaku a je označována za nejdelší a nejhlasitější ozvu s nízkofrekvenčními vibracemi. Po fS1 následuje komorová eejkce, vyznačující se nízkofrekvenčním signálem. V této fázi je krev vypuzována do aortální a plicní tepny. Systolický časový interval vyskytující se mezi zvuky fS1 a fS2 je obecně kratší, než diastolický (mezi fS2 a fS1). Při vysoké srdeční frekvenci, vyšší než 180 tepů za minutu, však mohou být prakticky stejně dlouhé, [1], [5].

Druhá srdeční ozva (fS2 – fetal sound 2) má z důvodu charakteristických rozdílů v chlopních obvykle nižší amplitudu, vyšší frekvenci a kratší dobu trvání než fS1. Je generována v době zavírání poloměšičitých chlopní, [1], [5].

Existuje navíc třetí (protodiastolická, fS3 – fetal sound 3) a čtvrtá (presystolická, fS4 – fetal sound 4) srdeční ozva, vyskytující se během diastoly. Třetí srdeční ozva je u dospělých patologická a detekovatelná pouze u dětí. Ozvy fS3 a fS4 jsou zřídka detekovány v novorozeneckém období a při monitorování plodu je z důvodu nízkého poměru odstupů signálu od šumu prozatím nelze dostupnou technikou zachytit. Charakteristiku srdečních ozev lze vidět na obrázku 1, [1], [5], [6].

## 1.2 Šelesty

Plodová FKG je kromě jiného schopna zaznamenat také šelesty, což přispívá ke včasnému odhalení vrozených srdečních vad. Některé srdeční vady a šelesty popsal Balogh [6] ve své disertační práci, viz tabulka 1. Patologické šelesty lze detekovat již po prvním trimestru, tedy zhruba ve 12. týdnu těhotenství. Kromě fFKG se pro detekci srdečních vad plodu využívá také fetální elektrokardiografie (fEKG), plodová magnetokardiografie (fMKG) [42], plodová echokardiografie [43], plodová magnetická rezonance (fMRI) [44] nebo Nuchal-fold scan, [1], [6], [7].



Obrázek 2: Druhy šelestů.

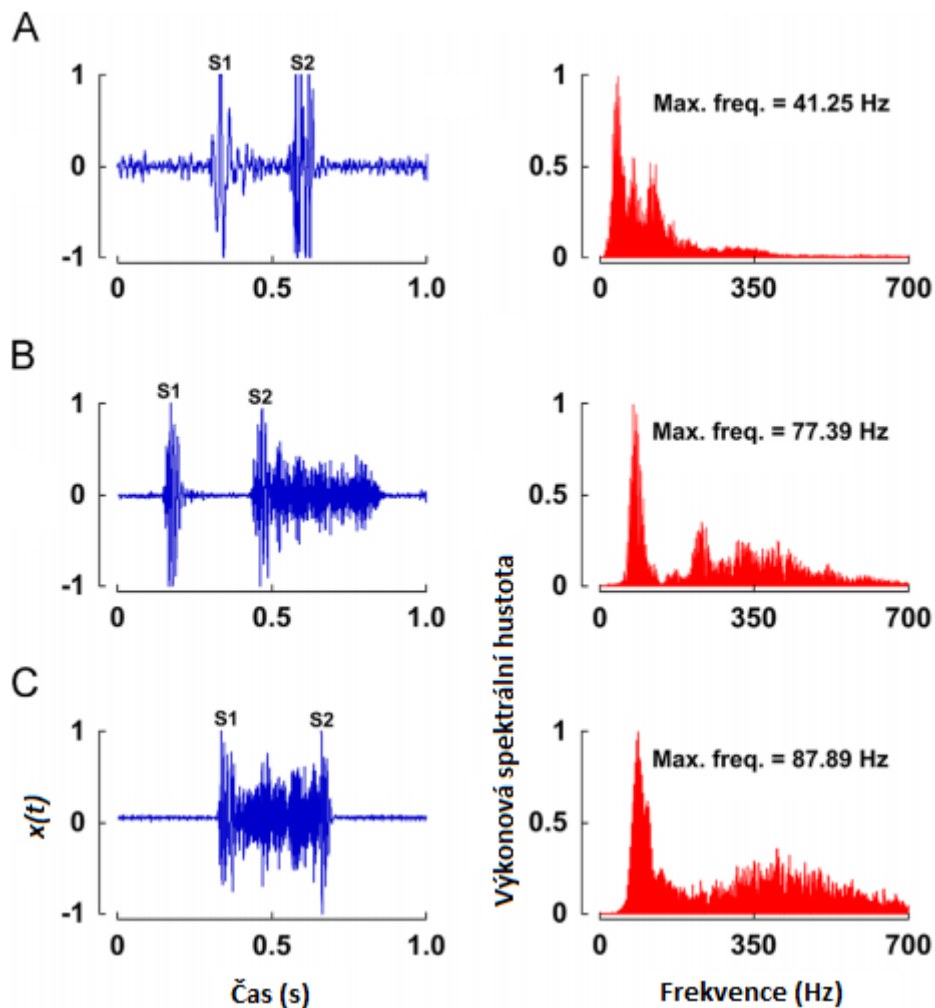
Šelesty jsou abnormální zvuky vznikající v srdci a souvisí s vrozenými srdečními chorobami. Dochází k nim vibracemi tkání nebo při změně laminárního proudu krve na turbulentní. To znamená, že částice krve svým pohybem vytvářejí víry, což může být způsobeno zvýšením množství a rychlosti protékající krve nebo změnou viskozity krve. Přítomnost srdečních šelestů je tedy vždy spojena s nějakou odchylkou, která vede k turbulentnímu proudění krve. Je-li však skutečná příčina hemodynamicky nevýznamná, považuje se za tzv. nevinnou šelest. U šelestů se vždy určuje intenzita a frekvence, [1], [6], [7].



Tabulka 1: Rozdělení srdečních chorob.

Srdeční choroby	
Srdeční choroby chlopní	Vrozené srdeční choroby
Stenóza	Defekty septa (síňového, komorového)
Nedostatečnost srdečních chlopní	Perzistující ductus arteriosus
Prolaps mitrální chlopně	Falotova tetralogie

Mezi nejčastější druhy šelestů lze zařadit aortální stenózu, aortální regurgitaci, mitrální stenózu, mitrální regurgitaci a perzistující ductus arteriosus (Obrázek 2). Aortální stenóza je způsobena zúžením aortální chlopně, čímž je oslabena S2. Mitrální stenóza je naopak zúžení dvojcípé chlopně. Aortální a mitrální regurgitace neboli nedomykavost znamená, že se cípy jednotlivých chlopní zcela nedovírají, čímž se malý tok krve vrací zpátky do srdce. Tyto druhy šelestí lze detekovat pomocí fFKG, je však nutné provést i další vyšetření (např. fEKG). Na obrázku 3 [19] lze vidět srovnání časových průběhů a frekvenčních spekter normálních ozev a vybraných srdečních šelestí, [1].



Obrázek 3: Časové průběhy a spektrální křivky pro (A) normální srdeční ozvy, (B) aortální regurgitace a (C) mitrální regurgitace.

V klinické praxi se obvykle hodnotí tyto vlastnosti srdečních šelestů, [6]:

- Načasování – šelesty se označují jako systolické nebo diastolické (zřídka kontinuální). Šelest pak může být dále rozdělena na další kategorie, jako je raná, střední, pozdní systolická, apod.
- Intenzita – je rozdělena na stupnici od 1 do 6. Čím větší číslo šelest reprezentuje, tím je šelest hlasitější.
- Bod maximální intenzity a záření – bod maxima se vztahuje k místu, kde je šelest nejlépe slyšitelná. U dospělých na hrudníku je několik míst, které odpovídají určitým oblastem srdce. Co se týče záření, platí, že zvuk vyzařuje ve směru průtoku krve. V případě detekce plodových šelestů je možné nalézt pouze bod na břiše matky, umístěný nejbližší k srdci plodu tak, aby byla šelest co nejlépe slyšitelná.
- Tvar – popisuje změnu intenzity šelestů během srdečního cyklu a souvisí s odpovídající rychlostí proudění. Intenzita však také může zůstat poměrně stálá.
- Charakter – je založen na spektrálním uspořádání. Typicky bývá přítomna dominantní frekvence, šelest však vytváří zpravidla mnoho různých frekvencí. Frekvenční analýza přispívá k rozpoznání typu srdeční choroby.

## 2 Dostupné metody pro monitorování plodu

V posledním trimestru těhotenství poskytuje monitorování změn fHR aktuální informace o celkovém stavu plodu. Ve vyspělých zemích je současná úmrtnost v poměru přibližně 10:1000 a úmrtí plodu představuje přibližně 50 % mezi 20. týdny těhotenství a 1 rokem věku, přičemž hlavními příčinami jsou vrozené malformace a perinatální hypoxie. Velmi dobrým ukazatelem stavu plodu je fHR. Pokud fHR plodu vzroste velmi vysoko nebo naopak klesne na nízkou hodnotu, je zřejmé, že je plod ve stresu a vyžaduje naléhavou pozornost. Z rozsáhlých diagnostických nástrojů je pro záznam fHR nejznámější ultrasonografická kardiokografie (KTG) [45], fetální Doppler [46], fetální elektrokardiografie (fEKG) [47], [48], fetální magnetokardiografie (fMKG) [49], fetální pulsní oximetrie (fPO) [50] a další. Výhodou fFKG je, že na plod není přenášena žádná energie a díky tomu se hodí i pro dlouhodobější rozšířený screening, neboť běžná 20minutová měření jsou poměrně krátká, aby byly zjištěny skutečné informace o stavu plodu. Pro dlouhodobé snímání je metoda fMKG z důvodu značné složitosti snímání a přenosu energie na plod nevhodná. Kromě toho je velmi nákladná (cena se pohybuje až v desetitisících dolarů) a vyžaduje kvalifikovaný personál k obsluze. Metody KTG a fetální Doppler jsou vzhledem k přenosu ultrazvukového záření také vhodné pouze ke krátkodobému snímání. Technika KTG je kombinací fetálního Doppleru a záznamu děložní aktivity vnějším tlakovým snímačem. Metoda je poměrně nákladná a není vždy k dispozici, navíc dle výzkumů často vedla k falešně pozitivním výsledkům v detekci patologických stavů a její spolehlivost během 24.–36. týdne těhotenství je udávána pouze na 60 %, [1], [3], [5], [21], [22].

Fetální pulsní oximetrie byla zpočátku prezentována jako velmi užitečná, neboť dokáže poskytnout údaje jak o fHR, tak o saturaci krve kyslíkem a tkáňové perfuzi. Aktuálně však není příliš využívaná, jelikož je invazivní a v kombinaci s KTG vedla ke zvýšení detekce falešně pozitivních patologických stavů a tím i ke zvýšení počtu císařských řezů, [50], [58].

Technika fEKG je elektrickým ekvivalentem fMKG. Může být snímání invazivně či neinvazivně. Invazivní technologie, tzv. fetální sklapová elektroda (fSE), je připevněna na hlavičce plodu, buď zavrtáním spirálové elektrody nebo pomocí pružinové spony. Použití je však omezeno pouze na dobu během porodu, tedy po prasknutí membrány a uvolnění plodové vody. Nevýhodou je také riziko zanesení infekce a snížený počet dostupných elektrických vodičů. Jediný komerčně dostupný přístroj, zajišťující invazivní snímání fEKG a provádět ST-analýzu je monitor STAN od společnosti Neoventa Medical AB, [12], [58].

Neinvazivní měření fEKG, tzv. NI-fEKG je na rozdíl od fSE bezpečné a levné. Také je relativně přesné a snadno ovladatelné. Používá se ke kontinuálnímu monitorování fHR. Nevýhodou je nízký odstup signálu od šumu (SNR), který se navíc rapidně snižuje ve 28.–32. týdnu těhotenství, kdy plod zcela obklopuje tzv. vernix caseosa neboli mázek, jež plod izoluje. Od 32. týdne těhotenství se mázek rozpouští do plodové vody a od 37. týdne těhotenství je již plod obalen pouze ze 40 %. Aktuálně se NI-fEKG používá pro dlouhodobé snímání v nemocnicích, [58].

Metoda fFKG je kromě analýzy fHR schopna rozpoznat šelesty, rozštěpy, extra systoly, intrauterinní růstové retardace a další anomálie. Nevýhodou je, že bohužel není natolik přesná, jako například fEKG, a navíc je stále nedostatečná dostupnost klinických záznamů, tzv. Gold standard databases. Proto nebyla nikdy použita pro úplnou klinickou diagnózu, ale jen jako doplňkový diagnostický nástroj. Ačkoliv má neinvazivní fFKG potenciál pro sledování plodu při porodu, použití je limitováno pouze na dobu před porodem kvůli nízkému SNR. Důvodem je interference mateřského signálu, pohyby matky i plodu, děložní kontrakce, nelineární přenosové médium a omezení

ve stávajících přístupech k získávání dat a v systémech získávání dat. Pokud by se tyto problémy zlepšily, fFKG by bylo schopno řešit omezení, která představují ostatní metody. Na základě tohoto zjištění vzrostla motivace k nalezení řešení nedostatků monitorování plodu pomocí fFKG. V tabulce 2 lze vidět přehled vybraných monitorovacích technik plodu, [1], [3], [5], [58].

**Tabulka 2: Přehled některých metod pro monitorování plodu. Zkratky: KTG - kardiokografie, fMKG - fetální magnetokardiografie, fPO - fetální pulsní oximetrie, fSE – fetální skalpová elektroda, NI - fEKG - neinvazivní fetální elektrokardiografie, fFKG – fetální fonokardiografie. \*tt – týden těhotenství.**

Metoda	Princip	Invazivní snímání	Před porodem	Během porodu	Snímání FHR	Dlouhodobé snímání
KTG	mechanický/akustický	x	✓ (od 20. tt*)	✓	✓	x
fMKG	magnetický	x	✓ (od 20. tt)	x	✓	x
fPO	optický	✓	x	✓	✓	x
fSE	elektrický	✓	x	✓	✓	x
NI - fEKG	elektrický	x	✓ (od 20. tt)	✓	✓	✓
fFKG	mechanický/akustický	x	✓ (od 28. tt)	x	✓	✓

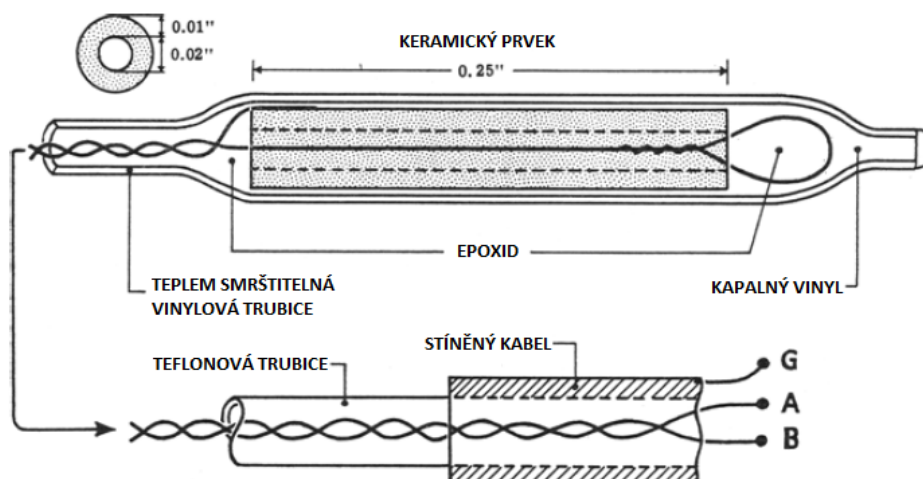
### 3 Fonokardiografie plodu

Monitorování plodu je potřebné pro získání klinických informací o zdravotním stavu plodu během těhotenství a porodu. V minulosti se lékaři museli spoléhat výhradně na své zkušenosti a smysly, kdy kontrolovali stav plodu pouhým přiložením ucha na břicho matky. Ke zlepšení došlo roku 1917, kdy byl americkým porodníkem, Davidem Hillisem, vynalezen stetoskop. Lékaři tak mohli kontrolovat alespoň základní informace o srdeční činnosti plodu, jako je aktuální fHR, výraznější arytmie či zástava srdce. Stetoskopy jsou využívány dodnes, především pro jejich nízkonákladovost, neomezenou životnost a nezávislost na napájení. Při vyšetření stetoskopem je nutné dbát na jeho správné umístění a minimalizaci okolního hluku, tak aby byly srdeční ozvy dobře slyšitelné. Současné moderní stetoskopy dokáží velmi přesně vypočítat srdeční frekvenci, odstranit okolní šum nebo vytvořit záznam, přičemž veškeré informace bývají zobrazeny na monitoru, [8], [9], [10].

Aktuálně je fFKG v souvislosti s monitorováním plodového srdce diskutovaným tématem. Tato metoda byla vynalezena již v 17. století. Potenciální diagnostický význam zvuků plodového srdce byl popsán roku 1820 švýcarským porodníkem. Do klinické praxe se však fonokardiografie dostala až po roce 1833, díky publikaci jistého Evory Kennedyho, který vydal knihu o využití fFKG ke klinické diagnóze, [8], [9], [10].

#### 3.1 Způsob snímání

Potřebný signál lze snímat buď invazivně nebo neinvazivně. Invazivní metoda není obvyklá, neboť ji lze použít pouze při porodu, po uvolnění plodové vody, kdy se data snímají pomocí nitroděložního akustického snímače. Invazivní snímání fFKG je navíc rizikové z hlediska možného zanesení infekce a ohrožení plodu. Pro ženu je kromě toho nekomfortní a stresující. Z tohoto důvodu je o invazivní metodě velmi málo informací a lékaři raději volí variantu plodové elektrokardiografie, jež má mnohem přesnější výsledky o zdravotním stavu plodu. Jediný výzkum o invazivním snímání fFKG publikoval Richerson [20] a kol. roku 1964, [3]. Použité zařízení je vyobrazeno na obrázku 4, [20].



Obrázek 4: Konstrukce nitroděložního fetálního fonokardiogramu.

Další, mnohem používanější možností je neinvazivní snímání fFKG, které je získáváno z abdominální oblasti matky, kdykoli od 28. týdne těhotenství. Pro slyšitelnost ozev je samozřejmě potřeba provádět snímání v době, kdy je již plodové srdce plně vyvinuto. Ke snímání se využívá

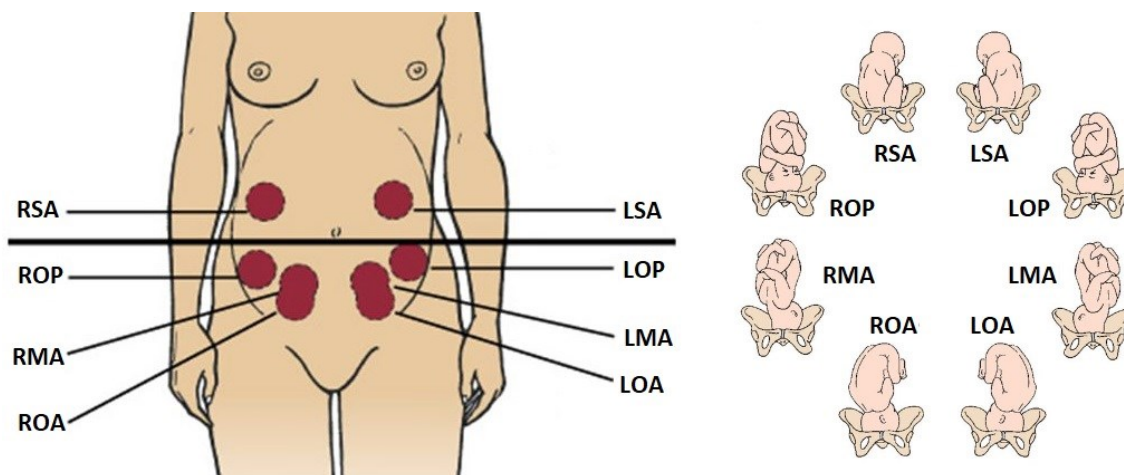
akustický senzor bez použití gelu. Během celé historie fonokardiografického systému docházelo k neustálému pokroku ve vývoji senzorů a technikách zpracování, [3], [5].

Pro měření během třetího trimestru byl vyvinut telemedicínský systém pro domácí monitorování plodu, kdy je naměřený offline zvukový signál vyhodnocován v informačním středisku. Zaznamenaná a komprimovaná data jsou přenášena prostřednictvím mobilní sítě a poté přes internet. Komplexní vyhodnocovací program analyzuje průběhy a vytváří závěrečnou zprávu obsahující tradiční KTG data, stejně jako parametry dalších vlastností jako je šelest, intrauterinní růstová omezení, problémy neurologického vývoje či dýchání plodu. Vzhledem k tomu, že v systému telemedicíny jsou všechna data archivována v elektronické podobě, otevírá se možnost vybudování databáze pro vývoj odborného fFKG systému s knihovnou různých vrozených srdečních chorob, [1].

### 3.1.1 Vliv polohy plodu na snímání

Poloha plodu se počátkem těhotenství velmi často mění, k ustálení dochází až v polovině třetího trimestru. Obvykle je nejčastější, když je osa plodu rovnoběžná s podélnou osou dělohy a hlavička naléhá na pánevní vchod. Signál fFKG se při této pozici plodu snímá pod pupíkem matky v oblasti nepřesahující 3 cm, takto je nejbliže k srdci plodu, [2], [3], [5].

V průběhu těhotenství lze pomocí fFKG snadno kontrolovat polohu plodu. Není-li plod otočený hlavičkou dolů, bude fFKG signál nejsilnější nad pupíkem matky. Pokud je plod otočený čelem k břichu matky, signál je mnohem slabší, z důvodu vzdálenosti, která může být až desetinásobkem průměru plodového srdce a také kvůli množství překážek mezi srdcem a senzorem, jako jsou končetiny plodu a plodová voda. Z toho plyne, že signál nejlepší kvality lze zaznamenat, pokud záda plodu přiléhají na mateřské břicho. V obou případech musí zvuk srdce projít několika vrstvami, kdy každá z těchto vrstev tlumí vlnovou energii, která je rovněž snížena nesouladem akustické impedance na hranici mezi různými vrstvami, [1], [2], [3], [5].



Obrázek 5: Umístění senzorů při fetální fonokardiografii dle polohy plodu. R – pravá, L – levá, S – kost křížová, A – přední, O – týl, P – zadní, M – brada.

Zahoriana a kol. popsali model duálního přenosu, kdy je na základě polohy plodu určen režim snímání fFKG, [4]. Klinické testy byly prováděny na 12 pacientkách, kdy se záda plodu dotýkala břicha matky nebo byl plod otočen čelem k břichu matky. U první polohy vyvolává srdeční tep plodu pohyb celého těla plodu, který téměř okamžitě vybudí senzor nárazem. Tento režim provozu se tedy nazývá „nárazový“, spektrální obsah leží v pásmu 16-50 Hz a nezahrnuje akustické šíření. Druhá poloha plodu využívá fetálního srdce jako generátoru akustického signálu, šířícího se plodovou vodou k povrchovému

senzoru rychlostí zvuku. Jelikož se akustický radiační tlak zvyšuje s frekvencí, signál je nejlépe detekován s frekvencí vyšší, než je frekvence nárazového režimu. Tento režim se nazývá „akustický“ a signál je nejlépe detekován v pásmu 80-110 Hz. V důsledku toho je nezbytná znalost polohy plodu a výběr vhodné techniky snímání, [4]. Umístění fFKG senzorů podle nejčastějších poloh plodu lze vidět na obrázku 5, [57], [58].

### 3.1.2 Elektronická zařízení pro měření fetálního fonokardiogramu

Kromě použití klasických akustických stetoskopů jsou vhodné elektronické stetoskopy, které dokáží překonat velmi nízké hladiny zvuku. Tyto stetoskopy využívají přeměny akustických vln z břicha matky na elektrické signály, které jsou v obvodech zesíleny a digitalizovány, okolní šum je eliminován a zvuková energie je optimalizována pro poslech při různých frekvencích. Díky elektronickému přenosu lze získat výstupní zvuková či sériová data, využívat bezdrátový přenos, případně nahrávat signály. Některé stetoskopy navíc dokáží vizualizovat výstupní data srdečního tepu a FKG signálu s použitím A/D převodníku. Díky tomu je možné snímat fFKG od 30. týdne těhotenství, ale v mnoha případech lze zaznamenat cenné signály už v 28. týdnu. Problematickou však bývá obezita matky, která může v některých případech úplně vyloučit relevantní záznam fFKG, [1], [26].

Nejjednodušší typ elektronického stetoskopu obsahuje mikrofon, který se umísťuje na povrch těla. Tato metoda je však velmi zatížená okolním hlukem. Efektivnější jsou tedy stetoskopy s piezoelektrickým krystalem na hlavě kovového hřídle, jehož dno je v kontaktu s membránou stetoskopu. Další možností, kterou využívá řada výrobců, je umístění piezoelektrického krystalu do pěny za pryžovou membránou. Někteří výrobci naopak používají elektromagnetickou membránu s vodivým vnitřním povrchem, jež reaguje na zvukové vlny stejně jako běžný akustický stetoskop, avšak změny v elektrickém poli nahrazují změny tlaku vzduchu, [26].

#### 3.1.2.1 Zařízení používaná v klinické praxi

Mezi významné společnosti, zabývající se výrobou nejmodernějších stetoskopů patří 3M<sup>TM</sup> Littman® Stethoscopes, [11]. Jejich moderní elektronický stetoskop Model 3200 je schopen nahrát a uložit až dvanáct 30sekundových zvukových stop, které lze přenášet pomocí technologie Bluetooth. Dokáže také eliminovat až 85 % okolního šumu a až 24krát zesílit signál. Tento typ stetoskopu lze vidět na obrázku 6 [11].



Obrázek 6: 3M<sup>TM</sup> Littmann® Electronic Stethoscope Model 3200.

Dalším známým výrobcem stetoskopů je společnost GS Technology Co., Ltd. Pro snímání fFKG lze použít jejich elektronický stetoskop JABES (Obrázek 7), jež zesiluje signál až 20krát. Obsahuje také integrovaný elektronický filtr, díky němuž lze změnit požadovaný frekvenční režim pouhým stisknutím tlačítka. Analyzátor pak dokáže zobrazit a vizualizovat srdeční ozvy v reálném čase, případně je měnit, ukládat, porovnávat či vytvářet databázi. Další výhodou tohoto stetoskopu je, že je schopen automaticky vypočítat srdeční frekvenci a naměřená data lze vzdáleně odesílat prostřednictvím internetu, [34].



**Obrázek 7: Elektronický stetoskop JABES od společnosti GS Technology Co., Ltd.**

Zařízení eKuore Pro [35] je prvním elektronickým bezdrátovým stetoskopem, který se dokáže připojit k mobilnímu zařízení pomocí Wi-Fi. Záznamy mohou být ukládány, vizualizovány či porovnávány s fyziologickými signály v databázi pomocí aplikace v chytrém telefonu. Navíc lze nahrávky jednoduše odeslat lékaři pro následnou diagnostiku. Stetoskop je schopen až 20krát zesílit signál a objektivně porovnat stav pacienta v průběhu několika časových období. Je vhodný pro výuku studentů. Zařízení eKuore Pro je zobrazeno na obrázku 8, [35].



**Obrázek 8: Stetoskop eKuore Pro.**

Jedním z využívaných přístrojů pro domácí monitorování plodového fFKG je Fetaphon Home Monitoring System (Obrázek 9) od firmy PentaVox [33], jež je schopen zaznamenat fHR plodu, kontrakce dělohy a fetálních pohybů v domácích podmínkách, bez pomoci jiné osoby. Přístroj snímá plodové srdce pasivním způsobem, nevyzařuje tedy žádnou škodlivou energii. Jedná se o vysoce citlivý akustický nástroj, který zesiluje srdeční ozvy plodu. Přístroj obsahuje dva senzory, které se přikládají na břicho matky pomocí pásky. Naměřená data jsou poté automaticky zasílána do vzdáleného datového centra, prostřednictvím spojení mobilní sítě GPRS. Lékař provádí hodnocení stavu plodu na internetovém rozhraní společnosti Fetaphon, přičemž zpráva o výsledku, případně další instrukce se matce zobrazí na displeji přístroje, [33].



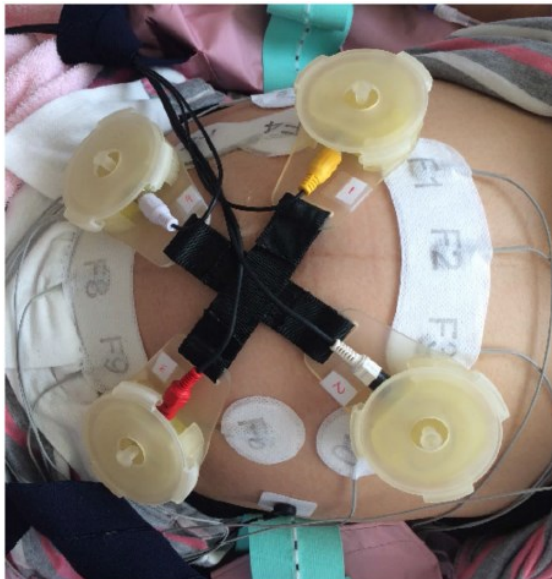


**Obrázek 9: Monitorovací systém Fetaphon od společnosti Pentavox.**

Kromě jmenovaných zařízení lze v domácích podmínkách použít k monitorování srdečních ozvů plodu chytrý telefon s instalovanou aplikací. Mezi tyto aplikace patří například „My Baby’s Beat“ [36], „Womb Sounds – Baby Heart-beat Monitor“ [37], „Fetal Heartbeat Monitor UnbornHeart“ [38] nebo „BabyScope“ [39]. Při takovém snímání je využit mikrofon telefonu, který je potřeba správně přiložit na břicho matky. V aplikaci se nastaví gestační věk, přičemž nejlepší výsledky lze získat ve 30-40 týdnu těhotenství, [3].

### 3.1.2.2 Zařízení používaná ve studiích

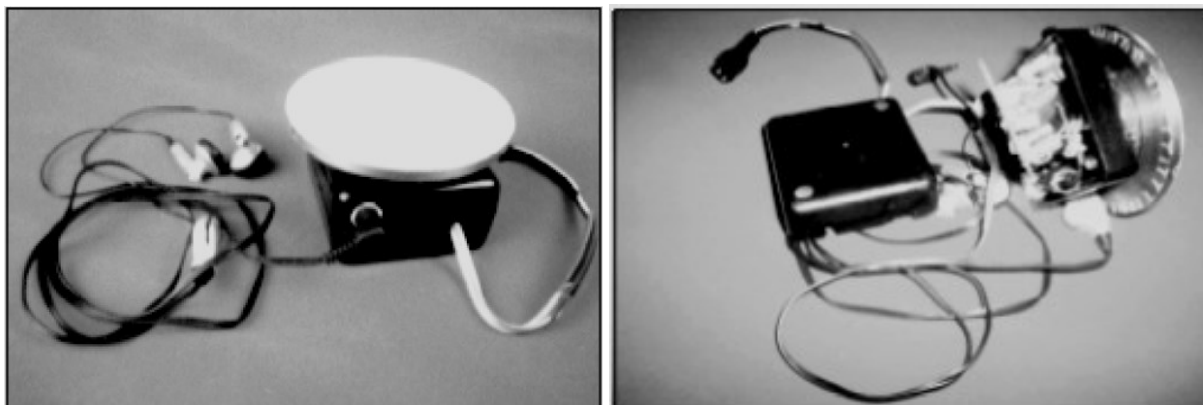
Zuckerwar a kol. [40] již roku 1993 vyvinuli systém senzorových polí pro získání fHS signálu s co nejvyšším SNR z mateřského břicha. S dalším vývojem algoritmů pro potlačení šumu začaly studie směřovat k využití vícekanálových systémů pro získávání dat, se zaměřením zejména na potlačení okolního šumu. V současné době však nejsou k dispozici žádné klinicky používané vícekanálové fetální fonokardiografické přístroje, [3].



**Obrázek 10: Khandokerův navržený systém snímání fetálního fonokardiogramu.**

Khandoker a kol. [21] vyvinuli čtyřkanálové záznamové zařízení se čtyřmi oddělenými piezoelektrickými vibračními snímači pro záznam abdominálních zvukových signálů. Jedná se o nízkonákladový a neinvazivní systém, který by mohl být použitelný pro monitorování plodu jako lepší alternativa k tradiční kardiografii. Navržený přístroj je vybaven plastovými pouzdry, které drží uvedené snímače o průměru 35 mm na břicho matky a obsahují gumové polštářky pro minimalizaci smykového šumu. Snímače jsou připojeny ke tkaninovému svazku, kde každý snímač sbírá fFKG

signály prostřednictvím koaxiálního kabelu s velmi vysokým izolačním odporem. Toto zařízení bylo umístěno na břicho matky tak, aby senzory byly v rovnovážném stavu od bodu na horní části břicha, kde se křížily elastické popruhy. Všechny čtyři kanály byly poté zesíleny a digitalizovány systémem pro získávání dat Powerlab 26T a zaznamenány pomocí počítače po dobu 10 minut. Současně probíhalo měření fEKG s kruhovými elektrodami. Výsledný nezpracovaný záznam přístroje obsahoval srdeční činnost plodu i matky a mateřské dýchací pohyby. Funkčnost systému byla testována na 15 těhotných ženách s gestačním věkem 33–40 týdnů. Záznamy srdeční činnosti pomocí fFKG a fEKG byly srovnány a bylo dosaženo velmi slibných výsledků. Na obrázku 10 lze vidět snímání fFKG prováděné během testování navrženého systému, včetně snímání fEKG, [21].



Obrázek 11: Prototyp přístroje navrženého pro domácí fonokardiografii plodu.

Mitra a Choudhari [22] navrhli přístroj pro bezpečný domácí monitoring plodu od 30. týdne těhotenství. Přístroj se skládá z modulu detekce a nahrávání (DRM) a modulu zpracování a zobrazení (PDM). Modul DRM je nízkonákladový malý hardware umístěný na břicho matky, sloužící k detekci a záznamu srdečních ozvev plodu. Obsahuje speciálně navržený akustický kužel, piezoelektrický snímač, předzesilovače, výkonové zesilovače, filtry a USB kompatibilní MP3 hlasový záznamník. Tento modul je schopen celé hodiny zaznamenávat srdeční ozvy plodu, detekovat okolní šum pomocí speciálního mikrofону, generovat audiovizuální zobrazení a v případě abnormalit ve fHR informovat těhotnou ženu. Modul PDM je software vyvinutý pro počítač lékaře. Pokud se žena s DRM přiblíží, nahrané údaje se pomocí PDM načítají a poté zpracují. Audiovizuální zobrazení fetálních srdečních ozvev poskytne lékaři cenné informace o diagnóze a léčbě. Přístroj byl testován na těhotných ženách v klinickém prostředí a prošel rozsáhlou klinickou zkouškou v nemocnicích. Dle dosažených výsledků bylo zjištěno, že tato technika je vhodná a účinná pro dlouhodobé domácí monitorování fHR. Přístroj lze vidět na obrázku 11, [22].



Obrázek 12: Přenosný fonokardiograf navržený na univerzitě v Texasu.

Meinberg a kol. [23] navrhl přenosný fonokardiograf pro záznam srdeční frekvence dospělých i plodu (Obrázek 12). Zařízení je napájeno bateriově, navíc je malé a lehké. Snímač byl navržen tak, aby získal odpovídající zesílení a frekvenční odezvu pro detekci srdečních ozev. Na konci snímače je elektretový mikrofon připojený k předzesilovači. Předzesilovač je filtr druhého řádu s mezními frekvencemi 3 a 300 Hz. Takto jsou zesíleny frekvence srdečních ozev. Výstup předzesilovače je připojen k A/D převodníku. Dále jsou připojeny dvě kapesní LCD dotykové obrazovky k ovládání zařízení a zobrazení záznamu. Displej zobrazuje třísekundové nahrávky. Jedná se o bezpečné řešení pro dlouhodobé snímání v nemocnici, [23].



**Obrázek 13: Domácí bezdrátový fonokardiograf vyvinutý na univerzitě v Tsinghua.**

Na univerzitě v Tsinghua byl vyvinut domácí bezdrátový systém monitorování srdeční frekvence plodu. Systém je složen ze zařízení pro získávání zvuku plodového srdce, aplikace na chytrý telefon a počítač a vzdáleného datového centra. Přístroj může ukládat slabý zvukový signál srdeční činnosti plodu. Data jsou poté přenášena pomocí Bluetooth do chytrého telefonu nebo pomocí USB do počítače. Nahrané zvuky tak mohou být přehrávány a fonokardiogram lze zobrazit v reálném čase. Data lze automaticky odeslat do vzdáleného datového centra na analýzu. Popsané zařízení je vyobrazeno na obrázku 13, [24].

Rowell a kol. [25] navrhli miniaturní integrovaný fetální mikrofon využívající optickou techniku ke vzdálenému snímání vibrací. Jedná se o malé, nízkonákladové zařízení, obsahující potřebné optoelektronické prvky. Zařízení využívá koherentní světelný paprsek, který je promítán na odrazný povrch a fokusován na pole čtyř fotodiod. Připojení malého zrcátka k povrchu kůže umožňuje záznam vibrací pokožky, více v [25].

Goovaerts a kol. [51] popsal pasivní snímač, umožňující dlouhodobé pozorování fetálních pohybů a zvuků. Měnič byl aplikován především ke studiu respirační sinusové arytmie plodu. Pro nahrávání pohybů plodu byl snímač připevněn k mateřskému břichu několik centimetrů pod pupkem. Výstup snímače byl pozorován s markery získanými vizuálním pozorováním ultrazvukového obrazu, indikujícího specifické fetální pohyby. Mezi výraznými pohyby a výstupem měniče byla prokazatelně silná korelace. Navíc bylo možné detekovat dýchací pohyby plodu i respirační sinusové arytmie. Snímač byl schopen také detekovat signály fHS. Analýza fHS byla provedena u 5 pacientek, přičemž snímání trvalo přibližně 45 minut. V každém záznamu zhruba 50 tepů byla měřena amplituda první nebo druhé fHS ve srovnání s úrovní šumu. Ve většině případů byl snímač schopen tímto způsobem detekovat fHR. Snímač byl použit také pro tokodynamometrii, tedy pro snímání děložních kontrakcí. Toto testování bylo provedeno na 6 pacientkách během fyziologického těhotenství se snímačem umístěným 2 až 4 cm nad pupkem. Pro tento účel byl využit nízkourovňový stejnosměrný výstup systému. Signál byl porovnáván s výstupem intrauterinního tlakového katetru, přičemž výsledky se prokazatelně shodovaly, [51].

### 3.1.3 Vlastnosti snímačů

Konkrétní požadavky na snímače se vždy liší podle typu snímače. Obecně by měly mít snímače tyto vlastnosti:

- bezpečný provoz,
- dlouhá životnost,
- vysoká provozní spolehlivost,
- jednoznačná závislost výstupní veličiny na měřené veličině,
- vysoká citlivost,
- velká přesnost a časová stálost,
- minimální závislost na vlivech okolního prostředí,
- minimální zatěžování měřeného objektu,
- nízká cena a náklady na provoz,
- jednoduchá obsluha a údržba.

Na dnešní inteligentní snímače jsou dále kladeny další požadavky, jako je programovatelné zesílení, filtrace a normalizace měřeného signálu, možnost korekce vlivu parazitních veličin, automatická kalibrace, a další. Navíc se kladou vysoké požadavky na technické parametry a uspořádání pro co největší minimalizaci rušivých vlivů, [27], [28].

Pro získávání dat fFKG se jako optimální považuje tlakový snímač s kmitočtovou odezvou 0,1 – 200 Hz společně se zesilovačem s vysokým zesílením a antialiasing filtrem, [3].

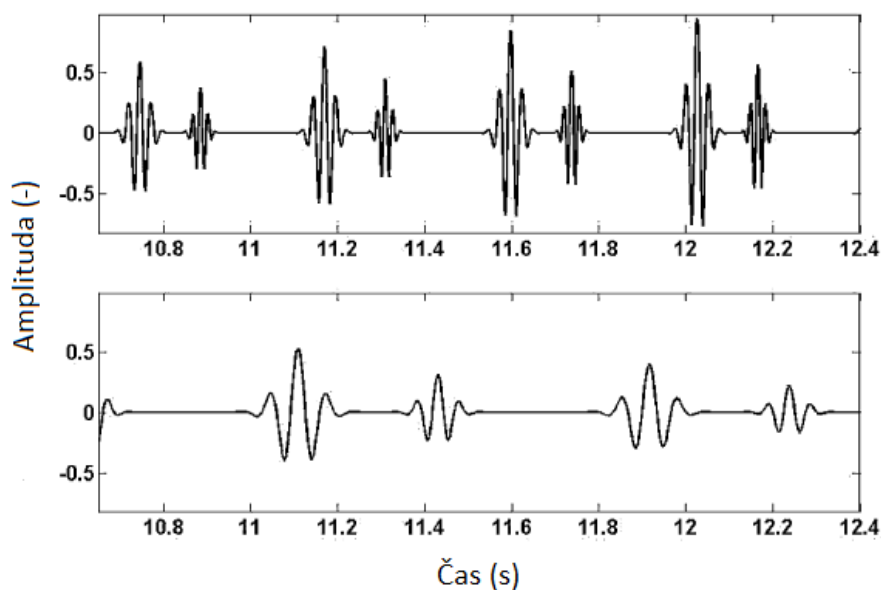
## 3.2 Fonokardiogram

Fonokardiogram je velmi užitečný, neboť lze pomocí jeho analýzy včas zjistit arytmií, případně selest, a tím indikovat některé vrozené srdeční vady. Signál fFKG bývá velmi zašuměný, jelikož se jedná o směs akustických a tlakových složek plodu, matky a dalších rušivých složek. V následujících podkapitolách jsou rozebrány artefakty i frekvenční a časová oblast signálu, [1], [3], [5].

### 3.2.1 Časová oblast

Literatura v oblasti charakteristiky signálu fFKG není zcela přesná a ucelená. Proto Cesarelli a kol. vytvořili simulátor fFKG signálu včetně pilotní studie s cílem shromáždit všechny potřebné informace jak v časové, tak frekvenční oblasti signálu. Zkoumáno bylo 35 záznamů fFKG, kdy vybrali z každého záznamu část s nejmenším zarušením a absencí artefaktů. Dále byly zvoleny šablony deseti fS1 a fS2, zjištěna maximální amplituda vrcholů ozev, a nakonec vypočtena výkonová spektrální hustota. Poté byla pro padesát fS1 a fS2 vybraných pro všechny gestační věky vyhodnocena variabilita amplitudy S1 kolem její střední hodnoty, průměr poměrů amplitudy fS1 a fS2, průměr časových úseků fS1 a fS2 a průměr výkonové spektrální hustoty fS1 a fS2 získaných pro každý gestační věk. Výzkumem byla určena průměrná doba trvání S1 na 85 ms a S2 na 58 ms. Na obrázku 14 lze vidět průběh fFKG plodu a matky. Vzdálenost mezi fS1 a fS2 (SSID) lze dle vypočítat následujícím způsobem, [5]:

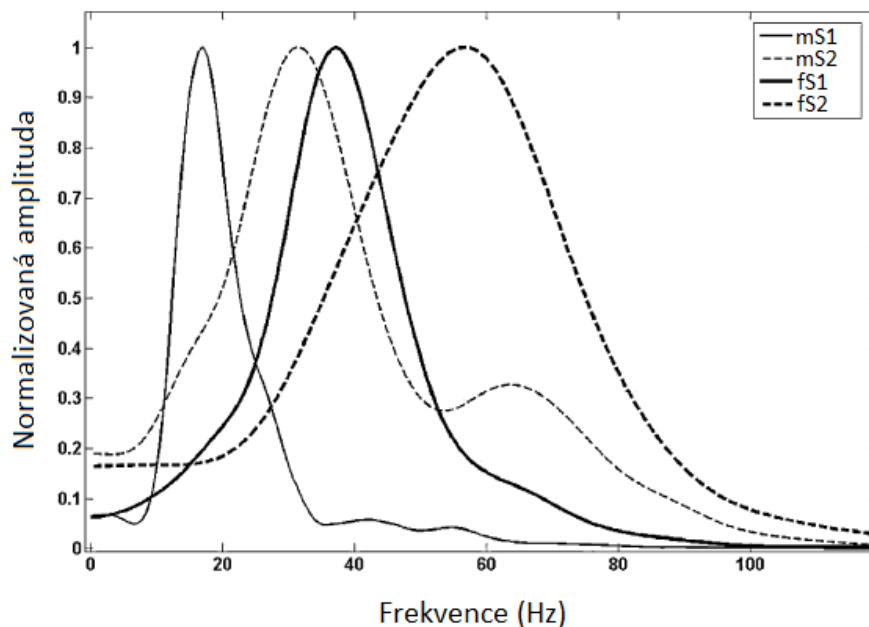
$$SSID = 210 - 0,5 * fHR. \quad (1)$$



Obrázek 14: Časové průběhy fetálního fonokardiogramu (nahore) a mateřského fonokardiogramu (dole).

### 3.2.2 Spektrální oblast

Plodové srdce vytváří signály s velmi nízkou intenzitou a jeho frekvenční pásmo je velmi úzké, neboť je tlumeno tkáněmi matky. Pozice, pohyby, dýchání plodu a kontrakce dělohy způsobují, že intenzita spektra fFKG se může měnit v čase, což může vyvolávat problémy se zpracováním signálu, [1], [5].



Obrázek 15: Frekvenční spektrum fetálního a mateřského fonokardiogramu. mS1, mS2 – první a druhá srdeční ozva matky; fS1, fS2 – první a druhá srdeční ozva plodu.

Z aktuálně dostupných průzkumů lze shrnout, že výkonové spektrální hustoty a relativní intenzity fS1 a fS2 jsou funkcí gestačního věku plodu. Ozva fS1 obsahuje sérii nízkofrekvenčních vibrací, zatímco

fS2 má vyšší frekvenční složky a její trvání je kratší. Dle výše zmíněné studie Cesarelliho a kol. byly zjištěny průměrné výkonové spektrální hustoty fS1 a fS2 dle gestačního věku, viz tabulka 3. Na obrázku 15 lze vidět frekvenční spektrum FKG matky a plodu, [5].

**Tabulka 3: Špičkové frekvence výkonové spektrální hustoty S1 a S2 na základě gestačního věku.**

Gestační věk	Špičková frekvence výkonové spektrální hustoty fS1 (Hz)	Špičková frekvence výkonové spektrální hustoty fS2 (Hz)
34	53,55	65,64
35	45,44	63,37
36	41,59	59,25
37	39,39	57,94
38	37,91	56,64
39	37,52	55,99
40	36,89	55,18

### 3.2.3 Artefakty

Ve většině případů bohužel nelze zaznamenat ideální zvukový signál plodového srdce. Mezi artefakty vyskytující se v signálu fFKG patří pohyby a dýchání plodu, mateřské srdeční ozvy, zvuky orgánů či stahy svalů matky, síťové rušení a další. Tyto artefakty lze očekávat a eliminovat výběrem vhodné polohy senzoru při snímání, případně výběrem patřičné filtrační techniky. Přehled složek fFKG lze vidět v tabulce 4, [3], [5].

Síťové rušení (PLI – powerline interference) je nežádoucí úzkopásmový signál s frekvencí 50 Hz (Evropa) nebo 60 Hz (USA). Dle studií obsahuje harmonické na 15–25 Hz v dolním kmitočtovém pásmu a různé jiné harmonické na vyšších frekvencích. Síťové rušení se ve frekvenčním pásmu překrývá s fHS, mHS, a dýcháním matky. Proto je vysoce ovlivněn SNR, což komplikuje analýzu a zpracování fFKG, [3].

Částečný pohyb hlavy snímače vytváří impulsy s vysokou amplitudou, které jsou zachyceny zvukovými vlnami šířícími se podél zvukového vedení. Tyto vlny se odrážejí dopředu a dozadu, což vede k vícenásobným rezonančním špičkám, které vážně degradují SNR signálu. Tento jev vytváří ozvěnový šum (RN – reverberation noise), [3].

Šum pocházející z okolního prostředí záznamu v důsledku řeči a jiných zvuků má za následek šum v pozadí. Šum snímače je způsoben kvantizačním šumem měniče. Oba tyto typy rušení (SBN – sensor and background noise) jsou náhodné bílé Gaussovské širokopásmové signály. Vyskytují se na všech frekvencích po celou dobu snímání a vedou ke změně střední hodnoty a odchylky získaného signálu, [3].

Velké pohyby plodu trvají obvykle déle než 4 s, značí převalování celého plodu, pohyby trvající od 1 do 3 s bývají způsobeny pouhým pohnutím končetiny či hlavy. Frekvenční rozsah těchto pohybů (fM – fetal movements) by se měl pohybovat v oblasti 0–25 Hz. Přestože plod nemá až do narození funkční plíce a živiny a kyslík získává pomocí placenty, plíce vytvářejí dýchací pohyby. Plodové dýchání (fR – fetal respiration) nebo škytavka spadá mezi krátké pohyby trvající méně než 1,5 s a patří do frekvenčního pásma 0,3–1,5 Hz, [3].

Děložní kontrakce, dýchání či zažívací zvuky matky jsou nízkofrekvenční signály, které vytvářejí vibrace plodové vody a tím i rušení při snímání signálu fFKG. Frekvence, intenzita i trvání děložních

kontraktí (UC – uterine contractions) vysoce souvisí s týdnem těhotenství. Obecně lze říci, že se vyskytují 2–5krát každých 10 minut a doba jejich trvání je proměnlivá, od 15 do 70 s. Dýchání matky (mR – mother respiration) se vyskytuje v pásmu 0,2–2,5 Hz a má relativně vyšší amplitudu v porovnání s fHS a sensorovým a okolním šumem. Dýchání vytváří kolísání izoliny, které se ve frekvenčním pásmu překrývá s fHR a fR. O zaživacích zvucích a jejich vlivu na signál fFKG prozatím není v literatuře dostatek informací. Všechny tyto typy rušení lze přirovnat k náhodnému bílému Gaussovskému šumu a jejich frekvenční pásmo je 0,2–0,5 Hz. Srdeční ozvy matky lze zařadit mezi frekvence 10–40 Hz. Pohyb matky (mM – mother movements) vede k náhodným impulsům s vysokou amplitudou, čímž vzniká ozvěnový šum, [3].

**Tabulka 4: Přehled složek v signálu fFKG. fHS - srdeční ozvy plodu, fM - pohyby plodu, fR - respirace plodu, mHS - srdeční ozvy matky, mR - respirace matky, UC – děložní kontrakce, PLI - síťové rušení, RN – Ozvěnový šum, SBN - sensorový a okolní šum.**

Složka	Frekvenční pásmo (Hz)	Doba trvání (s)	Relativní amplituda	Vliv na fFKG
fHS	Úzkopásmové (15 - 110)	Spojité	SBN, fR, < fHS < mHS, mR, RN, FM	<ul style="list-style-type: none"> <li>požadovaný signál,</li> <li>další artefakty</li> </ul>
fM a škytavka	Úzkopásmové (0 – 25)	Přechodná (1-3)	SBN < fM < mHS, mR, fR, mDS, fHS	<ul style="list-style-type: none"> <li>náhodné impulsy ve fFKG</li> </ul>
fR	Úzkopásmové (0,3 - 1,5)	Spojité	SBN < fR < fHS, mHS, mR, RN, fM	<ul style="list-style-type: none"> <li>kolísání izoliny,</li> <li>odchylky ve fHR</li> </ul>
mHS	Úzkopásmové (10 - 40)	Spojité	SBN, fR, fM, mR < mHS < RN	<ul style="list-style-type: none"> <li>překrývají fHS v časové i frekvenční oblasti,</li> <li>nežádoucí tvary v časové oblasti</li> </ul>
mR	Úzkopásmové (0,2 - 0,5)	Spojité	SBN, fR, fHS, fM < mR < mHS, RN	<ul style="list-style-type: none"> <li>kolísání izoliny,</li> <li>odchylky ve fHR</li> </ul>
UC	Úzkopásmové (0,2 - 0,5)	Přechodná nebo spojitá (15 - 60)	x	x
mM	Úzkopásmové	Přechodná nebo spojitá	SBN, fR, fHS, fM, mHS < mM, RN	<ul style="list-style-type: none"> <li>vytvářejí RN</li> </ul>
PLI	Úzkopásmové (50/60)	Spojité	x	<ul style="list-style-type: none"> <li>nežádoucí tvary v časové oblasti fFKG</li> </ul>
RN	x	x	SBN, fR, fHS, fM, mHS < mM, RN	<ul style="list-style-type: none"> <li>náhodné impulsy ve fFKG degradující SNR</li> </ul>
SBN	Širokopásmové	Spojité	SBN < fR, fHS, mHS, mM, RN	<ul style="list-style-type: none"> <li>změna střední hodnoty a rozptylu fFKG</li> </ul>

### 3.3 Dostupné databáze fetálních fonokardiogramů

Pro vývoj v oblasti fetální fonokardiografie jsou potřeba klinicky získaná data fFKG. Bohužel je počet těchto databází stále velmi omezený. Aktuálně jsou k dispozici pouze 2 databáze klinických dat a jediná databáze syntetických dat, které lze nalézt v archivu PhysioBank, [30].

V databázi „Fetal PCGs“ jsou shromážděny série 26 fetálních fonokardiografických signálů žen, získaných v období mezi 31 a 40 týdnem těhotenství. Všechny ženy byly zdravé, ve věku 25 až 35 let. Záznamy o délce 20 minut byly pořízeny v soukromé klinické praxi roku 2010, pomocí přenosného fonokardiografického přístroje Fetaphon Monitoring System od firmy Pentavox. Data byla digitalizována se vzorkovací frekvencí 333 Hz při 8bitových A/D převodnicích. Pro každý soubor je v této databázi uveden gestační věk a identifikátor pacientky. Data byla použita pro návrh softwaru k simulaci fFKG a pro vývoj a testování algoritmů na extrakci fHR, [5], [29].

Databáze „Shiraz University Fetal Heart Sounds Database“ obsahuje fetální a mateřské záznamy 109 těhotných žen ve věku 16 až 47 let. Pro záznam byl použit digitální elektronický stetoskop JABES společnosti GS Technology Co. Ltd. Stetoskop byl umístěn na spodní část břicha matky a v případě dvojčat byla data pořízena dvakrát podle lokalit doporučených zkušeným gynekologem. K nahrávání a úpravě signálů byl použit zvukový software Audacity® s více platformami. Celkově bylo shromážděno 119 záznamů o průměrné době 90 s. Vzorkovací frekvence byla 16000 Hz s 16bitovým kvantováním nebo 44100 Hz. Data byla zaznamenána v širokopásmovém režimu digitálního stetoskopu s frekvenční odezvou 20 Hz – 1 kHz. Ve většině případů byly také zaznamenány srdeční ozvy matek. Soubory dat byly získány v rámci diplomové práce Maryam Samieinasab, [31], [32].

Syntetická data fFKG lze získat z databáze „Simulated Fetal PCGs“. Simulační software generující fFKG signály je schopen simulovat fyziologické i patologické stavy plodu a zaznamenávat situace jednoduchým modifikováním některých parametrů systému. Z tohoto důvodu je velmi vhodný jako učební pomůcka pro studenty medicíny či pro testování algoritmů extrakce fHR. Z důvodu nedostatečné dostupnosti literatury v oblasti fFKG, byla před vývojem softwaru provedena pilotní studie sběru dat za účelem konkrétního určení charakteristik průběhů fetálních a mateřských srdečních ozev. Simulované signály jsou charakterizovány řadou hodnot SNR, které mohou být nalezeny v reálných nahrávkách. Databáze tedy obsahuje 37 jednobáňových syntetických abdominálních fFKG s hodnotami SNR od -26,7 dB do -4,4 dB s vzorkovací frekvencí 1 kHz, [5], [29].



## 4 Zpracování fetálního fonokardiogramu

Průběh zpracování fFKG je znázorněn na obrázku 16. V první části se získávají data. Dalším blokem je předzpracování, kdy dochází k filtraci nežádoucích rušení vyskytujících se v signálu. Nakonec se signál dále zpracovává dle požadovaných kritérií. V tabulce 5 jsou shrnuty dostupné metody pro zpracování a klasifikaci fFKG, [3].

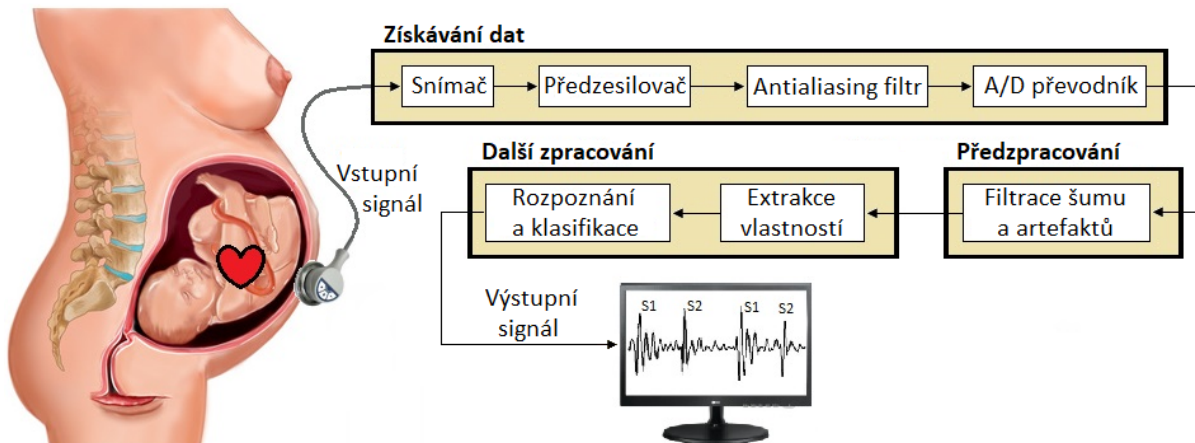
**Tabulka 5: Sumarizace metod pro zpracování a klasifikaci fFKG. ICA – analýza nezávislých komponent, fHS – srdeční ozvy plodu, fFKG – fetální elektrokardiogram, mR – respirace matky, mHS – srdeční ozvy matky, fR – respirace plodu.**

Metoda	Úkol	Účinek na SNR	Výpočetní náročnost
<b>FIR/IIR filtrace</b>	◦ jednoduchá filtrace šumu z frekvenční oblasti, ◦ předzpracování	Nízký	Nízká
<b>Heuristické metody</b>	◦ identifikace fHS ze zašuměného fFKG, ◦ klasifikace odšuměného signálu	Nízký	Nízká
<b>Spektrální subtrakce</b>	◦ filtrace šumu v pozadí z frekvenční oblasti fFKG	Nízký	Střední
<b>Adaptivní filtrace</b>	◦ filtrace mR	Střední	Střední
<b>Kalmanova filtrace</b>	◦ návrh na sledování fHS ze zarušeného fFKG	Neznámý	Vysoká
<b>Vlnková transformace</b>	◦ filtrace šumu fFKG a analýza fHS	Střední	Střední
<b>ICA</b>	◦ extrakce fHS ze zarušeného fFKG	Vysoký	Vysoká
<b>Empirický rozklad</b>	◦ návrh na odstranění šumu fFKG	Neznámý	Neurčitá
<b>Lineární regrese</b>	◦ statistické srovnání NI-fEKG a fFKG, ◦ klasifikace fFKG	x	x
<b>Fuzzy logika</b>	◦ klasifikace zdravotního stavu plodu	x	x
<b>ICA s Infomax optimalizací</b>	◦ extrakce signálů fFKG	x	x
<b>ICA s k-means shlukováním</b>	◦ extrakce a rozpoznání fHS, mHS, fR a fM, ◦ klasifikace	x	x

V bloku pro získávání dat jsou uspořádány parametry, jako je počet vstupních a výstupních kanálů, vzorkovací frekvence, rozlišení kvantování, mezní frekvence antialiasing filtru typ a dynamický rozsah snímačů, [3].

Blok předzpracování obsahuje techniky pro základní filtraci nežádoucích složek, jako je lineární filtrace, spektrální odečítání, adaptivní filtrace, Kalmanovy filtry, vlnková transformace, separace slepých zdrojů, multimodální analýza či rozklad empirického režimu, [3].

Blok následného zpracování využívá další techniky pro extrakci a klasifikaci, jako jsou heuristické metody, spektrální analýza, krátkodobá Fourierova transformace, distribuce Winger Ville, vlnková analýza, lineární regrese, Gaussovy procesy, shlukování k-means a neurofuzzy logika, [3].



Obrázek 16: Zpracování fetálního fonokardiogramu.

## 4.1 Vlnková transformace

Vlnková transformace (WT – Wavelet Transform) je velmi vhodnou metodou pro filtraci šumu nestacionárních signálů. V literatuře je dobře známou technikou využívanou k eliminaci šumu fFKG. Jedná se o pokročilou techniku zpracování signálu, která mapuje průběh časové oblasti do časově frekvenční oblasti, neboť dokáže na rozdíl od Fourierovy transformace (FT) poskytnout dobrou lokalizaci v obou doménách. Hlavním benefitem WT je tedy různá velikost okna, které je široké na nízkých frekvencích a úzké na vysokých frekvencích, což vede k nejlepšímu možnému rozlišení časových frekvencí ve všech kmitočtových pásmech. WT lze klasifikovat na spojitou (CWT) a diskrétní (DWT) vlnkovou transformaci, [41].

CWT je konvolucí původního signálu  $s(t)$  a báze funkce  $\psi(t)$ :

$$CWT_{\psi}(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (2)$$

Přičemž  $a > 0, b \in R$ . Jedná se o časově frekvenční rozklad, kde  $CWT_{\psi}(a, b)$  jsou hodnota spektra. Konstanta  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  normalizuje energii jednotlivých báze funkcí, tak aby měl transformovaný signál v každém měřítku stejnou energii. Parametr  $a$  je koeficient stupnice (měřítko) související s časovou dilatací nebo kompresí (pro  $a > 1$  je vlnka dilatována  $a$ -krát). Parametr  $b$  je časový posun funkce o  $b$  sekund, umožňující pokrytí celého časového rozsahu signálu vlnkami. U CWT se  $a$  a  $b$  průběžně mění v čase. Koeficienty vlnky jsou tedy vypočteny pro všechny možné stupnice, proto je vyžadována velká paměť a výkon. Činitel  $\sqrt{a}$  zajišťuje zachování energie vlnky.  $\psi_{a,b}^*$  je funkcí mateřské vlnky, kde  $*$  značí komplexní konjugaci, [41].

Ve výpočetní technice však nelze CWT použít. Je tedy třeba vytvořit koeficienty DWT tak, aby byla získána číselně vyjádřitelná diskretní spektrální reprezentace. Obvykle se odebírají z CWT pomocí dyadického vzorkování. Parametr translace je zvolen jako  $b = 2^{-j} \cdot k$  a měřítko jako  $a = 2^{-j}$ , kde  $j, k \in Z, k = 0, 1, \dots, n-1$  a  $n$  reprezentuje počet vzorků. Parametry  $a$  a  $b$  jsou diskretizovány a vytvářejí DWT. Se vzrůstajícím  $a$  je zmenšována hustota vzorkování spektrálních hodnot v čase.

DWT je po diskretizaci definována jako, [41]:

$$DWT_{\psi}(j, k) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi_{j,k}^*(t) dt, \quad a > 0, b \in R, \quad (3)$$

kde  $\psi_{j,k}^*(t)$  je vlnková funkce po dilataci a posunutí a je dána jako:

$$\psi_{j,k}^*(t) = 2^{\frac{j}{2}} \psi(2^j t - k), \quad (4)$$

kde funkce  $\psi$  udává mateřskou vlnku a  $\psi_{j,k}$  vlnkou dceřinou. Parametr  $j$  určuje počet vlnek nutných k pokrytí mateřské vlnky. Číslem  $k$  je definována pozice vlnky a čas.

Při DWT je signál analyzován rozkladem do hrubých a podrobných informací pomocí horní propusti (HP) a dolní propusti (DP) dle následujících rovnic, [41]:

$$y_{HP}(k) = \sum_n s(n) \cdot h(2k - n), \quad (5)$$

$$y_{DP}(k) = \sum_n s(n) \cdot g(2k - n). \quad (6)$$

kde  $y_{HP}(k)$  a  $y_{DP}(k)$  jsou signály vycházející z DP a HP, přičemž  $h$  a  $g$  jsou příslušné impulsní odezvy po převzorkování o 2. Koeficienty HP jsou detailní a značí se jako  $b_{j,k}$ , koeficienty z DP se nazývají aproximační a jsou označeny jako  $c_{j,k}$ , [41]:

$$b_{j,k} = \int s(t) \psi_{j,k}^*(t) dt, \quad (7)$$

$$c_{j,k} = \int s(t) \phi_{j,k}^*(t) dt. \quad (8)$$

Vlnková funkce  $\psi_{j,k}$  a funkce měřítka  $\phi_{j,k}$  jsou dány:

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right), \quad (9)$$

$$\phi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \phi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right). \quad (10)$$

Jak již bylo řečeno, WT je schopna eliminovat šum v signálu. Nejprve se pomocí DWT provede rozklad signálu fFKG, čímž se získají detailní a aproximační koeficienty. Poté je třeba vybrat vhodný algoritmus a provést prahování koeficientů. Nakonec je použita inverzní diskrétní vlnková transformace (IDWT), jež provede rekonstrukci signálu fFKG. IDWT vloží mezi každý vzorek posloupnosti nulový

vzorek. Výsledná posloupnost je poté filtrována rekonstrukčním filtrem, což může být například HP nebo DP. Poté se filtrované posloupnosti sečtou s protějšními posloupnostmi koeficientů v opačném pořadí, než byly rozkládány, čímž je dokončena rekonstrukce signálu, [41].

#### 4.1.1 Prahování

Prahování odděluje šumovou složku od signálu vynulováním koeficientů odpovídajícím šumu. Je však potřeba určit vhodnou hodnotu prahu tak, aby byly koeficienty užitečného signálu co nejméně poškozeny. Signál  $s(t)$ , jež součtem původního signálu  $x(t)$  a šumu  $n(t)$  je po vlnkové transformaci definován jako, [41], [52], [53]:

$$s_{j,k} = x_{j,k} + n_{j,k}, \quad (11)$$

kde  $s_{j,k}$  je  $k$ -tý koeficient vlnky v měřítku  $j$ .

Pro odstranění šumu nestacionárních signálů se často využívá univerzální práh, práh minimax, přísné Steinovy nestranné prahové hodnoty (SURE), empirický práh, apod. Vždy se však jedná o vynásobení odhadnuté směrodatné odchylky šumu určitou bezrozměrnou konstantou, [41], [52], [53].

Možností je také adaptivní prahování, kdy je každému vlnkovému koeficientu přiřazena určitá prahová hodnota. Využívá se přitom plovoucího okna s určenou délkou, čímž práh reaguje na změny výkonu šumu v průběhu signálu, [41], [52], [53].

Prahování je dále možno rozdělit na tvrdé a měkké. U tvrdého prahování jsou hodnoty pod prahem nastaveny na nulu a neprahové hodnoty se nezmění, což může způsobit propuštění mírně nadprahových koeficientů šumu. Při měkkém prahování se propuštěné neprahové hodnoty výrazně utlumí, což může být výhodou. V některých případech však naopak může dojít k utlumení také užitečného signálu, což je nežádoucí, neboť dojde ke snížení jeho amplitudy. Existují navíc další typy prahování, jako je hybridní, hyperbolické, poloměkké, sigmoidní, apod, [41], [52], [53].

## 4.2 Analýza nezávislých komponent

Analýza nezávislých komponent (ICA – Independent Component Analysis) je metodou separace signálu. Hlavním úkolem je tedy separace smíšených nezávislých signálů a získání původních zdrojů. Nezávislé komponenty jsou v podstatě skryté proměnné, které nelze přímo měřit či pozorovat. Metoda ICA je úzce spojena s metodou slepá separace zdrojů (BSS – Blind Source Separation) či slepá separace signálů, neboť byla navržena jako řešení problémů metody BSS. Hlavním omezením ICA je skutečnost, že nezávislé komponenty by neměly mít normální Gaussovské rozložení hustoty pravděpodobnosti jednotlivých vzorků, [54].

Jednoduchá matematická reprezentace ICA je model, který sestává z  $N$  zdrojů  $T$  vzorků, tedy  $S_i = [S_i(1), \dots, S_i(t), \dots, S_i(T)]$ . Symbol zde představuje čas, ale může představovat další parametry, jako je prostor.  $M$  vážené směsi zdrojů jsou pozorovány jako  $X$ , kde  $X_i = [X_i(1), \dots, X_i(t), \dots, X_i(T)]$ . To může být reprezentováno jako, [54]:

$$X = A \cdot S + n, \quad (12)$$

kde  $X = (X_1, X_2, X_3, \dots, X_M)$ ;  $S = (S_1, S_2, S_3, \dots, S_N)$  a  $n = (n_1, n_2, n_3, \dots, n_k)$ .  $S$  a  $n$  reprezentují aditivní bílý Gaussovský šum. Předpokládá se, že existuje nejméně tolik pozorování jako zdrojů, tedy  $M = N$ .

Maticice  $M \times N$  je reprezentována jako, [54]:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{M1} & \cdots & a_{MN} \end{bmatrix}. \quad (13)$$

Maticice  $A$  se vztahuje na  $X$  a  $S$  a nazývá se směšovací matice. Odhad matice  $S$  se znalostí  $X$  je problémem lineární separace zdroje. Problém se separací zdroje nelze vyřešit, dokud je  $A$  nebo  $S$  neznámá, na rozdíl od pozorovaných smíšených dat  $X$ . Je-li známá směšovací matice  $A$  a aditivní šum  $n$  je zanedbatelný, pak mohou být původní zdroje odhadnuty vyhodnocením pseudoinverzní matice  $A$ , která je známá jako nesměšovací matice  $B$ , [54]:

$$B \cdot X = B \cdot A \cdot S = S. \quad (14)$$

Pro případ, kde počet pozorování  $M$  se rovná počtu zdrojů  $N$ , směšovací matice  $A$  je plná čtvercová matice a  $B = A^{-1}$ , [54].

Potřebnou a dostatečnou podmínkou existence pseudoinverzu  $A$  je, že by měla být plná. Pokud existuje více pozorování než zdrojů, tedy  $M > N$ , existuje mnoho matic  $B$ , které splňují podmínku  $B \cdot A = I$ . Zde volba  $B$  závisí na složkách  $S$ , o které máme zájem. Pokud počet pozorování je menší než počet zdrojů, tedy  $M < N$ , řešení neexistuje, pokud nejsou učiněny další předpoklady. Pokud však neexistují žádné předchozí znalosti o směšovací matici  $A$ , pak odhad  $A$  i  $S$  je známý jako problém BSS. Odhad základních nezávislých zdrojů je primárním cílem problému BSS. Problém je za předpokladu zanedbatelného Gaussovského šumu  $n$  řešitelný s následujícími omezeními, [54]:

- Zdroje, tedy složky  $S$ , jsou statisticky nezávislé,
- Nejvýše jeden ze zdrojů je Gaussovsky distribuován,
- Směšovací matice je plná.

Metoda ICA využívá často využívá algoritmy jako FastICA, Infomax, ICASSO, EFICA, apod. [54]

#### 4.2.1 Algoritmus FastICA

Základním předpokladem je non-Gaussovské rozložení jednotlivých komponent. Jeden ze způsobů pro získání nezávislých komponent, je nalezení maximální vzdálenosti  $w^T x$  od normálního rozložení nebo odvození Newtonovou iterací. Označíme derivát nekvadratické funkce  $G$  jako  $g$ , [65]:

$$g_1(u) = \tanh(a_1 u), \quad (15)$$

$$g_2(u) = u \exp\left(-\frac{u^2}{2}\right), \quad (16)$$

kde  $1 \leq a_1 \leq 2$  je vhodná konstanta, často dána jako  $a_1 = 1$ .

Obecná forma FastICA algoritmu obsahuje následující kroky, [65]:

- Výběr počáteční (např. náhodné) velikosti vektoru  $w$ .
- Provedení  $w^+ = E\{xg(w^T x)\} - E\{g'(w^T x)\}w$ .
- Provedení  $w = \frac{w^+}{\|w^+\|}$ .
- Pokud nekonverguje, provádí se znovu druhý krok.

Konvergence značí, že skalární součin starých a nových hodnot  $w$  ve stejném bodě se blíží 1. Konvergence vektoru není nutná, neboť  $w$  a  $-w$  určují stejný směr, protože nezávislé komponenty mohou být definovány pouze do multiplikatívniho znaku. Algoritmus FastICA předpokládá, že data jsou již vybělena předzpracováním, [65].

FastICA je odvozena podle následujícího popisu. Maxima aproximace negentropie  $w^T x$  jsou získána při optimalizaci  $E\{G(w^T x)\}$ . Podle Kuhn-Tuckerových podmínek je optimalizace  $E\{G(w^T x)\}$  za podmínky  $E\{(w^T x)^2\} = \|w\|^2 = 1$  získána na místech, kde, [65]:

$$E\{xg(w^T x)^2\} - \beta w = 0. \quad (17)$$

Tato rovnice lze vyřešit pomocí Newtonovy metody. Pokud bude levá strana rovnice označena jako  $F$ , dostaneme její Jacobianovu matici:

$$JF(w) = E\{xx^T g'(w^T x)\} - \beta I. \quad (18)$$

Invertováním této rovnice lze získat přibližnou Newtonovu iteraci dle rovnice:

$$w^+ = \frac{w - [E\{xg(w^T x)\} - \beta w]}{[E\{g'(w^T x)\} - \beta]}. \quad (19)$$

Tento algoritmus lze dále zjednodušit násobením obou stran této rovnice pomocí  $\beta - E\{g'(w^T x)\}$  a po algebraickém zjednodušení je dána iterace FastICA, [65].

### 4.3 Empirický rozklad

Empirický rozklad (EMD – Empirical Mode Decomposition) je technika zpracování signálu, která je schopna rozložit jakýkoli nestacionární a nelineární signál na oscilující složky. Tato metoda je připisována Huangovi a spolupracovníkům. Klíčovou výhodou použití EMD je skutečnost, že se jedná o lokálně hodnotící metodu plně řízenou daty, [59], [60].

Princip EMD spočívá v adaptivním rozkladu na vnitřní oscilační komponenty neboli vlastní modulační funkce (IMF – Intrinsic Mode Function). Jedná se tzv. proces prosévání, přičemž některé IMF lze poté upravit prahováním, případně zcela odstranit. Poté se IMF opět složí dohromady, čímž je získán požadovaný signál, [59], [60].

Metoda EMD tedy rozkládá původní signál  $x(t)$  na součet pásmově omezených funkcí, kde každá funkce má vlastní časové měřítko a reprezentuje signál  $x(t)$  v daném frekvenčním rozsahu. Každá IMF má dvě základní podmínky, [59], [60]:

- V celém souboru dat je počet extrémů (maxima a minima) a nulových přechodů totožný nebo se liší maximálně o jeden.
- V každém bodě se střední hodnota mezi obálkou definovanou lokálním maximem a minimem blíží nule.

První podmínka je podobná úzkopásmovému požadavku pro stacionární Gaussovský proces. Druhá podmínka je nezbytná k zajištění skutečnosti, že okamžitá frekvence nebude mít redundantní fluktuační vyvolené asymetrickými vlnovými průběhy. Každá lokální IMF je tedy složena z nižších frekvencí než předchozí, [59], [60].

Algoritmus prosévání EMD je dán následujícími kroky, [59], [60]:

- Identifikace všech maxim a minim původního signálu  $x(t)$ .
- Všechna lokální maxima i minima jsou odděleně spojena do křivky pomocí kubického splinu a vytvoří se tak horní a dolní obálka  $u(t)$  a  $l(t)$ .
- Výpočet průměru obálek:

$$\mu_1(t) = [u(t) + l(t)]/2, \quad (20)$$

kde  $t$  je daný počítaný vzorek signálu.

- Získání první složky  $e_1(t)$ , kterou lze vyjádřit jako:

$$e_1(t) = x(t) - \mu_1(t). \quad (21)$$

- Kontrola, zda je  $e_1(t)$  IMF, pomocí výše zmíněných základních podmínek.
- Opakování kroků 1-5, dokud není získána IMF  $e_1(t)$ .

Průměrná hodnota  $e_1(t)$  většinou nenabývá hodnoty blízké nule okamžitě. Proto prosévání pokračuje, dokud nejsou splněny podmínky IMF, přičemž namísto  $x(t)$  se dále počítá s  $e_1(t)$ . Pro ukončení prosévání je běžně využívána hodnota standardní odchylky SD, kterou lze vypočítat pomocí dvou po sobě jdoucích výsledcích prosévacího procesu, [59], [60].

$$SD = \sum_{t=0}^M \left| \frac{e_{1(k-1)}(t) - e_{1k}(t)}{e_{1(k-1)}^2(t)} \right|^2, \quad (22)$$

kde  $M$  je celkový počet vzorků IMF a  $k$  je krok prosévání. V případě, že  $SD$  je větší než nastavený práh, je definováno  $f_1(t) = e_1(t)$ . Pokud je hodnota menší, prochází složka  $e_k(t)$  procesem prosévání do doby, než nezískáme hodnotu větší než SD. Zbytek  $r_1(t)$  je poté nalezen jako, [59], [60]:

$$r_1(t) = x(t) - f_1(t). \quad (23)$$

Každý krok získání zbytku je možné vyjádřit jako:

$$r_i(t) = r_{i-1}(t) - f_i(t), \quad i = 1, \dots, q, \quad (24)$$

kde  $i$  počítaný stupeň EMD z celkových  $q$  průběhů. Proces prosévání pak pokračuje, dokud není finální zbytek konstantní, monotónní funkce nebo funkce s pouze jedním maximem a jedním minimem, ze kterého již nelze získat další IMF. Na konci rozkladu je signál  $x(t)$  reprezentován sečtením dvou posledních rovnic, [59], [60]:

$$x(t) = \sum_{m=1}^M f_m(t) + r_m(t), \quad (25)$$

kde  $t$  je počítaný vzorek,  $i$  je stupeň EMD z celkového počtu  $q$  stupňů, určený automaticky pomocí  $SD$ . Finální rozklad je tedy tvořen  $q$ -vnitřními rozklady a zbytkem, [59], [60].

## 4.4 Soubor empirického rozkladu

Metoda soubor empirického rozkladu (EEMD – Ensemble Empirical Mode Decomposition) byla navržena k napravení tzv. „mode mixing“ problému, ke kterému dochází v EMD. Jedná se o jev, při kterém EMD není schopna korektně rozložit signál na jednotlivé IMF a vzniká tak jedna IMF obsahující několik složek velmi rozlišných frekvencí. Tento problém obvykle nastává, když původní signál obsahuje nesouvislé a ojedinělé oscilace s vysokou frekvencí v signálu s jinak nízkými frekvencemi. Finální IMF se pak neshodují s reálnými fyzikálními pochody, [61], [62], [63], [64].

Aby se předešlo tomuto jevu, Huang a spolupracovníci navrhli tzv. „intermittence test“, který je schopen v jednoduchých případech problém „mode mixing“ eliminovat. Ve složitých, reálných signálech však toto řešení nebylo příliš účinné, což bylo impulsem k nalezení nové metody datové analýzy pomocí šumu, tedy metody EEMD, [61], [62], [63], [64].

Při EEMD dochází k získání jednotlivých IMF pomocí zprůměrování výsledků několika EMD cyklů, přičemž je k původnímu signálu vždy přičten náhodný bílý šum s konečnou amplitudou. Náhodný bílý šum je náhodný signál, jehož výkonová spektrální hustota je konstantní, tedy všechny frekvence jsou v tomto signálu zastoupeny stejně silně, [61], [62], [63], [64].

Algoritmus metody EEMD je dán těmito kroky, [61], [62], [63], [64]:

- K původnímu signálu je přidán náhodný bílý šum.
- Provedení rozkladu EMD do jednotlivých IMF.
- Předchozí kroky se opakují pokaždé s jiným přidaným šumem.
- Jednotlivé IMF ze všech cyklů jsou zprůměrovány, čímž vznikne výsledný signál.

Přidaný bílý šum s konečnou amplitudou vede ke správnému rozkladu signálu do IMF funkcí. Správná odpověď metody EMD je poté průměr velkého počtu iterací, při kterých je vždy použit jiný bílý šum. Zprůměrováním se tedy nakonec soubor bílého šumu vyruší a zůstane pouze výsledný signál, [61].

## 4.5 Hilbertova transformace

Hilbertovu transformaci (HT – Hilbert Transform) lze použít k výpočtu okamžitých vlastností signálu. Často se využívá v kombinaci s EMD jako Hilbert – Huang transformace (HHT), [56]. Nejvhodnější je HT aplikovat na signál až po jeho zpracování, tedy po filtraci šumu. Filtrace je ve studiích velmi často prováděna pomocí WT. Matematická definice HT je, [55], [57]:

$$y(t) = \frac{P}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau, \quad (26)$$

$$z(t) = x(t) + y(t) = a(t)e^{i\phi(t)}, \quad (27)$$

$$a(t) = \sqrt{x(t)^2 + y(t)^2}, \quad (28)$$



$$\varnothing(t) = \arctan \frac{y(t)}{x(t)}, \quad (29)$$

kde  $P$  je hlavní hodnota integrálu (Cauchy principal value),  $z(t)$  je analytický signál vytvořený z počátečního signálu  $x(t)$  a jeho HT,  $y(t)$ . Parametr  $a(t)$  je okamžitá amplituda a  $\varnothing$  je okamžitá fáze, [57].

Hilbertova transformace může být považována za konvoluci mezi signálem a  $\left(\frac{1}{\pi}\right)t$ . Lze ji realizovat ideálním filtrem, jehož amplitudová odezva je jednotka a fázová odezva je konstantní devadesáti stupňové zpoždění. Hilbertovu transformaci lze nazvat kvadraturním filtrem, jelikož posune fázi spektrálních složek o  $\left(\frac{\pi}{2}\right)t$ , [55], [57].

Výhodou HT je, že je vhodná také pro výpočet okamžité frekvence. Okamžitá frekvence je vyjádřením změny okamžitého fázového posunu a lze vypočítat analytickou metodou. Je matematicky definována jako, [55], [56]:

$$\theta = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{d}{dt} \cdot \varnothing(t). \quad (30)$$

Po nalezení fS1 lze tedy jednoduše odhadnout fHR jako, [57]:

$$fHR = \frac{60}{T_{S1,S1}}, \quad (31)$$

kde  $T_{S1,S1}$  je perioda mezi dvěma po sobě jdoucími S1, přičemž výsledek je vyjádřen v jednotkách bpm. Přesnost této metody lze při experimentech vyhodnotit výpočtem chyby v odhadu fHR, [57]:

$$error = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^N (fHR_{originál} - fHR_{odhad})^2}{\sum_{i=0}^N (fHR_{originál})^2}}. \quad (32)$$

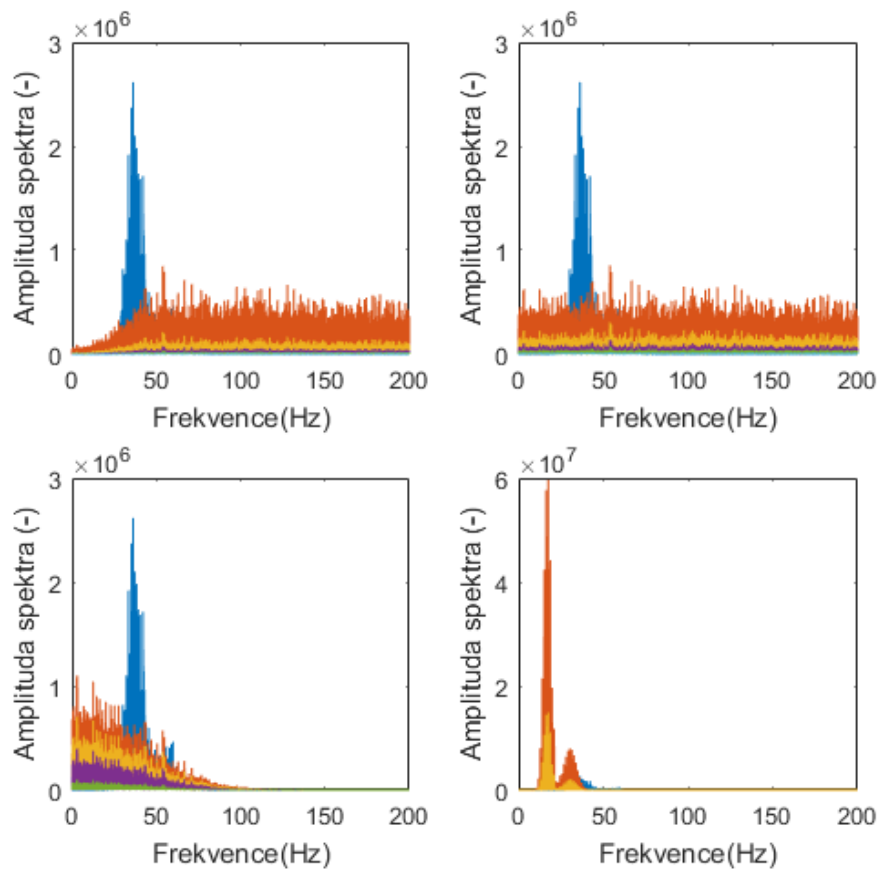
## 5 Implementace vybraných metod

Tato kapitola je zaměřena na popis metod využívaných pro hodnocení filtrace, dále jsou popsány implementace jednotlivých filtrací a analýza signálu. Nakonec byla testována hybridní filtrace na směsi šumu.

### 5.1 Použité typy rušení

Jako referenční byl pro testování použitý signál o délce 300 s, s vzorkovací frekvencí 1000 Hz a průměrnou hodnotou fHR 140 bpm. Signál odpovídá ideálnímu fFKG plodu s gestačním věkem 40 týdnů těhotenství. Na tento referenční signál byly použity čtyři druhy šumu o různých amplitudách (Obrázek 17):

- Okolní hluk – Jedná se o jakýkoli šum z okolí. Při snímání fFKG se vyskytuje běžně. Jeho spektrum se pohybuje na frekvencích od 10 Hz.
- Bílý Gaussovský šum – Náhodný signál s výkonem stejným v jakémkoli pásmu shodné šířky.
- Pohybové artefakty matky a plodu – Šum způsobený pohybem svalů či dýcháním. Vyskytuje se na nízkých frekvencích obvykle do 100 Hz.
- Mateřské srdeční ozvy – Při snímání fFKG se mHS vyskytují s nízkou amplitudou.



Obrázek 17: Frekvenční spektrum plodového fonokardiogramu (modře) a šumu o různých amplitudách. Vlevo nahoře – okolní šum, vpravo nahoře – bílý Gaussovský šum, vlevo dole – pohybové artefakty, vpravo dole – mateřské srdeční ozvy.

## 5.2 Metody hodnocení

Filtrovaný fFKG signál lze hodnotit subjektivně nebo objektivně. Subjektivní hodnocení lze provádět srovnáváním tvaru filtrovaného signálu a ideálního signálu. V případě fFKG lze hodnotit také poslechem signálů. Pro objektivní hodnocení byl použit výpočet SNR a stanovení fHR, což je nejdůležitější parametr poskytující informace o zdravotním stavu plodu. Filtrační metody byly nakonec hodnoceny také pomocí Bland-Altmanovy statistiky.

### 5.2.1 Odstup signálu od šumu

Pomocí parametru SNR se hodnotí poměr mezi užitečným signálem a šumem. Jednotka pro SNR je decibel. Pokud odečteme vstupní SNR ( $SNR_{vst}$ ) od výstupního ( $SNR_{výst}$ ), získáme výsledné SNR a lze tak zjistit o kolik dB byl signál po filtraci zlepšen, [67].

$$SNR_{vst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{vst} - fFKG_{ideal})^2}, \quad (33)$$

$$SNR_{výst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{filtr} - fFKG_{ideal})^2} \quad (34)$$

V uvedených rovnicích  $fFKG_{ideal}$  představuje referenční signál,  $fFKG_{vst}$  je vstupní signál obsahující rušení a  $fFKG_{filtr}$  je signál po filtraci danou metodou, [67].

Hodnocení filtrace pomocí SNR bylo využito pouze u syntetických dat, jelikož u reálných dat není k dispozici referenční signál.

### 5.2.2 Tepová frekvence

Tepovou frekvenci jsme u signálu fFKG schopni získat pomocí časových intervalů mezi ozvami fS1. Tento interval odpovídá intervalu R-R u signálu fEKG. Tepovou frekvenci lze zjistit pomocí Pan-Tompkinsova filtru. Jedná se v podstatě o S1 detektor bez pevně stanovené hladiny amplitudy (další využitelný detektor pro výpočet fHR je popsán v kapitole 5.6). Signál je nejprve filtrován pro odstranění nežádoucího šumu. Poté je signál odvozen derivačním filtrem a pomocí pohyblivého okna zprůměrován pro odstranění šumu. Následně je uplatněno Pan-Tompkinsovo rozhodovací pravidlo, využívající adaptivního prahování a další úpravy. Nejprve je zpracována křivka tak, aby byl vytvořen soubor vážených jednotkových vzorků v místě maximálních hodnot, čímž je lokalizována fS1. Následně se prahováním určí, zda detektor detekoval ozvu fS1, fS2 nebo šum. V případě, že je fS1 chybně považována jako šum, a další fS1 není dlouho nalezena, provádí se hledání dalšího peaku, přičemž limitní hodnota je 1,66x délka posledního fS1-fS1 intervalu. Výskyt chybějící fS1 se pak předpokládá na nejvyšším vrcholu v intervalu ležícím mezi prahem pro signál a šum. Tento algoritmus má uloženy dva průměrné intervaly fS1-fS1. První interval je dán průměrem posledních 8 umístění fS1 vrcholů pro adaptaci na variabilitu srdeční frekvence. Druhý interval je průměrem nejpravidelnějších intervalů fS1-fS1. Pokud není fHR pravidelná, hodnota prahu se pak snižuje. Pokud je detekována fS1, není možné, aby byla detekována po dalších 200 ms další, z důvodu refrakterní periody. Pokud však fS1 následuje po 200 ms refrakterní době, ale 360 ms po předchozí fS1, algoritmus rozhodne, jestli jde o skutečnou následující fS1 nebo abnormálně prominentní fS2 vlnu. To je určeno na základě středního

sklonu křivky v této pozici. Pokud je sklon větší než polovina předchozí fS1, je rozhodnuto, že se jedná o další ozvu fS1. Nakonec je provedena analýza výstupu fS1 zjištěných ve vyhlazeném signálu. Pro zlepšení detekční schopnosti je závěrem 2x provedena kontrola pomocí výstupu pásmového signálu, [66].

### 5.2.3 Bland-Altmanova statistika

Bland-Altmanova statistika je hodnocení metod široce využívané při lékařském měření. Základním úkolem je nalezení rozdílů mezi metodami a vypočtení průměrů a směrodatné odchylky (SD) těchto rozdílů. Tento typ statistiky se často využívá při srovnání dvou klinických měření, při kterých došlo k chybám měření. Také je využívána ke srovnávání nových metod se zlatým standardem. Pomocí Bland-Altmanových grafů lze identifikovat systematické rozdíly mezi měřeními nebo případnými odlehlými hodnotami. Průměrným rozdílem je pak odhadnutá odchylka. Hodnota SD rozdílu měří náhodné kolísání kolem průměrného rozdílu. Významné jsou také hodnoty plus a minus 1,96 SD, jež představují odhady 95% limity přijetí, které nás informují o odlišnosti výsledků dvou metod, [67], [68].

K získání statistického vyhodnocení byly využity parametry Sensitivita ( $Se$ ), Pozitivní prediktivní hodnota ( $PPV$ ), přesnost ( $ACC$ ) a  $F1$  (celková pravděpodobnost správného zjištění úderů fS1):

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100, \quad (35)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100, \quad (36)$$

$$ACC = \frac{TP}{TP + FP + FN} \cdot 100, \quad (37)$$

$$F1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FP + FN} \cdot 100, \quad (38)$$

Hodnota  $TP$  je počet skutečně pozitivních (True Positive) ozev fS1, tedy ozev detekovaných správně,  $FN$  udává počet falešně negativních (False Negative) ozev fS1, tedy ozev detekovaných nesprávně a  $FP$  představuje počet falešně pozitivních (False Positive) ozev fS1, tedy počet nesprávně označených přítomností fS1. Pro detekci fS1 ozev bylo využito Pan-Tompkinsova algoritmu. Přesnost odhadu fFKG signálu pak byla vyhodnocována porovnáním referenčních a filtrovaných fFKG, [67], [68].

Tato diplomová práce využívá Bland-Altmanovu statistiku pro porovnání rozdílů mezi hodnotami fHR stanovenými v každé vteřině referenčního signálu fFKG vůči fHR stanovenými v signálu po filtraci. K tomuto účelu byly využity rovnice, [68]:

$$x - y, \quad (39)$$

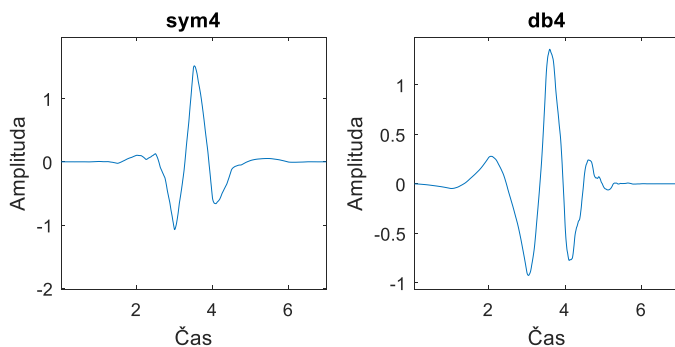
$$\frac{x + y}{2}, \quad (40)$$

kde  $x$  je referenční hodnota fHR v dané sekundě a  $y$  je hodnota fHR signálu po filtraci. Výsledek je považován za správný, pokud je 95 % výsledků v rozmezí  $\pm 1,96$  SD, [68].

V tabulkách 6, 8, 11, 13, 15, 17, 19, 21 a 23 je zapsáno statistické vyhodnocení filtrací 300sekundových signálů pomocí adaptivní WT, ICA metody, EMD a EEMD. V tabulkách je zobrazen celkový počet tepů v signálech, počet falešně pozitivních a falešně negativních hodnot, hodnocení podle  $\pm 1,96$  SD, sensitivita, pozitivní prediktivní hodnota, přesnost a celková pravděpodobnost správného určení ozvy fS1. Na základě Bland-Altmanovy statistiky poté byly vytvořeny následující obrázky. Pro filtraci okolního hluku adaptivní WT jsou statistické vyhodnocení zobrazeny na Obrázcích 22, 26, 30, 34 a 38. Zde byla neúspěšná pouze filtrace s amplitudou rušení násobenou 5. Statistické výsledky pro filtraci Gaussovského šumu pomocí adaptivní WT jsou zobrazeny na Obrázcích 42, 46, 50, 54 a 58. V tomto případě byly neúčinné filtrace s šumem násobeným hodnotou 3 a 5. Výsledky Bland-Altmanovy statistiky pro metodu ICA použitou k filtraci mateřských ozev jsou vyobrazeny na Obrázku 66, přičemž použitá metoda byla statisticky významná. Statistické výsledky metody EMD použité pro filtraci pohybových artefaktů lze vidět na obrázcích 71, 75, 79 a 83. Zde byla metoda účinná ve všech případech. Pro filtraci okolního hluku metodou EEMD jsou statistická vyhodnocení zobrazena na obrázcích 88, 92, 96, 100 a 104. Metoda byla neúčinná pouze v případě rušení násobeného hodnotou 5. Statistické vyhodnocení metody EEMD použité k filtraci bílého Gaussovského šumu lze vidět na obrázcích 109, 133, 117, 121 a 124. Při této filtraci byla metoda neúčinná opět pro šum násobený hodnotou 5. Nakonec jsou graficky znázorněny statistické výsledky pro metodu EEMD použitou k filtraci pohybových artefaktů na Obrázcích 129, 133, 137 a 141. Každý z obrázků obsahuje křivku fHR v závislosti na čase a Bland-Altmanův graf. V závislosti na uvedených tabulkách a obrázcích bylo možné zpozorovat, že čím vyšší je amplituda šumu tím méně přesné je vytvoření křivky fHR na čase a hodnoty ACC jsou menší než 95 %. Z toho pak lze usoudit, že metody nejsou na záznamy s vysokým zarušením účinné.

### 5.3 Adaptivní vlnková transformace

Pro filtraci fFKG signálu je WT využívána velmi často. Vždy je potřeba vybrat vhodný počet pásem rozkladu signálu, který se u fFKG signálu obvykle volí na 3-4 pásma. Dále je možné vybrat typ vlnky. V této diplomové práci byly testovány vlnky Symlet a Daubechies 4. řádu, viz Obrázek 18. Často se využívá také vlnka Coiflet, jež je více symetrická. Při filtraci lze dále zvolit empirickou konstantu a zda bude využito tvrdé nebo měkké prahování. Adaptivní WT byla v této diplomové práci použita na filtraci okolního hluku a bílého Gaussovského šumu. U obou rušení bylo zpozorováno, že z hlediska výsledků SNR bylo pro nízké amplitudy šumu vhodnější tvrdé prahování a při vyšších amplitudách šumu prahování měkké.



Obrázek 18: Zobrazení amplitud vlnek sym4 (vlevo) a db4 (vpravo) v závislosti na čase.

### 5.3.1 Filtrace okolního hluku

Tabulka 6 vyobrazuje výsledky filtrace okolního hluku při využití vlnek sym4 a db4. Lze vidět, že výsledky filtrací s různými vlnkami se nijak zvlášť nelišily. Nejlepší typy filtrací byly v tabulce označeny a dále zobrazeny grafech. V tabulce 7 je zobrazeno statistické vyhodnocení označených filtrací.

Tabulka 6: Výsledky adaptivní vlnkové transformace použité na filtraci okolního hluku.

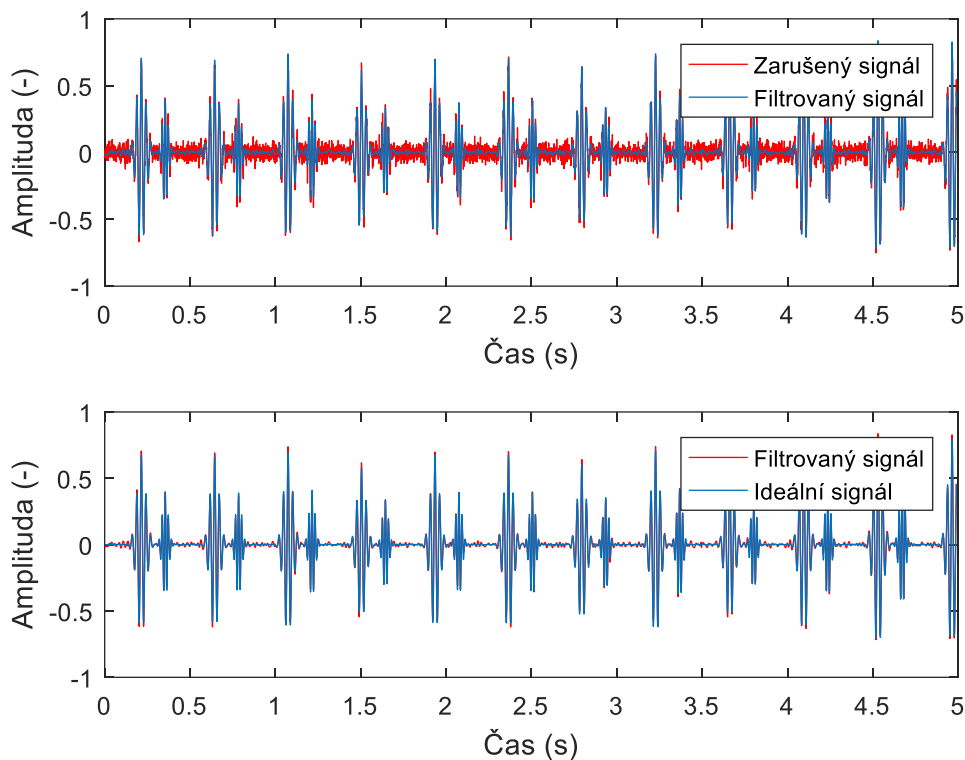
ADAPTIVNÍ PRÁH							
Amplituda rušení (-)	Typ vlnky	Práh	Prahování	Počet rozkladů	Empirická konstanta	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,4	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	30,21	46,42
0,4	sym4	empirický	měkké	3	3,5	30,21	41,56
0,4	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	30,21	46,23
0,4	db4	empirický	měkké	3	3,5	30,21	41,42
1	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	11,88	32,92
1	sym4	empirický	měkké	3	3,5	11,88	31,57
1	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	11,88	32,93
1	db4	empirický	měkké	3	3,5	11,88	31,57
1,5	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	3,77	26,69
1,5	sym4	empirický	měkké	3	3,5	3,77	26,7
1,5	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	3,77	26,71
1,5	db4	empirický	měkké	3	3,5	3,77	26,71
2,5	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	-6,45	18,7
2,5	sym4	empirický	měkké	3	3,5	-6,45	19,13
2,5	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	-6,45	18,71
2,5	db4	empirický	měkké	3	3,5	-6,45	19,13
5	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	-20,31	6,17
5	sym4	empirický	měkké	3	3,5	-20,31	6,7
5	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	-20,31	6,2
5	db4	empirický	měkké	3	3,5	-20,31	6,7

Tabulka 7: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

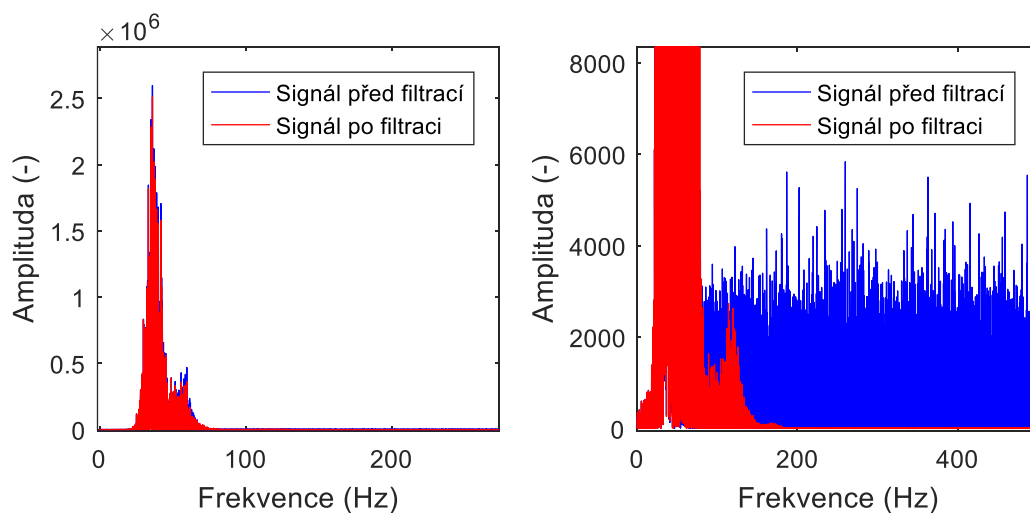
Signál fFKG + okolní hluk			Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Vlnka	Prahování	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,4	sym4	tvrdé	674	0	4	3,61	99,41	100	99,41	99,7
1	db4	tvrdé	674	5	4	29,87	99,41	99,26	98,68	99,34
1,5	db4	tvrdé	674	8	3	32,68	99,56	98,83	98,39	99,19
2,5	sym4	měkké	674	13	2	62,27	99,7	98,11	97,82	98,9
5	db4	měkké	674	56	0	149,65	100	92,33	92,33	96,01

### 5.3.1.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 0,4

Následující grafy zobrazují výsledky k filtraci okolního hluku násobeného hodnotou 0,4. Obrázek 19 porovnává signál fFKG před a po filtraci. Lze vidět, že okolní hluk se povedlo účinně odstranit a signál byl vhodně upraven pro další analýzu.



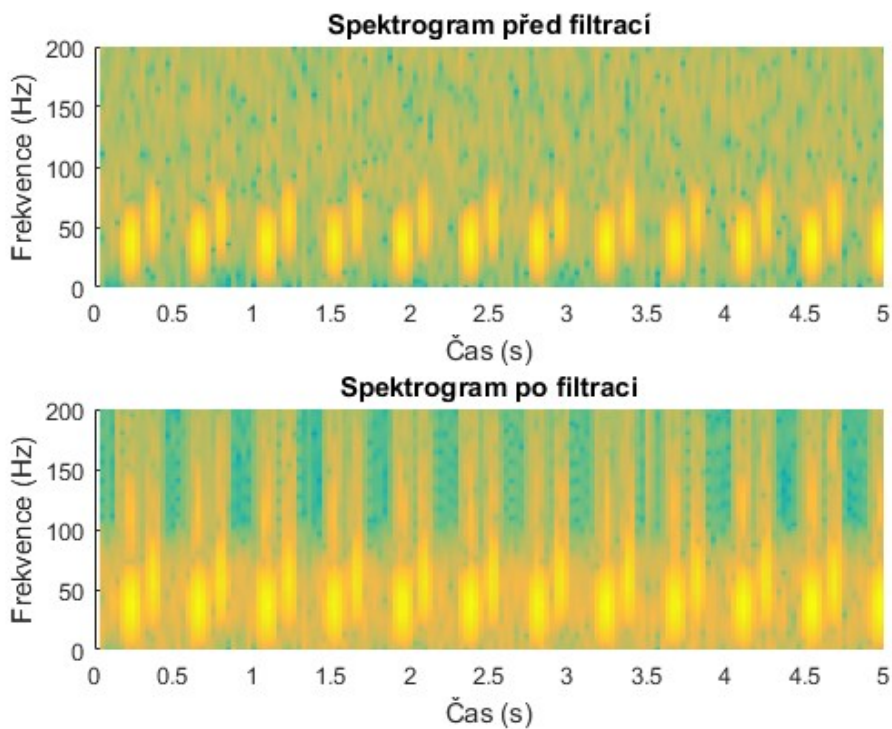
Obrázek 19: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.



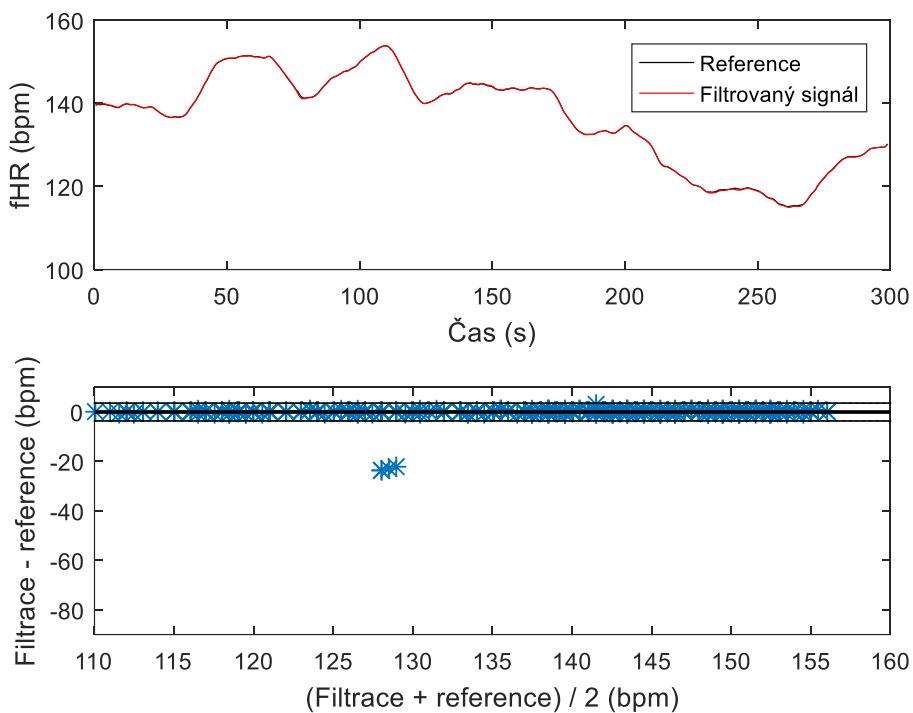
Obrázek 20: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Obrázek 20 srovnává frekvenční spektrum signálů před a po filtraci, přičemž na detailním obrázku lze vidět, že rušení z vyšších frekvencí bylo eliminováno a signál fFKG zůstal téměř neporušen. Obrázek 21 pak znázorňuje spektrogram signálu před a po filtraci, kde lze vidět ozvy

fS1 a fS2, které nebyly filtrací porušeny. Na obrázku 22 je zobrazen průběh fHR vytvořený pomocí detekce ozev a statistické vyhodnocení pomocí Bland-Altmanova grafu.



Obrázek 21: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

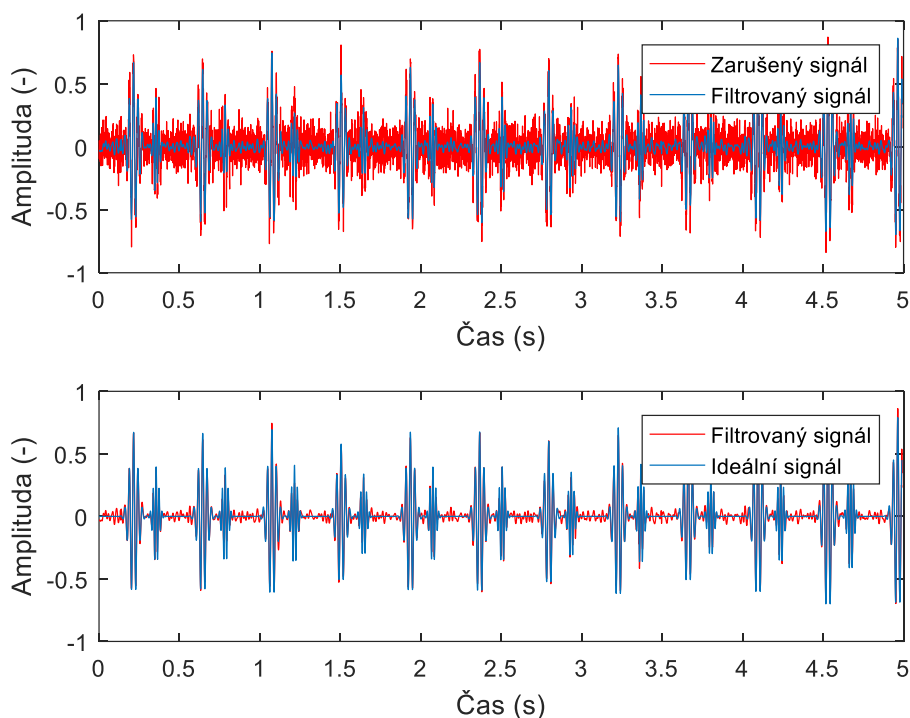


Obrázek 22: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.

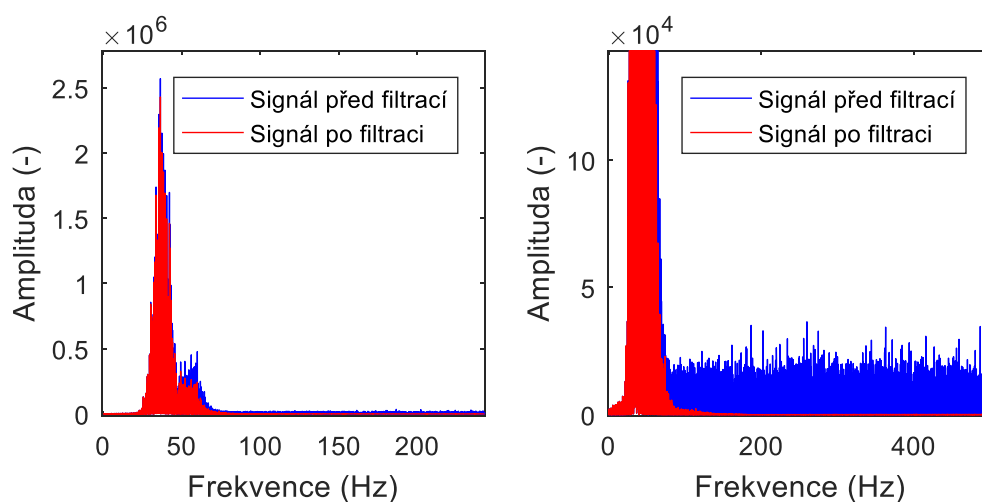


### 5.3.1.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 1

Na následujících grafech je vyobrazena filtrace okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace, přičemž amplituda rušení byla vynásobena hodnotou 1. Filtrace byla účinná, což lze vidět na obrázku 23. Velké množství šumu bylo odstraněno a zůstaly pouze zbytky rušení, které nebrání následné analýze.

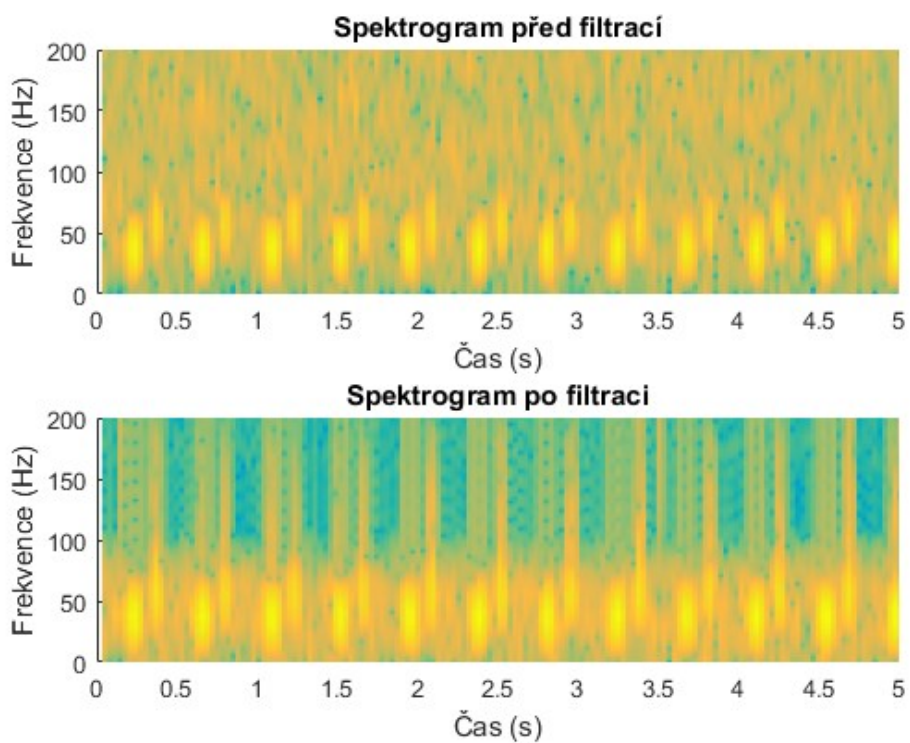


Obrázek 23: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

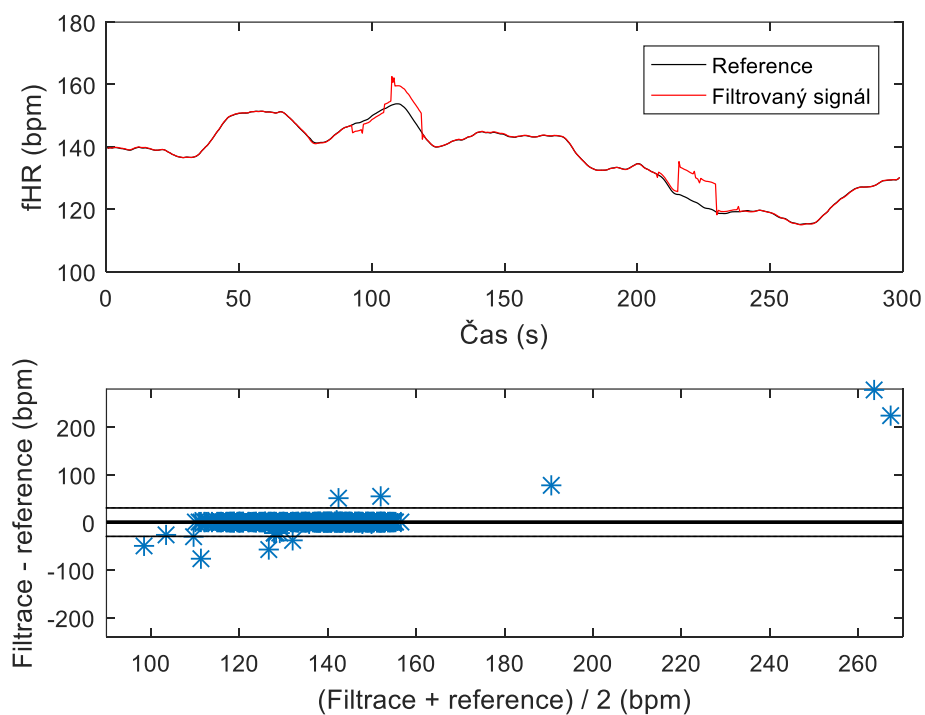


Obrázek 24: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Frekvenční spektrum na obrázku 24 a spektrogramy na obrázku 25 prezentují výsledky filtrace. Lze vidět, že adaptivní vlnková transformace byla schopna odstranit převážnou část rušení sužující užitečný signál a ozvy fS1 a fS2 nebyly výrazně ovlivněny. Obrázek 26 prezentuje křivku fHR v čase a grafické statistické vyhodnocení.



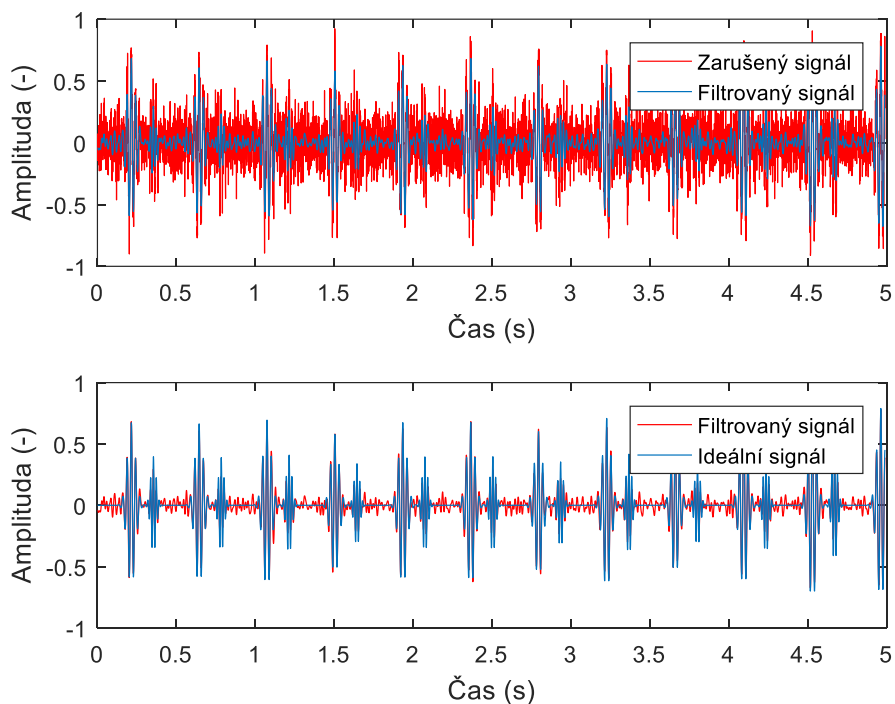
Obrázek 25: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.



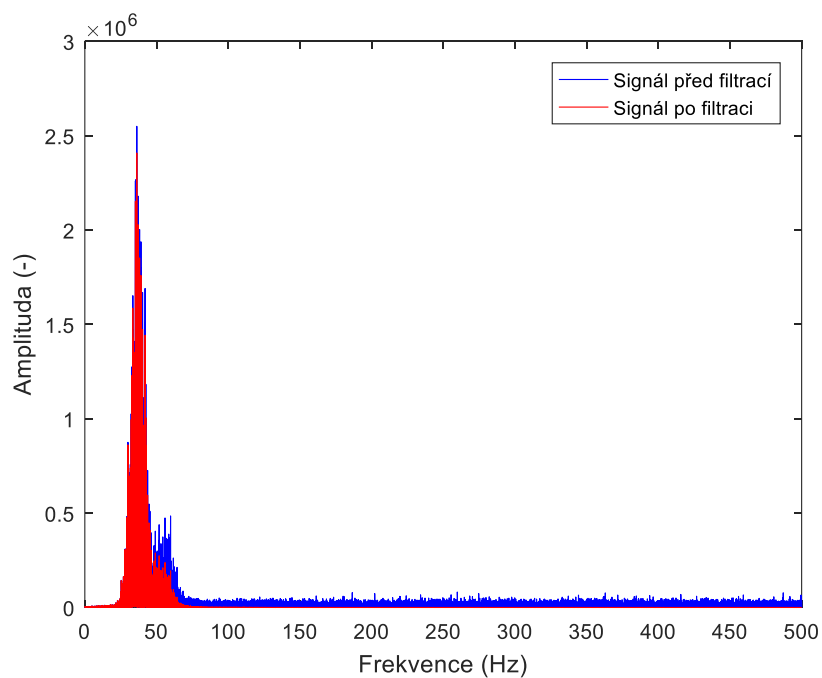
Obrázek 26: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací..

### 5.3.1.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 1,5

Dále byl k signálům přičten okolní hluk vynásobený hodnotou 1,5. Signál byl již tímto rušením ovlivněn natolik, že v šumu téměř zanikla ozva fS2. Po filtraci pomocí adaptivní WT však byla převážná část šumu odfiltrována a ozva fS2 se opět zviditelnila pro detekci (Obrázek 27).

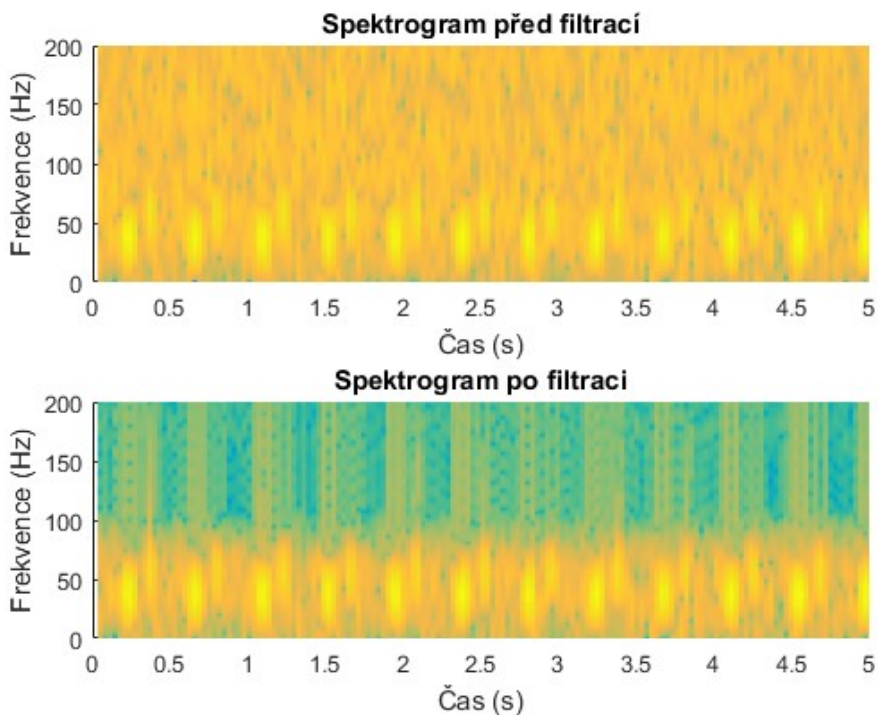


Obrázek 27: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

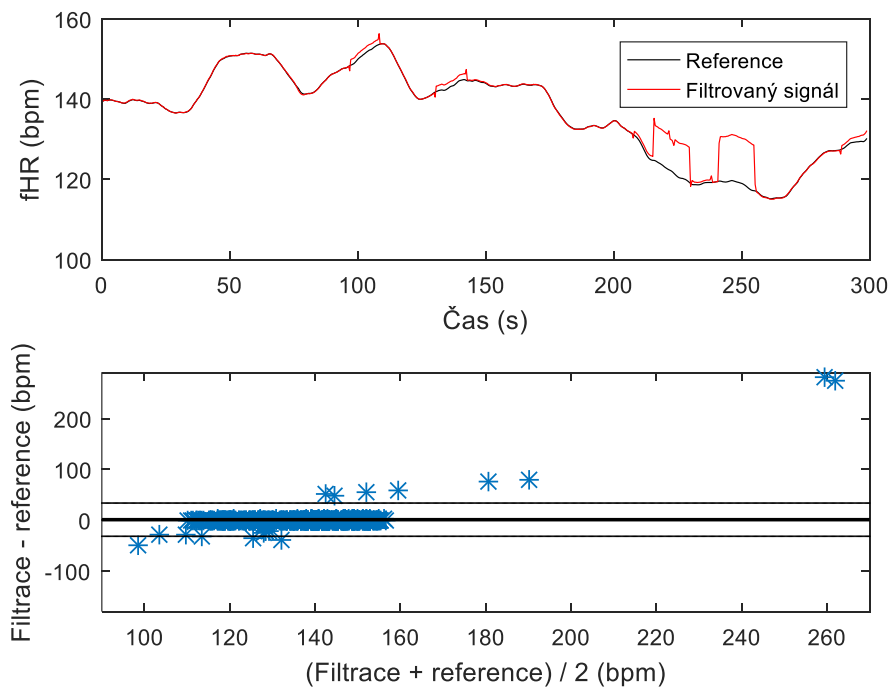


Obrázek 28: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Obrázek 28 a 29 prezentují výsledky filtrace na frekvenčním spektru a spektrogramu. Z obrázků je možné vidět, že šum byl eliminován, ale ovlivněna byla v malém množství také ozva fS2. Na obrázku 30 je zobrazen průběh fHR před i po filtraci, kde signál kopíruje průběh signálu téměř v každé části signálu.



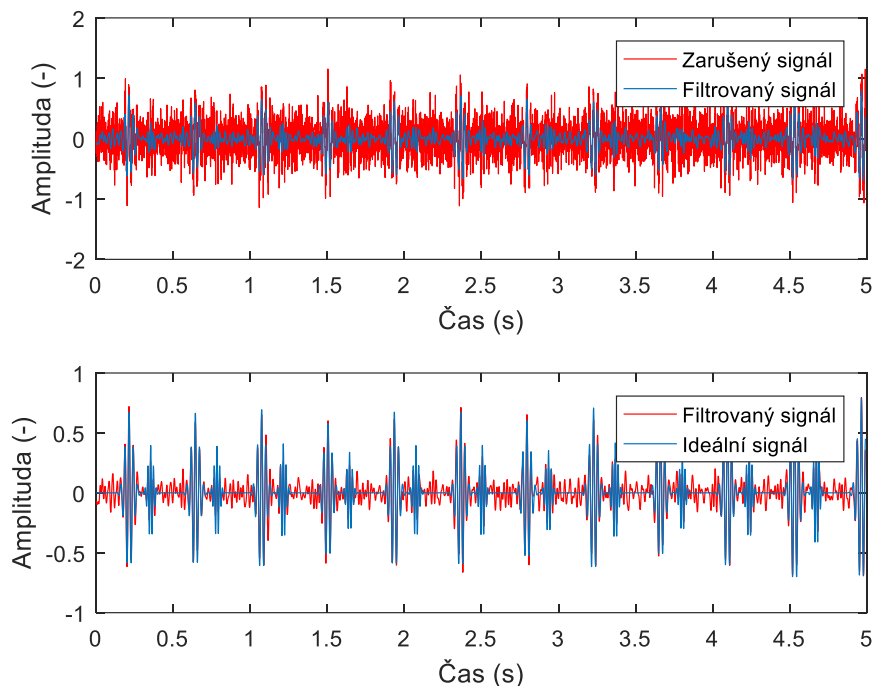
Obrázek 29: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.



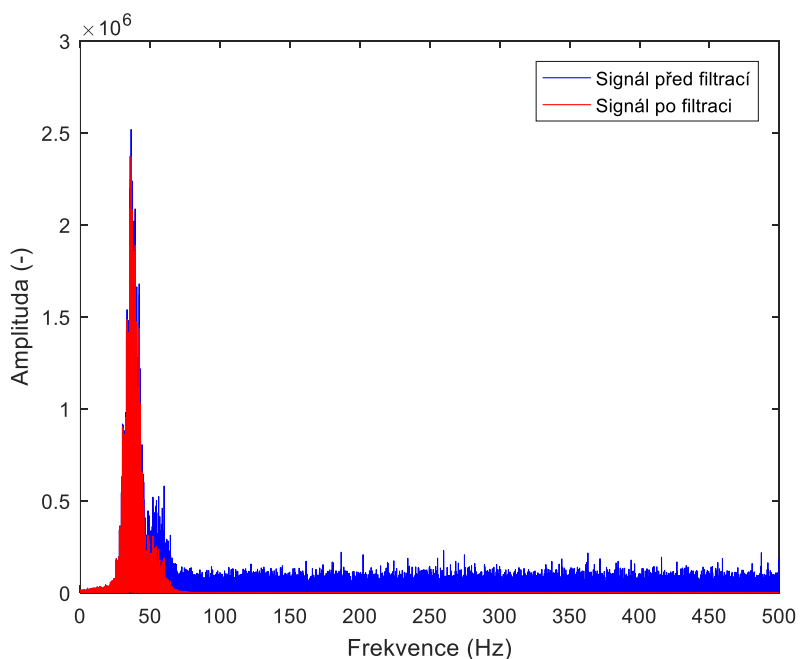
Obrázek 30: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.1.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 2,5

Okolní hluk s amplitudou násobenou hodnotou 2,5 je již tak velký, že téměř zastiňuje ozvu fS1. Filtrace byla v tomto případě opět účinná, ale lze vidět, že ozva fS2 byla ve velké míře ovlivněna, což může způsobovat problémy při detekci této ozvy. Důležitá však je především fS1, pomocí které jsme schopni určit fHR plodu. Tato ozva má po filtraci stále dostatečně velkou amplitudu, tak aby byla správně detekována (Obrázek 31).

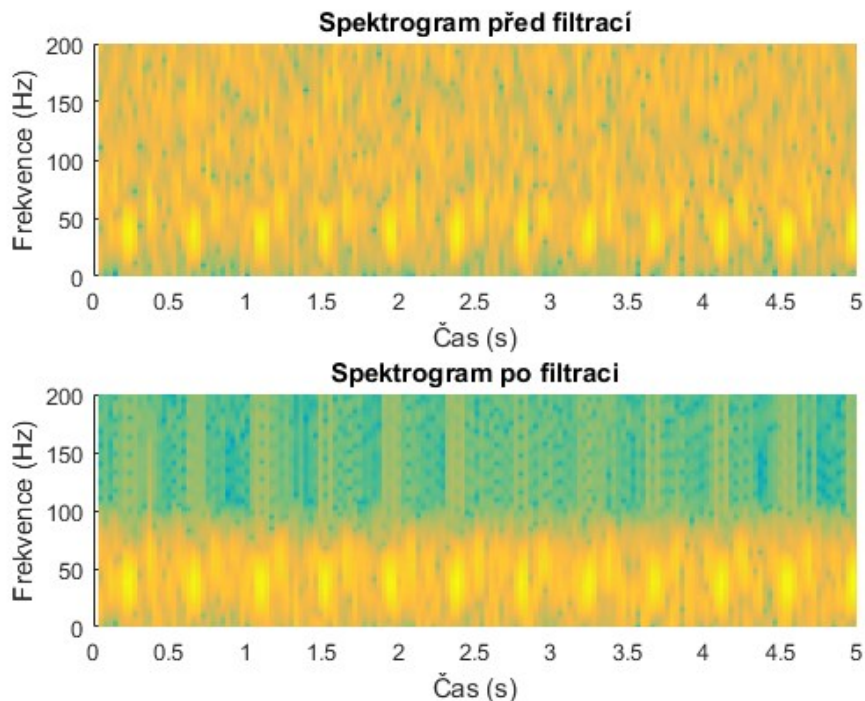


Obrázek 31: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

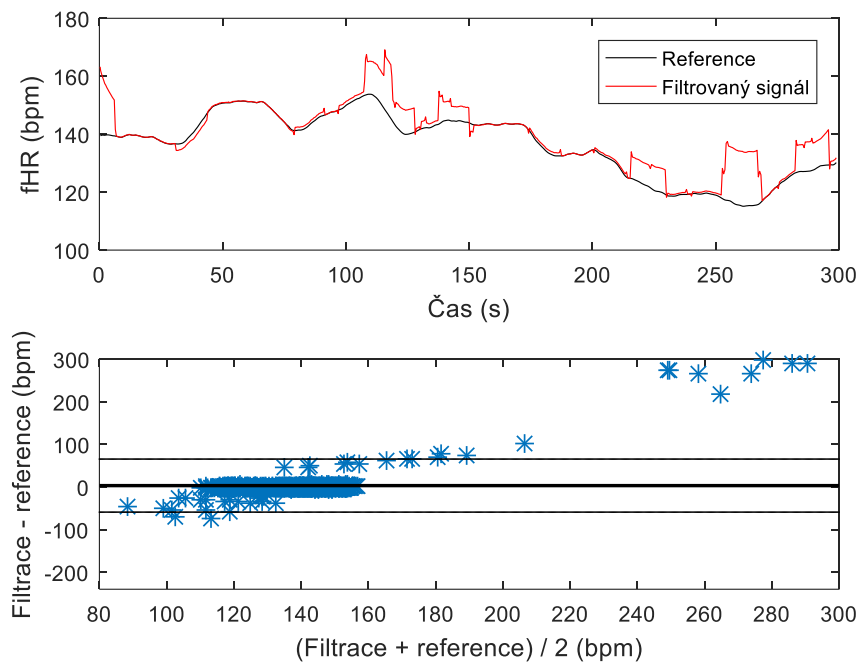


Obrázek 32: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Frekvenční spektrum na obrázku 32 poukazuje na úspěšnost filtrace při odstranění šumu. Lze si povšimnout, že byla velmi ovlivněna ozva fS2, což lze vidět především ve spektrogramu na obrázku 33. Ozvy fS1 a fS2 jsou méně rozlišitelné. Obrázek 34 prezentuje Bland-Altmanův graf a průběh fHR, kde lze vidět několik odchylek od referenčního signálu.



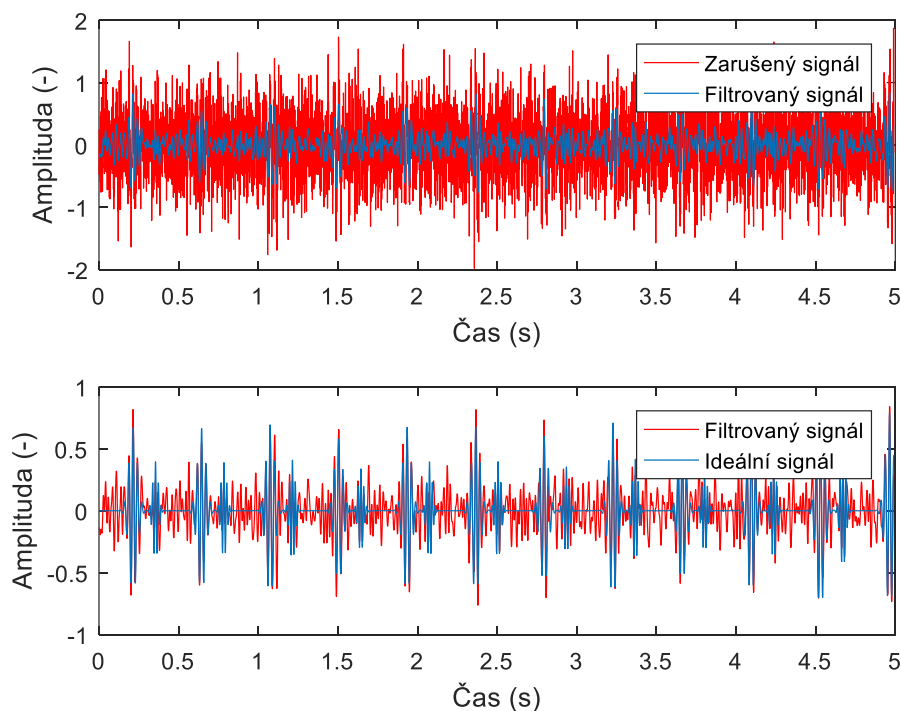
Obrázek 33: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.



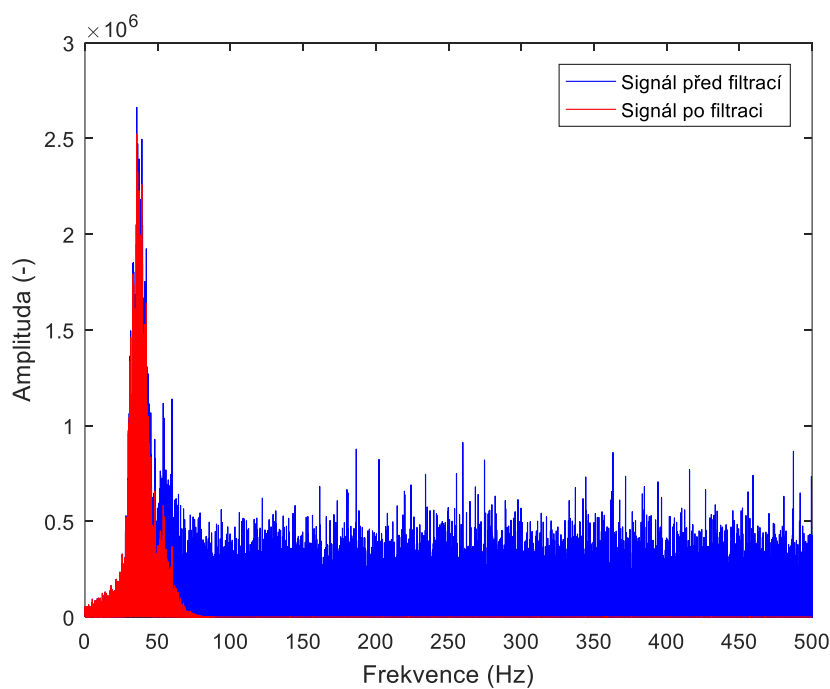
Obrázek 34: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.1.5 Amplituda rušení násobená hodnotou 5

Nakonec byla zvolena záměrně velmi vysoká amplituda okolního hluku tak, aby byl celý užitečný signál ztracen v šumu. Filtrace je zobrazena na obrázku 35, kde lze vidět, že amplituda šumu, který nebylo možné odfiltrovat se vyrovná amplitudě ozvy fS2. Tuto ozvu by již nebylo možné nalézt a detekovat v šumu.

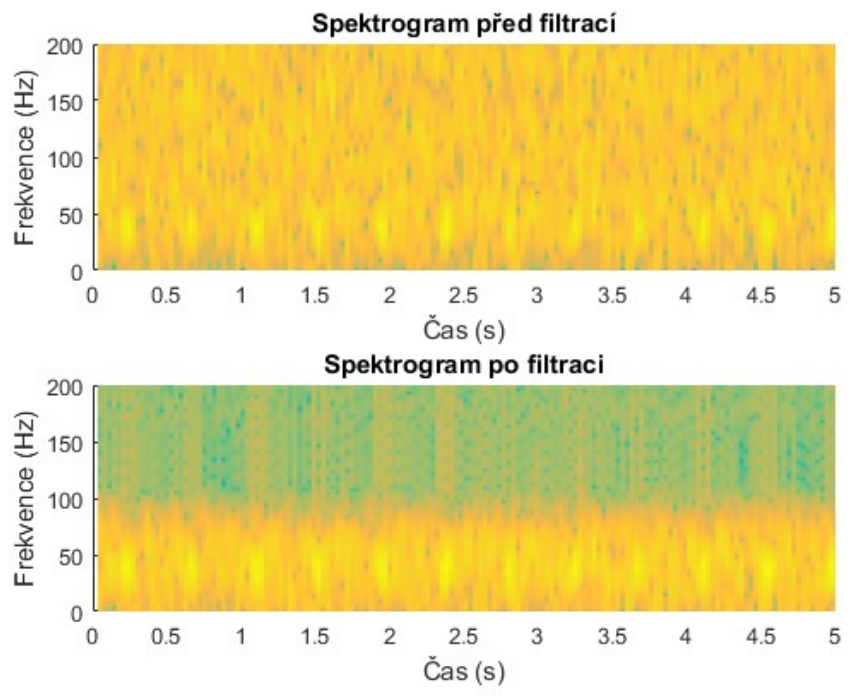


Obrázek 35: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

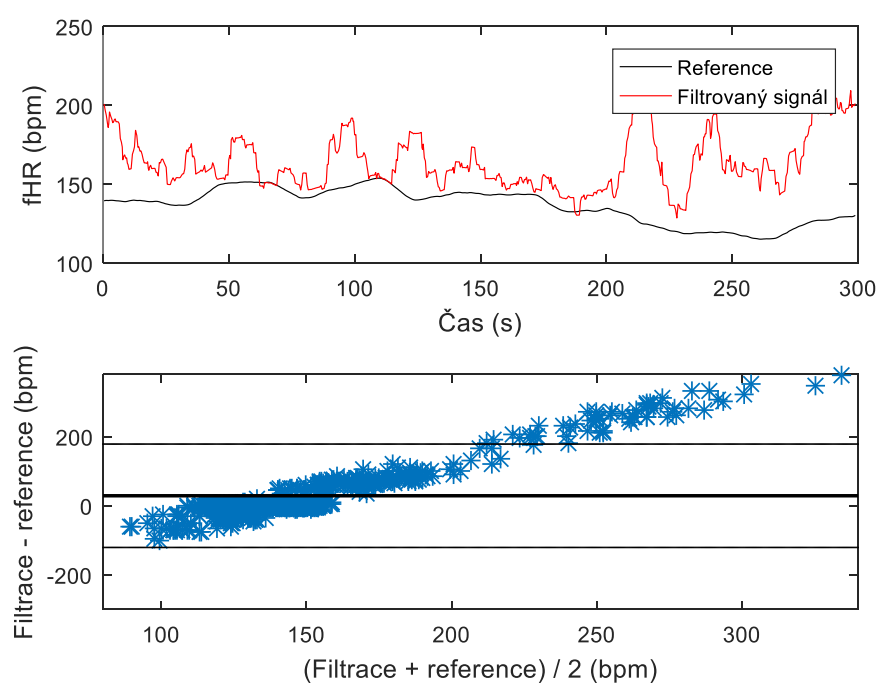


Obrázek 36: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Ve frekvenčním spektru na obrázku 36 lze vidět, že ozva fS2 byla odfiltrována, což potvrzuje také spektrogram na obrázku 37. Frekvenční oblast srdečních ozev je zde velice nepřehledná. Z obrázku 38 je patrné, že po filtraci takto velkého rušení bylo obtížné správně detekovat ozvy a vyskytuje se zde mnoho falešně pozitivních hodnot.



Obrázek 37: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.



Obrázek 38: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.



### 5.3.2 Filtrace bílého Gaussovského šumu

V tabulce 8 jsou zapsány výsledky pro filtraci bílého Gaussovského šumu s použitím vlnek sym4 a db4. Rozdíly mezi výsledky jednotlivých vlnek jsou minimální. Zobrazeny v grafech byly opět nejlepší výsledky pro každou amplitudu rušení. Tabulka 9 prezentuje statistické výsledky filtrací označených v tabulce 8, kde je dle hodnoty ACC patrné, že první tři výsledky jsou považovány za správné.

Tabulka 8: Výsledky adaptivní vlnkové transformace použité k filtraci bílého Gaussovského šumu.

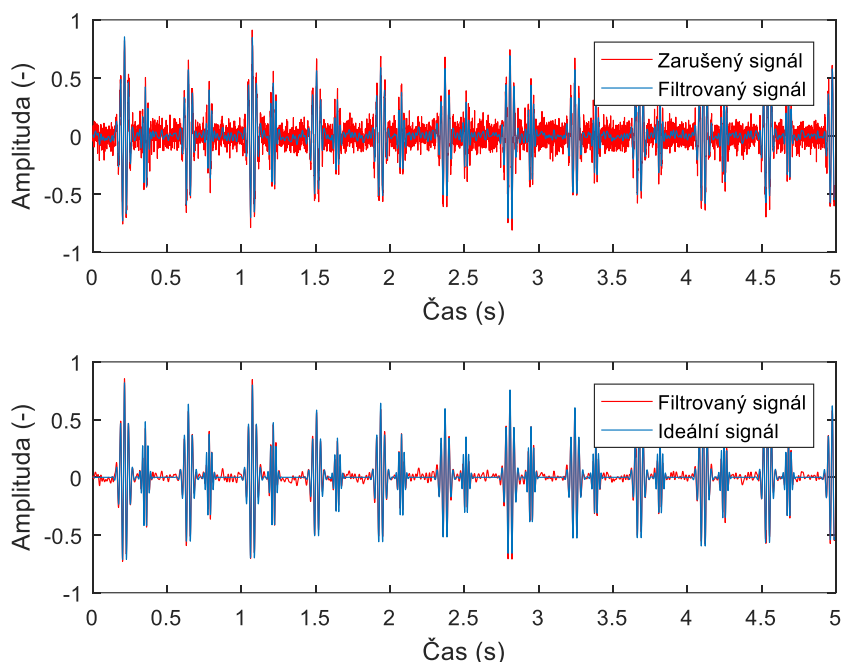
ADAPTIVNÍ PRÁH							
Amplituda rušení (-)	Typ vlnky	Práh	Prahování	Počet rozkladů	Empirická konstanta	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,7	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	18,51	35,58
0,7	sym4	empirický	měkké	3	3,5	18,51	33,16
0,7	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	18,51	35,55
0,7	db4	empirický	měkké	3	3,5	18,51	33,14
1,4	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	4,65	23,74
1,4	sym4	empirický	měkké	3	3,5	4,65	23,69
1,4	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	4,65	23,74
1,4	db4	empirický	měkké	3	3,5	4,65	23,65
2	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	-2,62	17,72
2	sym4	empirický	měkké	3	3,5	-2,62	17,94
2	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	-2,62	17,74
2	db4	empirický	měkké	3	3,5	-2,62	17,94
3	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	-10,6	10,45
3	sym4	empirický	měkké	3	3,5	-10,6	10,74
3	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	-10,6	10,47
3	db4	empirický	měkké	3	3,5	-10,6	10,74
5	sym4	empirický	tvrdé	3	3,5	-20,81	0,73
5	sym4	empirický	měkké	3	3,5	-20,81	1,03
5	db4	empirický	tvrdé	3	3,5	-20,81	0,75
5	db4	empirický	měkké	3	3,5	-20,94	1,03

Tabulka 9: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí adaptivní vlnkové transformace.

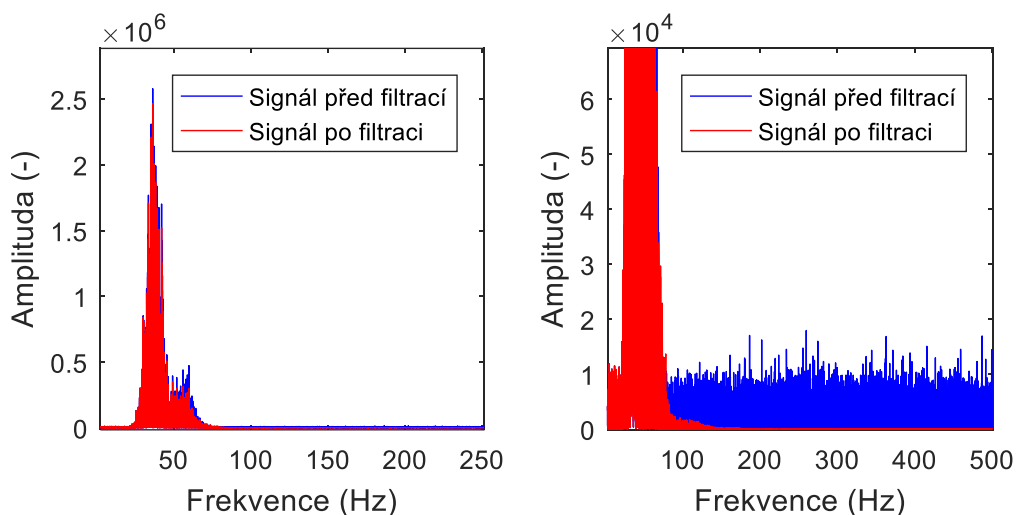
Signál fFKG + Gaussovský šum			Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Vlnka	Prahování	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,7	sym4	tvrdé	674	1	6	9,24	99,12	99,85	98,97	99,48
1,4	sym4	tvrdé	674	12	5	70,37	99,26	98,25	97,54	98,75
2	sym4	měkké	674	27	0	108,01	100	96,15	96,15	98,04
3	db4	měkké	674	56	0	161,4	100	92,33	92,33	96,01
5	db4	měkké	674	60	0	168,72	100	91,83	91,83	95,75

### 5.3.2.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 0,7

Amplituda rušení byla násobená hodnotou 0,7. Obrázek 39 zobrazuje výsledek filtrace, při kterém zůstaly neodfiltrované pouze zbytky rušení a signál byl velmi vhodně upraven pro následnou detekci a analýzu.

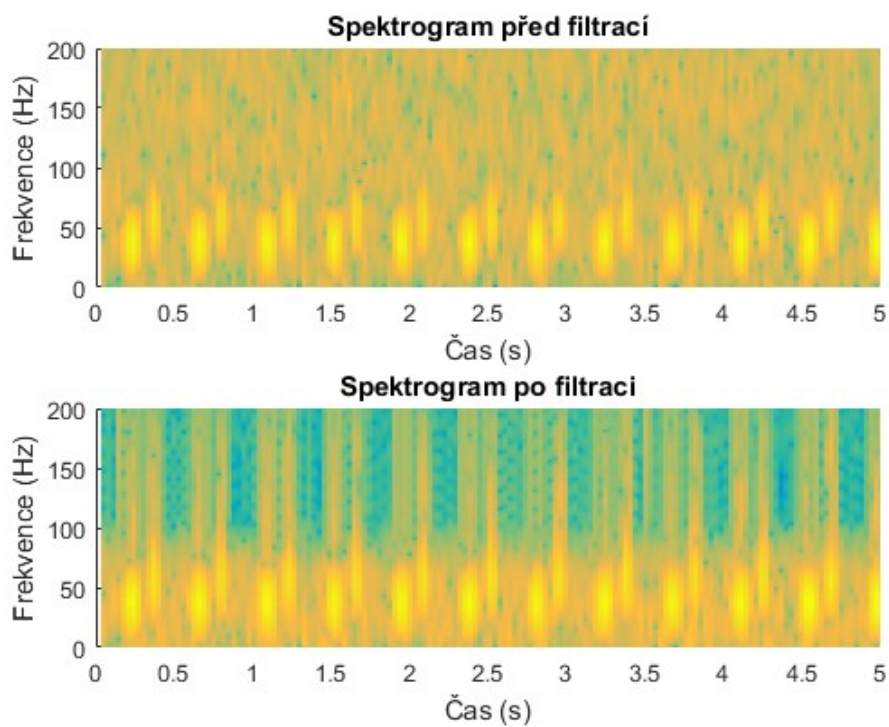


Obrázek 39: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

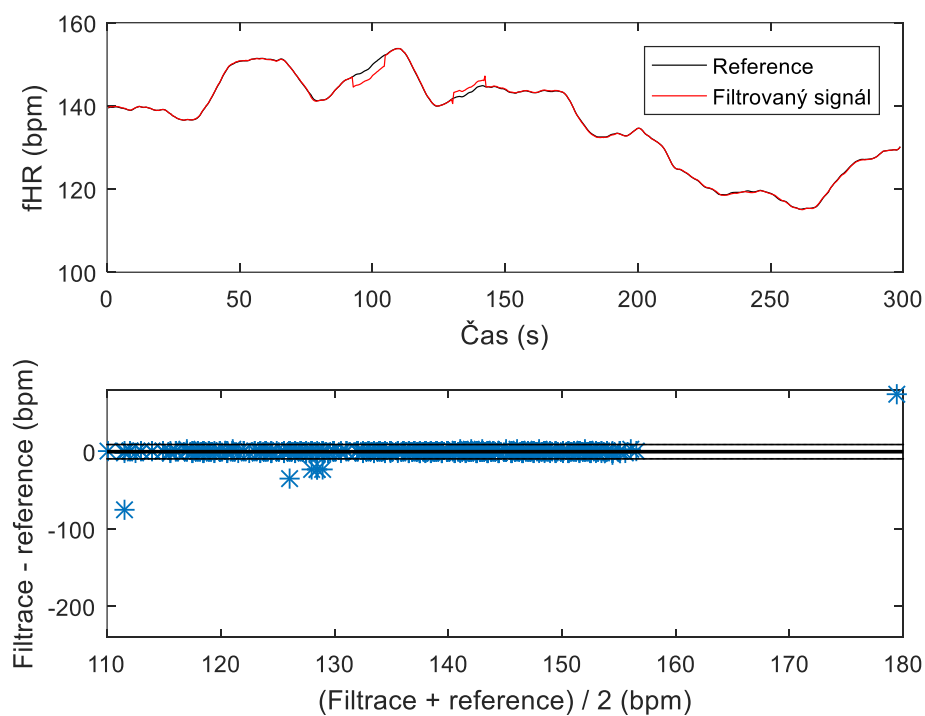


Obrázek 40: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Obrázek 40 zobrazuje frekvenční spektrum signálu fFKG před a po filtraci. Lze vidět, že bílý Gaussovský šum se podařilo odfiltrovat, přičemž zůstalo mírné zarušení na nízkých frekvencích. Na obrázku 41 jsou znázorněny spektrogramy, na kterých jsou ozvy fS1 a fS2 dobře rozeznatelné. Obrázek 42 prezentuje průběh fHR v závislosti na čase a Bland-Altmanovu statistiku.



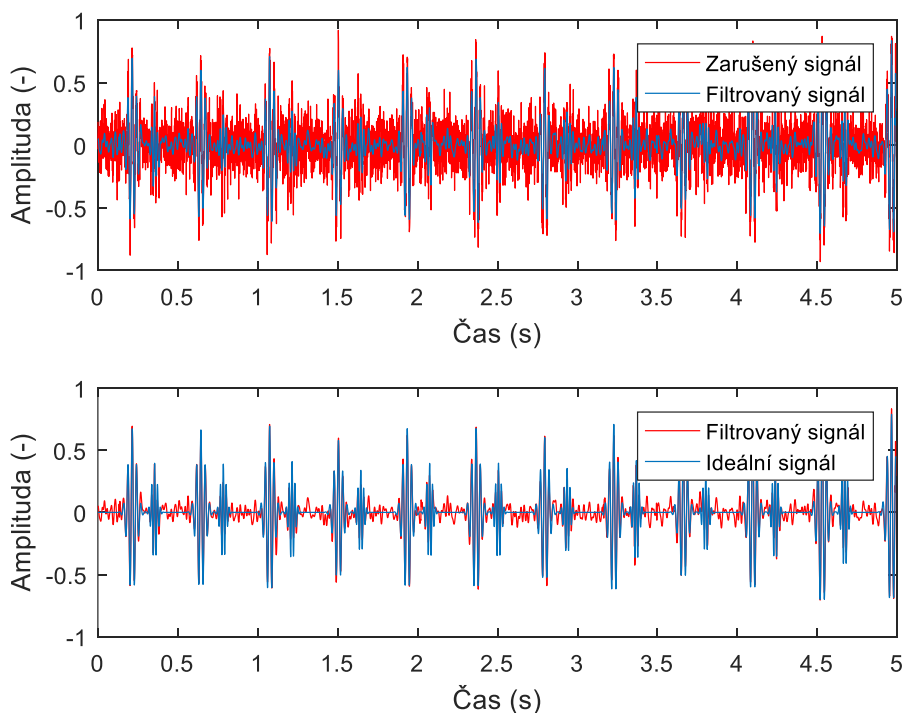
Obrázek 41: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



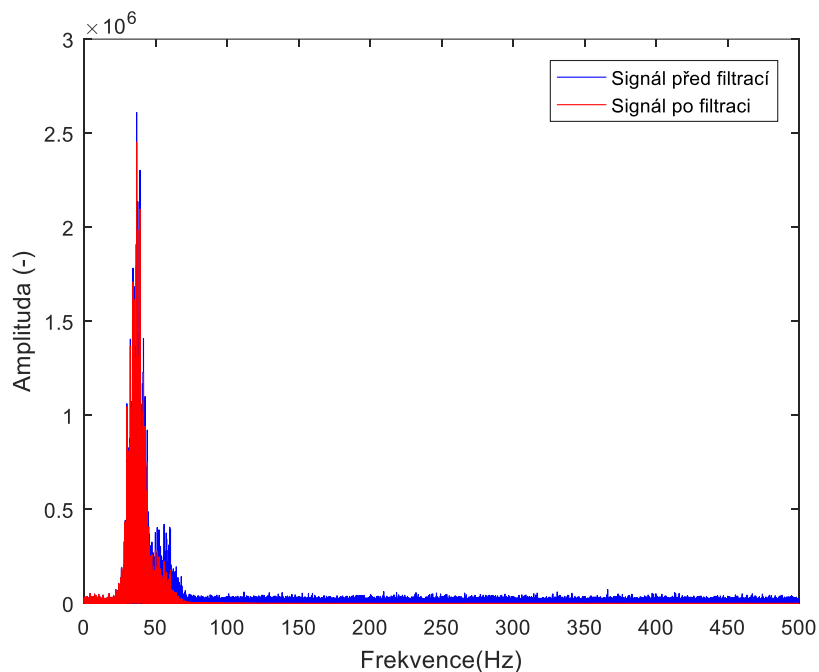
Obrázek 42: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.2.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 1,4

Zde byla amplituda šumu vynásobena hodnotou 1,4, která už téměř překrývá ozvu fS2. Po filtraci je však signál opět použitelný k analýze a je možné klasifikovat obě ozvy. Grafický výsledek je prezentován na obrázku 43.

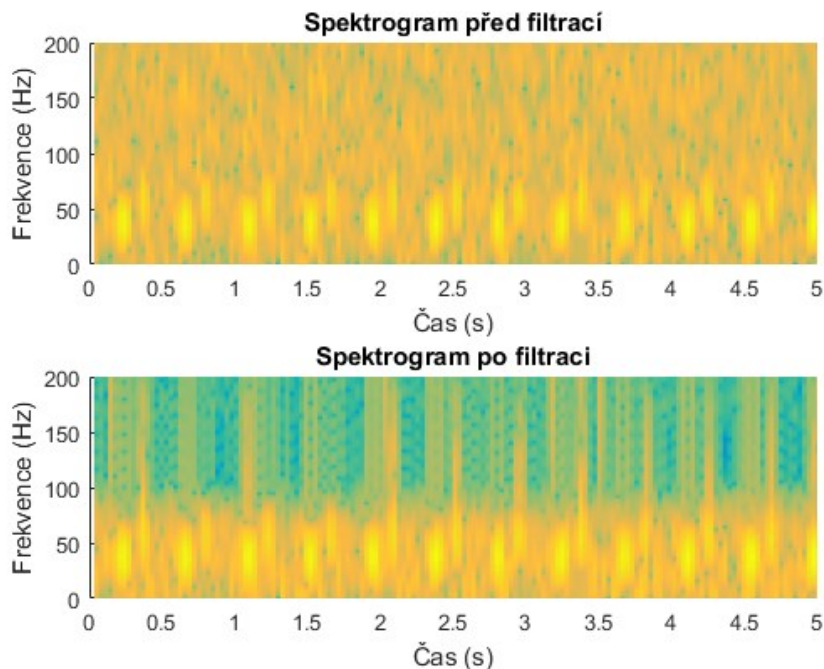


Obrázek 43: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

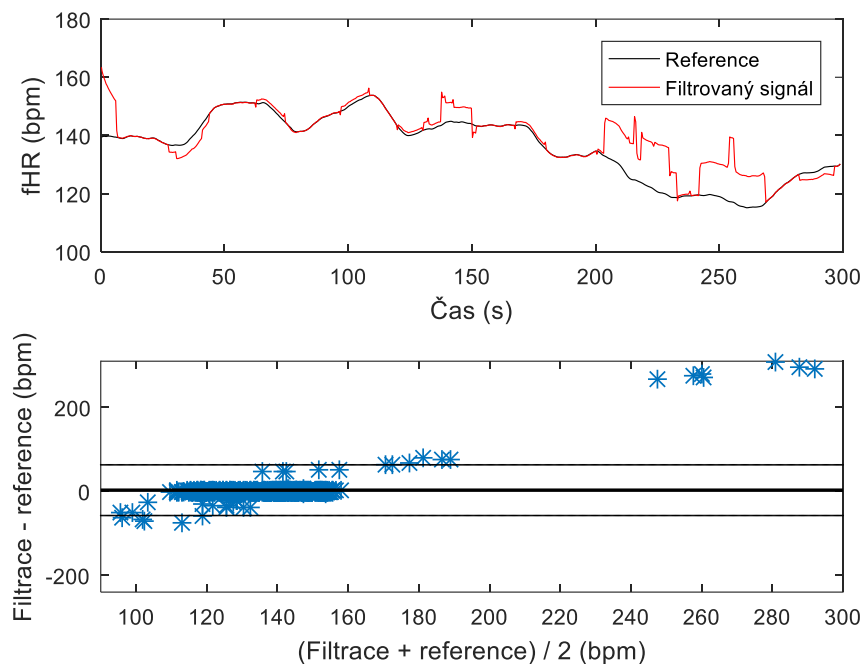


Obrázek 44: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Frekvenční spektrum na obrázku 44 srovnává signál před a po filtraci. Rušení na nízkých frekvencích se nepodařilo zcela odfiltrout. To je viditelné také na spektrogramu (Obrázek 45), kde jsou nízké frekvence ovlivněny šumem. Po filtraci jsou přesto obě ozvy viditelné. Na obrázku 46 lze vidět průběh fHR v čase a statistické vyhodnocení.



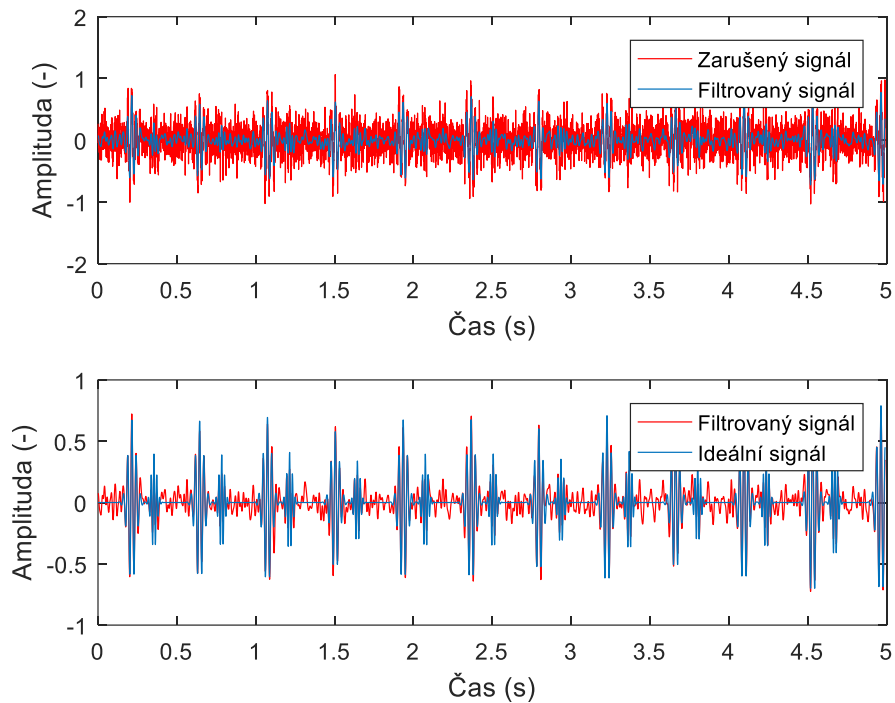
Obrázek 45: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



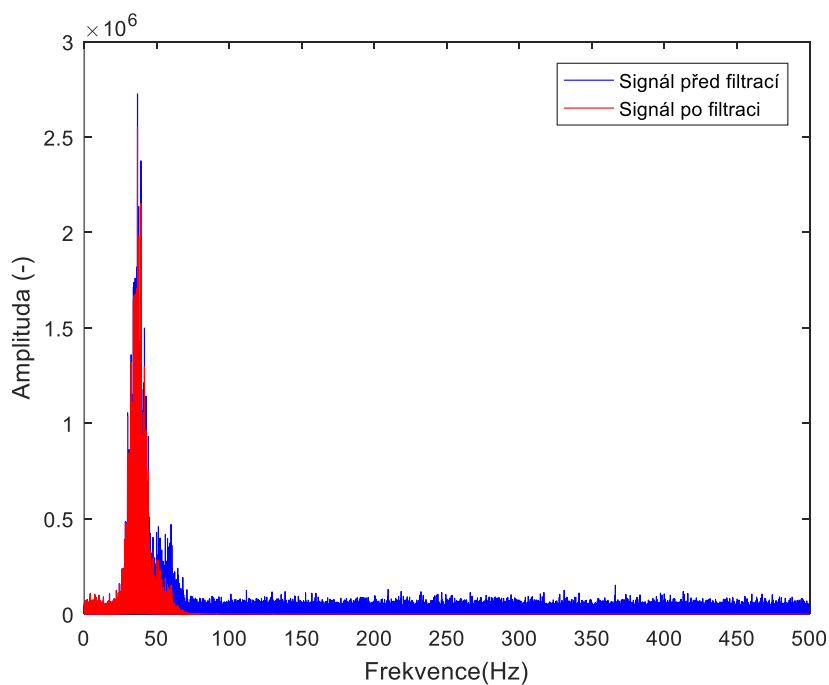
Obrázek 46: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.2.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 2

Při této velikosti rušení je již ozva fS2 zcela skryta v šumu. Po filtraci už není možné zcela rozlišit ozvu fS2 od šumu a její detekce by tedy byla velmi obtížná. Výsledek filtrace je zobrazen na obrázku 47.

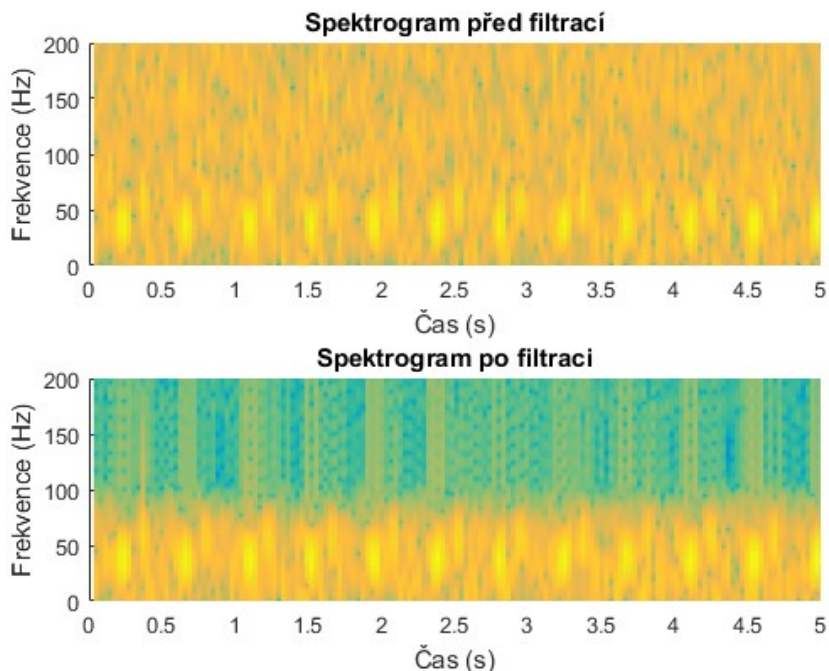


Obrázek 47: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

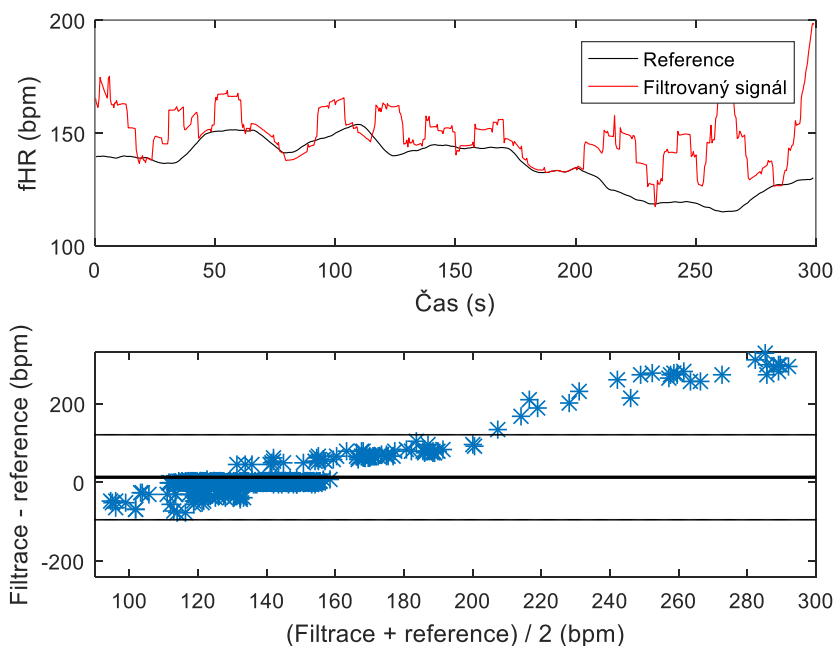


Obrázek 48: Frekvenční spektrum signálu před a po filtrací bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Na frekvenčním spektru (Obrázek 48) lze opět vidět, že Gaussovský šum byl odstraněn pouze z vyšších frekvencí a zasáhl také do ozvy fS2. Spektrogram (Obrázek 49) je v oblasti nízkých frekvencí nepřehledný a není již snadné ozvy fS2 v šumu nalézt. Na obrázku 50 je zobrazeno statistické vyhodnocení a fHR v čase.



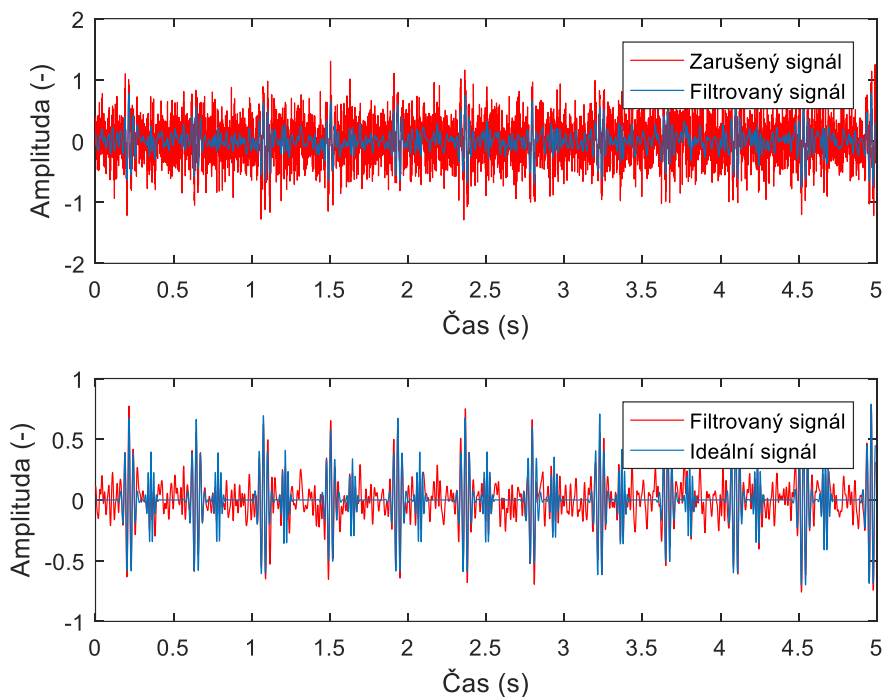
Obrázek 49: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



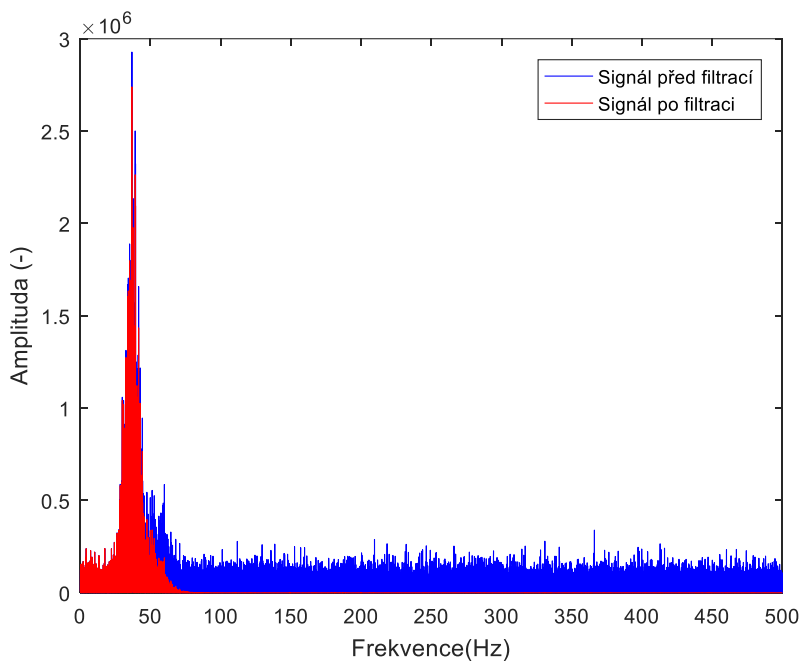
Obrázek 50: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.2.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 3

Bílý Gaussovský šum s amplitudou násobenou 3 zcela zakrývá obě ozvy a znemožňuje detekci a klasifikaci. Jak je patrné z filtrace na obrázku 51, rozeznatelná zůstala pouze ozva fS1. Ozva fS2 byla odfiltrována společně se šumem.



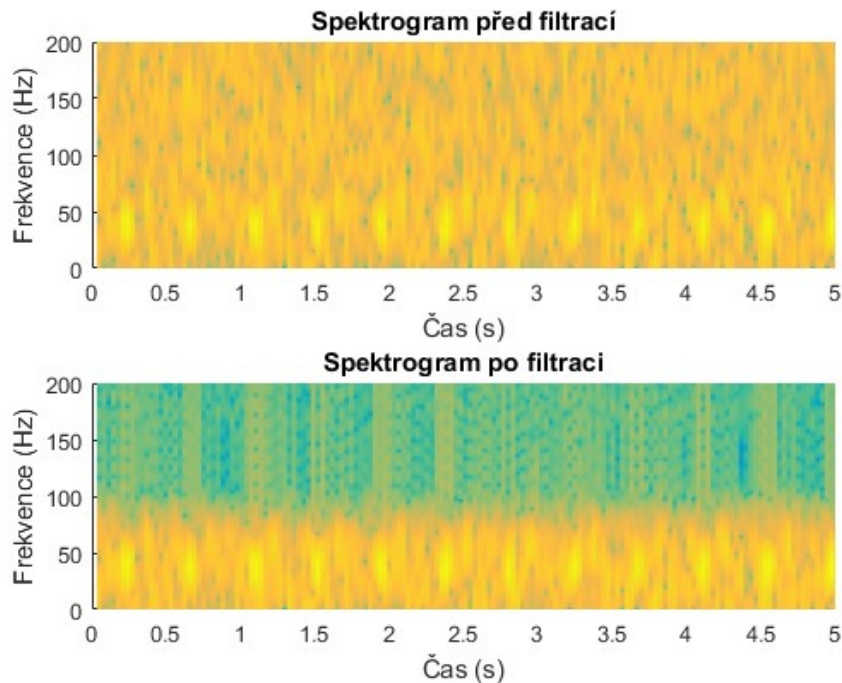
Obrázek 51: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.



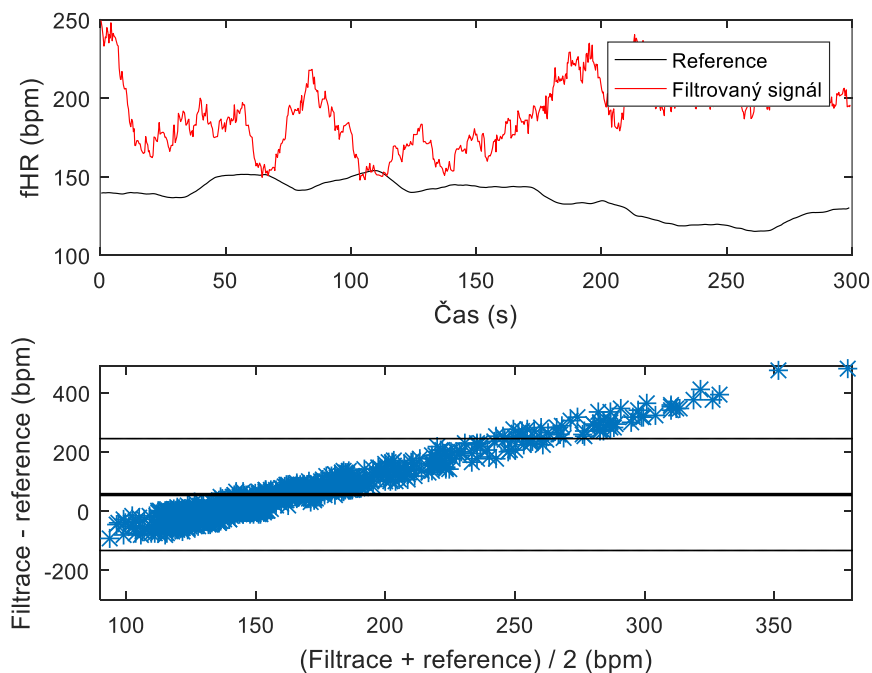
Obrázek 52: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



Na frekvenčním spektru (Obrázek 52) je znázorněna filtrace zasahující také do užitečného signálu, přičemž šum na nízkých frekvencích nebyl odfiltrován. Spektrogram na obrázku 53 zobrazuje výrazné zarušení na nízkých frekvencích i po filtraci. Na obrázku 54 je zobrazeno fHR v čase a Bland-Altmanův graf, přičemž detekce ozev nebyla zcela správná.



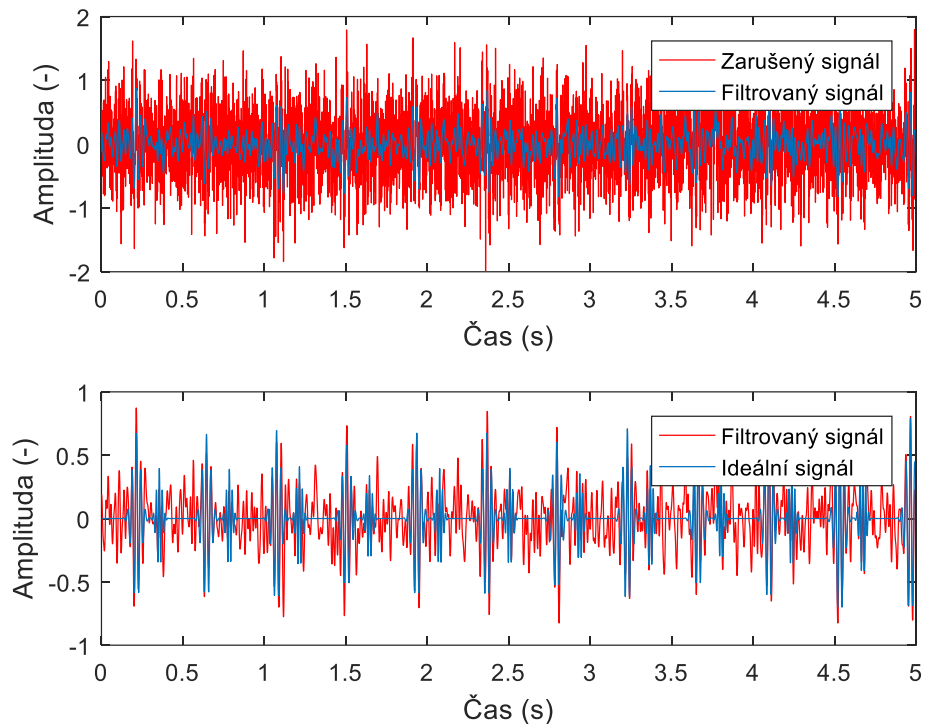
Obrázek 53: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



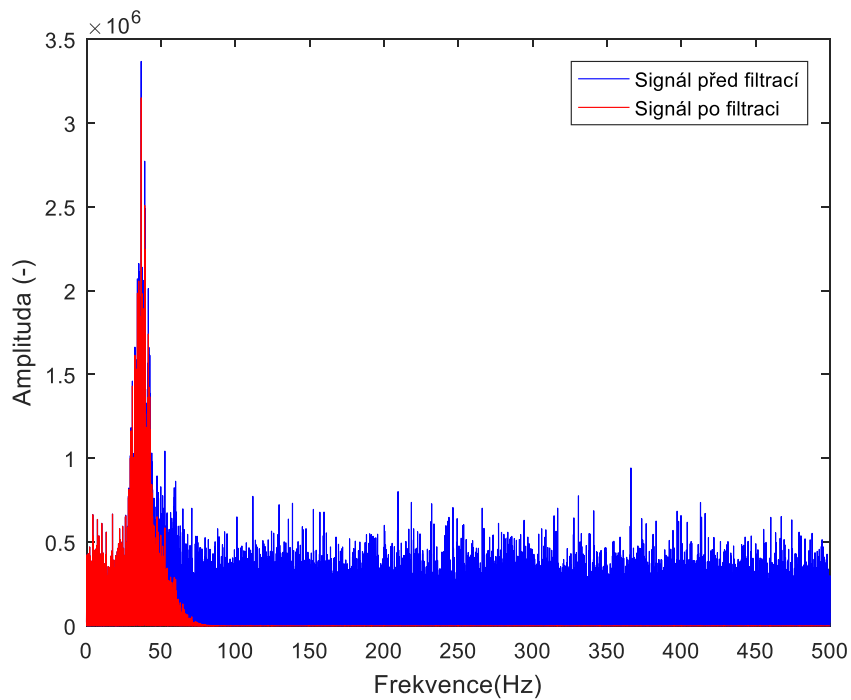
Obrázek 54: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.

### 5.3.2.5 Amplituda rušení násobená hodnotou 5

Záměrně vybraná velmi vysoká amplituda rušení způsobila výrazné ovlivnění signálu. Po filtraci je signál stále výrazně zarušen a detekce je tím ztížena. Výsledek filtrace lze vidět na obrázku 55.

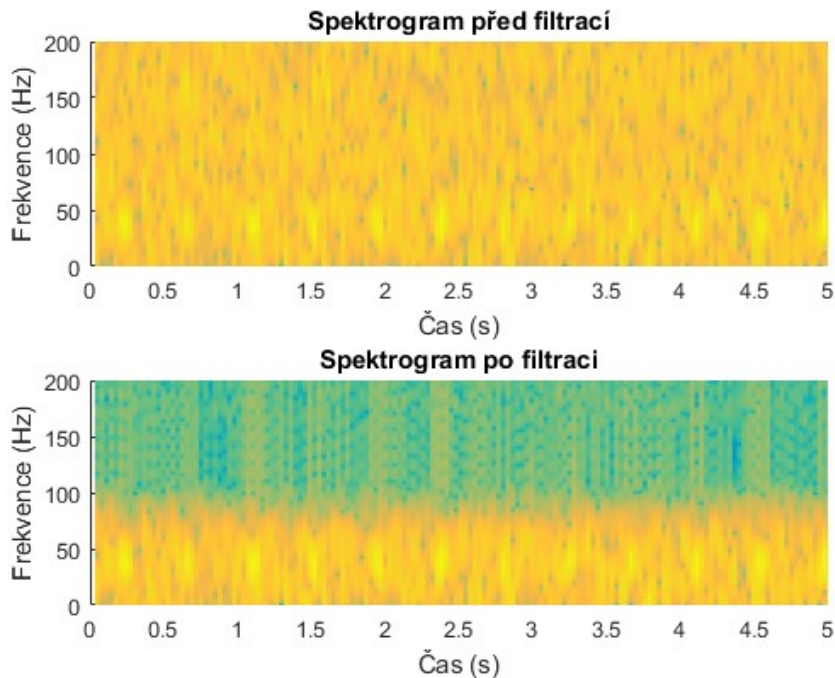


Obrázek 55: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

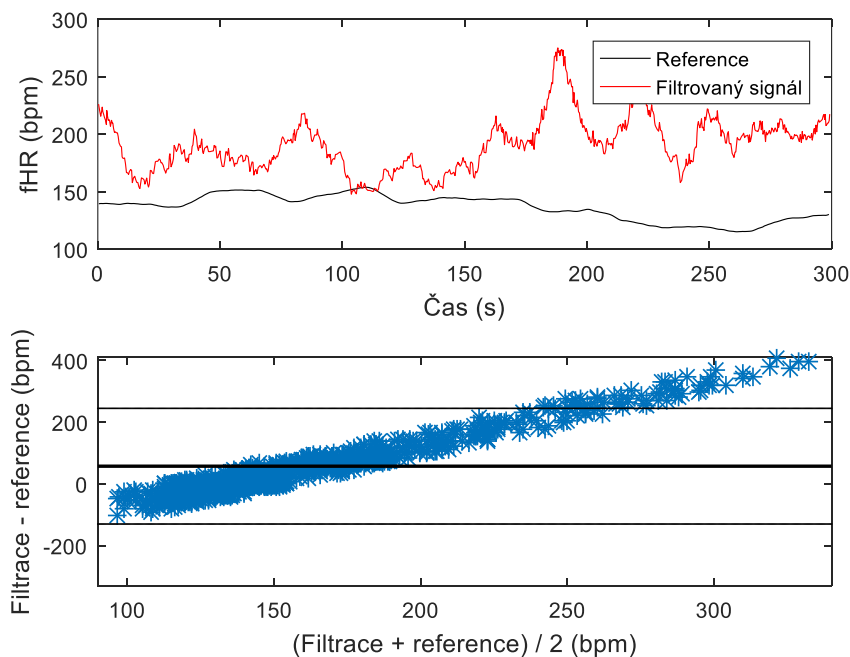


Obrázek 56: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

Frekvenční spektrum na obrázku 56 je velmi ovlivněno šumem a následnou filtrací. Vlna fS2 je zcela odfiltrována a rušení na nízkých frekvencích nebylo odstraněno. Na spektrogramu (Obrázek 57) není ozva fS2 rozeznatelná. Další analýza a detekce je v takovém případě velmi obtížná. Na Obrázku 58 je znázorněna křivka fHR a Bland-Altmanův graf s množstvím nesprávně stanovených hodnot.



Obrázek 57: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



Obrázek 58: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku adaptivní vlnkovou transformací.

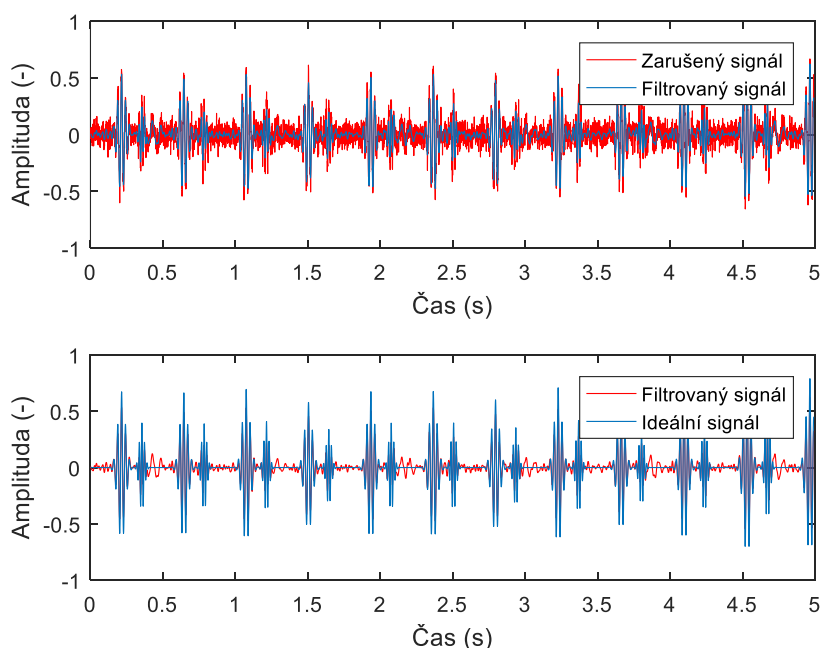
## 5.4 Analýza nezávislých komponent

Analýza nezávislých komponent je vhodná pro filtraci mateřských ozev. Při implementaci této metody je nutné mít minimálně 2 vstupní signály. Pro tento experiment byly pro autentičnost vybrány signály zarušené kromě mHS také okolním hlukem a bílým Gaussovským šumem. Proto byly tyto vstupní signály nejprve filtrovány adaptivní vlnkovou transformací a až poté vstoupily do algoritmu ICA. V tabulce 10 jsou zobrazeny výsledky filtrace po WT i ICA metodě.

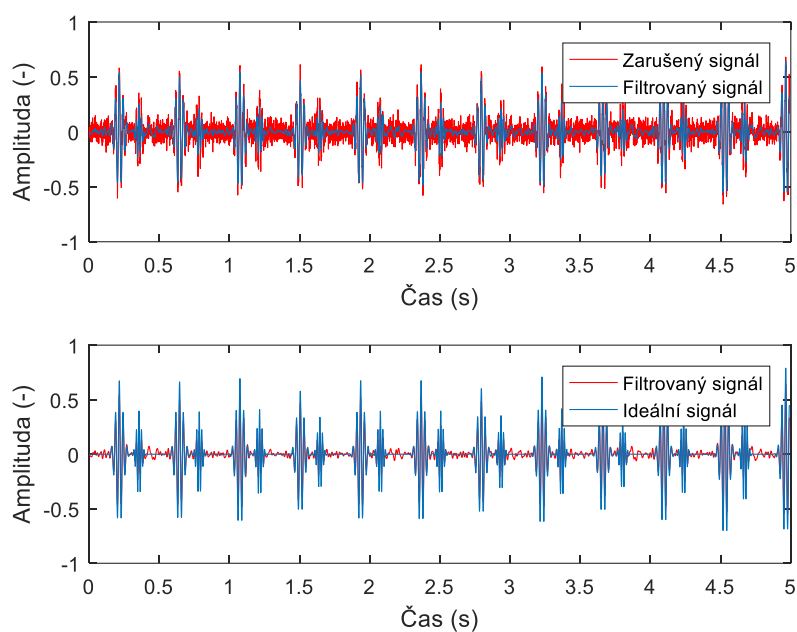
Tabulka 10: Výsledky hybridního algoritmu (po adaptivní vlnkové transformaci a analýze nezávislých komponent).

	Signál 1	Signál 2
	WT	WT
Vstupní SNR (dB)	16,89	19,06
Výstupní SNR (dB)	22,17	24,71
	ICA	
Vstupní SNR (dB)	22,17	24,71
Výstupní SNR (dB)	35,61	

První vstupní signál obsahoval okolní hluk násobený hodnotou 1, bílý Gaussovský šum násobený hodnotou 1,4 a mateřské ozvy násobené hodnotou 0,4. Druhý vstupní signál byl zarušen okolním hlukem s amplitudou násobenou hodnotou 1,5, bílý Gaussovský šum násobený hodnotou 0,7 a mateřské ozvy násobené hodnotou 0,2. Výsledek adaptivní vlnkové transformace aplikované na první signál je znázorněn na obrázku 59. Filtrace druhého signálu je zobrazena na obrázku 60. Lze vidět, že v obou signálech zůstaly viditelné mateřské ozvy.

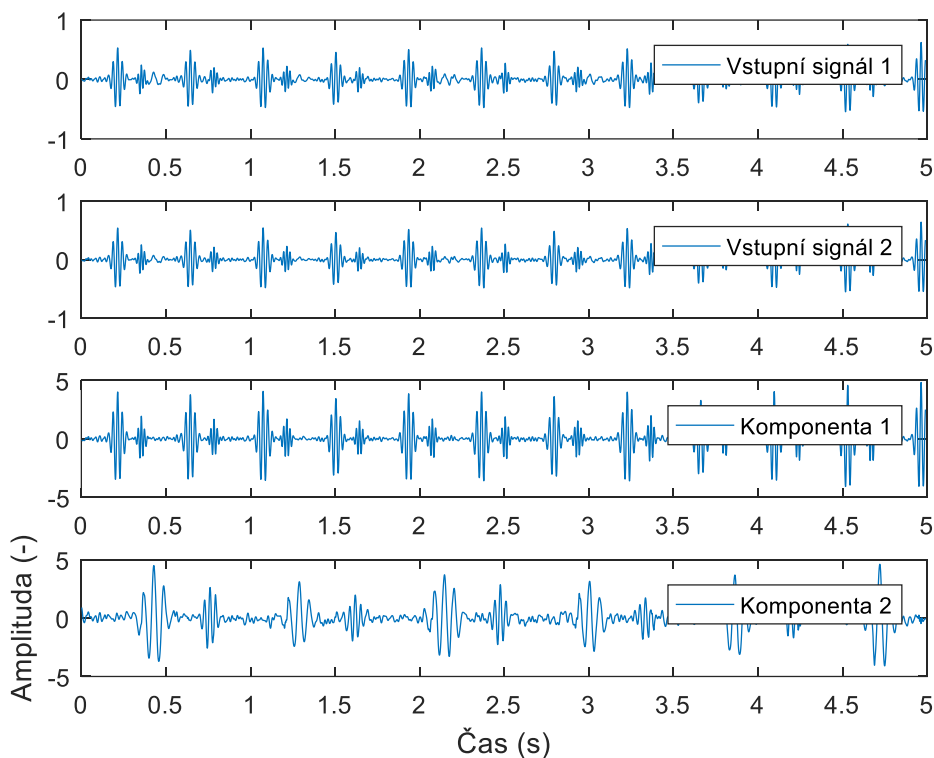


Obrázek 59: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem, bílým Gaussovským šumem a mateřskými ozvami.



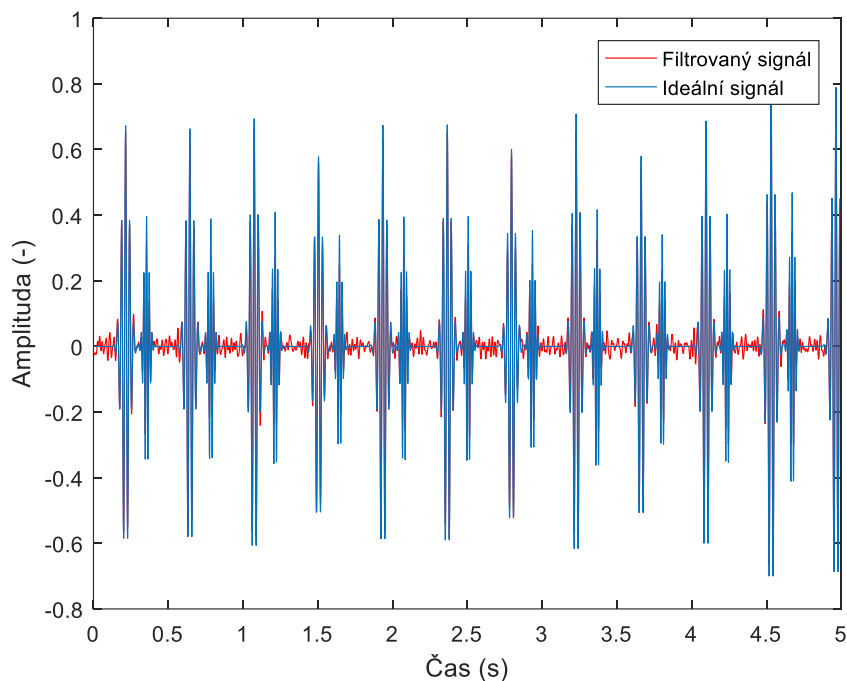
**Obrázek 60: Adaptivní vlnková transformace fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem, bílým Gaussovským šumem a mateřskými ozvami.**

Filtrované signály poté byly použity jako vstupní signály do metody ICA. Výstupem byly 2 separované komponenty, tedy fonokardiogram plodu a fonokardiogram matky. Vstupní a výstupní signály lze vidět na obrázku 61.



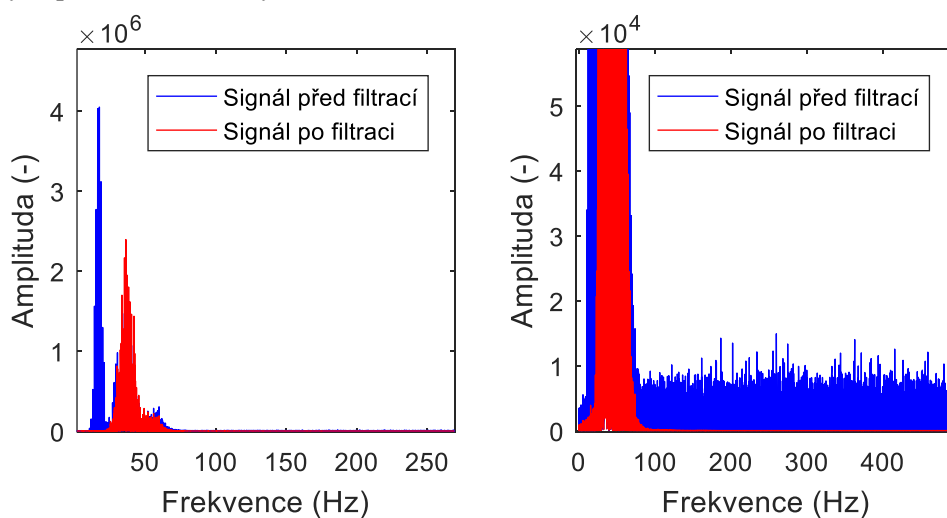
**Obrázek 61: Filtrace signálů zarušených mateřskými ozvami. Nahoře vstupní signály a dole výstupní komponenty.**

Dále byla pro práci vybrána první výstupní komponenta, tedy fFKG. Jelikož metoda ICA mění amplitudu a pořadí výstupních komponent, byla amplituda tohoto i referenčního signálu nalezena pomocí funkce findpeaks pro zjištění násobku mezi nimi. Nakonec byl fFKG signál podělen tímto násobkem, čímž se amplituda přepočítala tak, aby odpovídala referenčnímu signálu. Tato operace umožnila srovnání výstupního fFKG s referenčním signálem a zjištění výsledného SNR. Srovnání signálu před a po metodě ICA lze vidět na obrázku 62.

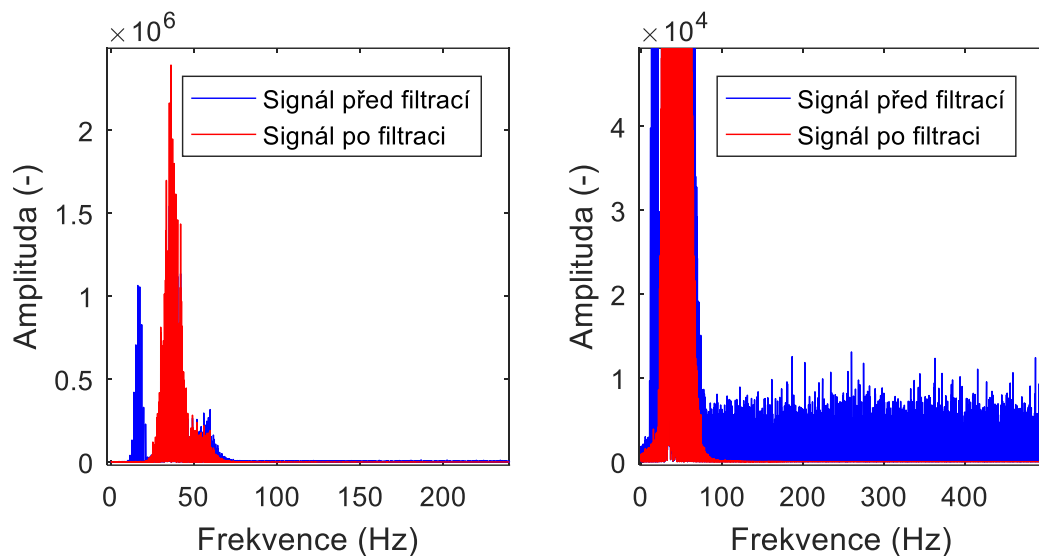


**Obrázek 62: Srovnání signálu před a po aplikaci analýzy nezávislých komponent.**

Na obrázcích 63 a 64 lze vidět frekvenční spektra prvního a druhého vstupního signálu před a po filtraci adaptivní WT a ICA metodou. Na obou spektrech lze vidět, že mateřské srdeční ozvy i další rušení byly úspěšně odfiltrovány.

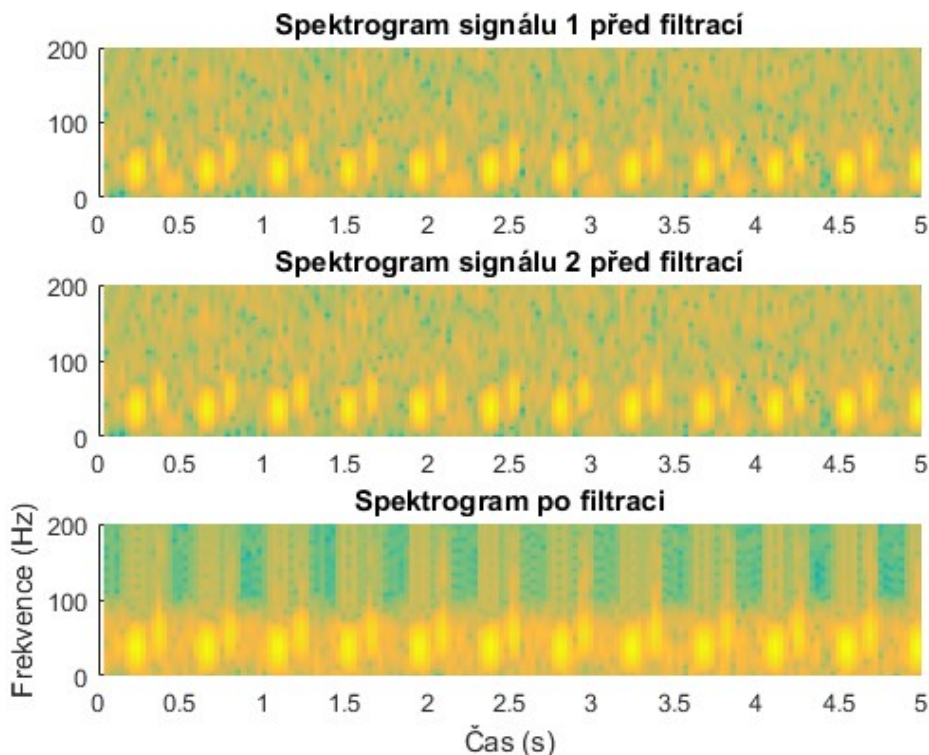


**Obrázek 63: Frekvenční spektrum prvního signálu po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace a analýzy nezávislých komponent.**

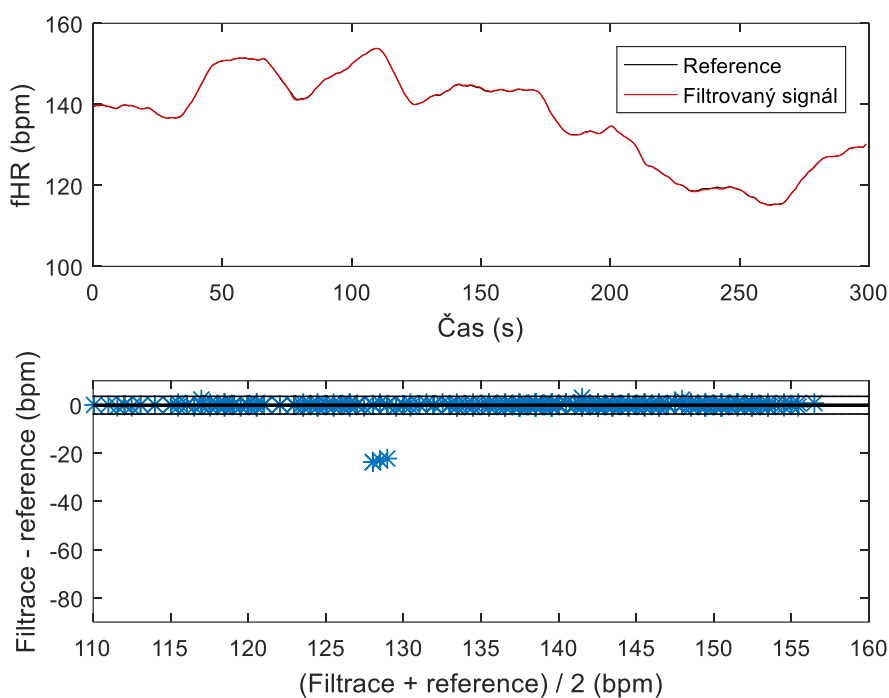


Obrázek 64: Frekvenční spektrum druhého signálu po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace a analýze nezávislých komponent.

Na obrázku 65 je vyobrazen spektrogram prvního a druhého signálu před adaptivní WT a ICA metodou. Ve spektrogramech před filtrací jsou viditelné také mateřské srdeční ozvy. Nakonec je zobrazen spektrogram výsledného signálu fFKG po adaptivní WT i ICA metodě, kde jsou již viditelné pouze srdeční ozvy plodu. Obrázek 66 a tabulka 11 vyobrazují výsledky Bland-Altmanovy statistiky.



Obrázek 65: Spektrogramy před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací a analýzou nezávislých komponent.



Obrázek 66: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu.

Tabulka 11: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu.

Signál fFKG + artefakty			Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)			TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
Mateřské ozvy	Okolní hluk	Gaussovský šum								
0,2	1,5	0,7	674	0	4	3,66	99,41	100	99,41	99,7
0,4	1	1,4								

## 5.5 Empirický rozklad

Metoda empirického rozkladu byla vytvořena v souladu s teorií v kapitole 4.3. Převážná část algoritmu je tvořena pomocí dvou vnořených cyklů *while*. Vnitřní *while* cyklus představuje proces prosévání. Empirický rozklad byl vhodný k filtraci pohybů matky a plodu. Jednotlivé získané IMF je v různých případech možné dále sčítat či upravovat pomocí dalších filtračních metod.

### 5.5.1 Filtrace okolního šumu a bílého Gaussovského šumu

Výsledky filtrace těchto artefaktů vycházely mnohem lépe pomocí metody EEMD, která využívá iterace EMD cyklů a bílého šumu. Výsledky EMD jsou tedy popsány v tabulkách 12 a 14, graficky jsou zobrazeny v příloze B a C. Tabulky 13 a 15 prezentují statistické vyhodnocení metody EMD.



Tabulka 12: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci okolního hluku.

Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,4	2 + 3 + 4	30,21	35,51
1	2 + 3 + 4	11,88	19,94
1,5	3 + 4	3,77	16,66
2,5	3 + 4	-6,45	10,05
5	3 + 4	-20,31	-2,79

Tabulka 13: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu.

Signál fFKG + Okolní hluk		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,4	2 + 3 + 4	674	17	1	91,74	99,85	97,54	97,4	98,68
1	2 + 3 + 4	674	20	3	64,18	99,56	97,12	96,7	98,32
1,5	3 + 4	674	20	8	67,93	98,83	97,12	96,01	97,97
2,5	3 + 4	674	20	1	102,9	99,85	97,12	96,98	98,47
5	3 + 4	674	46	1	149,25	99,85	93,61	93,48	96,63

Tabulka 14: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci bílého Gaussovského šumu.

Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,7	2 + 3 + 4	18,51	25,89
1,4	2 + 3 + 4	4,65	16,31
2	3 + 4	-2,49	12,98
3	3 + 4	-10,6	5,93
5	3 + 4	-20,81	-3,67

Tabulka 15: Statistické výsledky k filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

Signál fFKG + Gaussovský šum		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,7	2 + 3 + 4	674	21	3	64,87	99,56	96,98	96,56	98,25
1,4	2 + 3 + 4	674	18	1	96,79	99,85	97,4	97,26	98,61
2	3 + 4	674	22	0	42,8	100	96,84	96,84	98,39
3	3 + 4	674	29	2	120,91	99,7	95,87	95,6	97,75
5	3 + 4	674	42	2	156,93	99,7	94,13	93,87	96,84

## 5.5.2 Filtrace pohybových artefaktů matky a plodu

Pohybové artefakty jsou velmi problematické rušení, neboť se jejich frekvenční spektrum překrývá se spektrem užitečného signálu. Většina metod byla proti tomuto typu rušení neúčinná, empirický rozklad byl schopen šum mírně vyhladit a zpracovat signál k detekci srdečních ozev. Signál byl empiricky rozložen na 18 signálů. V tabulce 16 lze vidět výsledky empirického rozkladu signálu zarušeného pohybovými artefakty. Tabulka 17 pak prezentuje statistické vyhodnocení metody.

Tabulka 16: Výsledky empirického rozkladu použité k filtraci pohybových artefaktů.

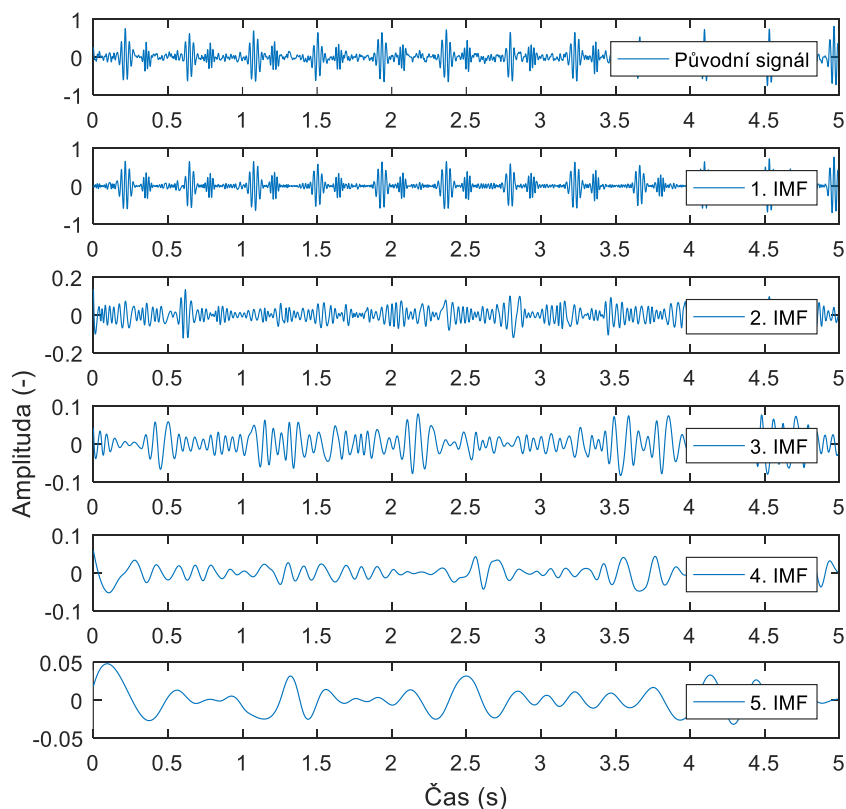
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
30	1	20,95	28,08
60	1	7,1	15,48
80	1	1,33	9,9
100	1	-3,13	5,47

Tabulka 17: Statistické výsledky k filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.

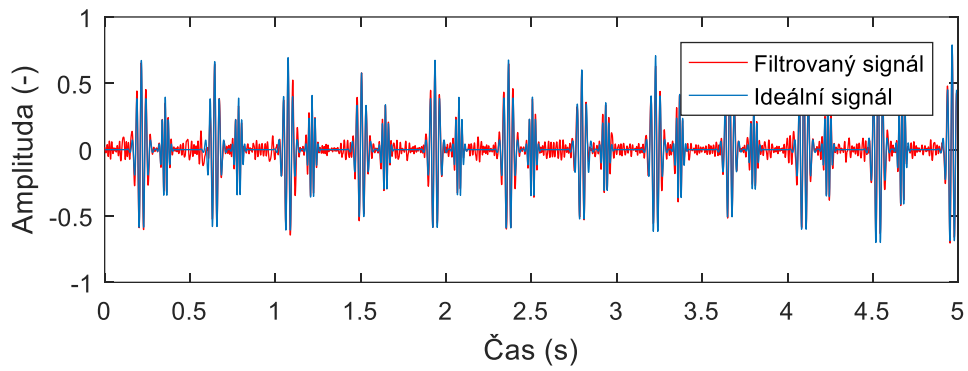
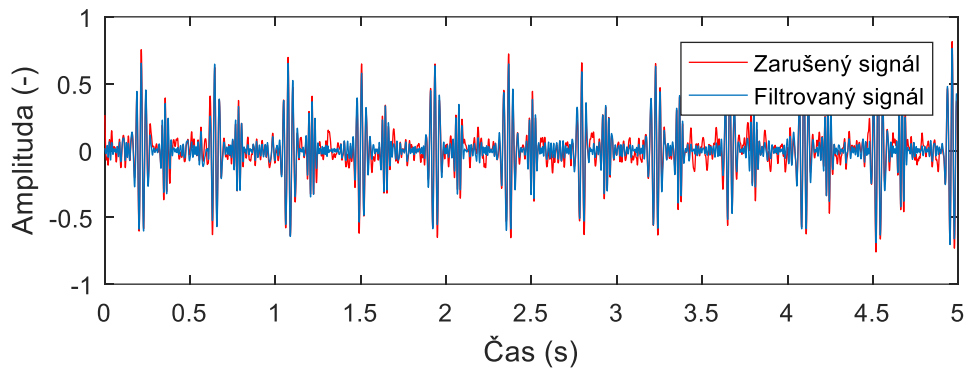
Signál fFKG + Pohybové artefakty		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
30	1	674	15	1	87,43	99,85	97,82	97,68	98,83
60	1	674	33	0	120,19	100	95,33	95,33	97,61
80	1	674	24	0	105,24	100	96,56	96,56	98,25
100	1	674	30	0	109,32	100	95,74	95,74	97,82

### 5.5.2.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 30

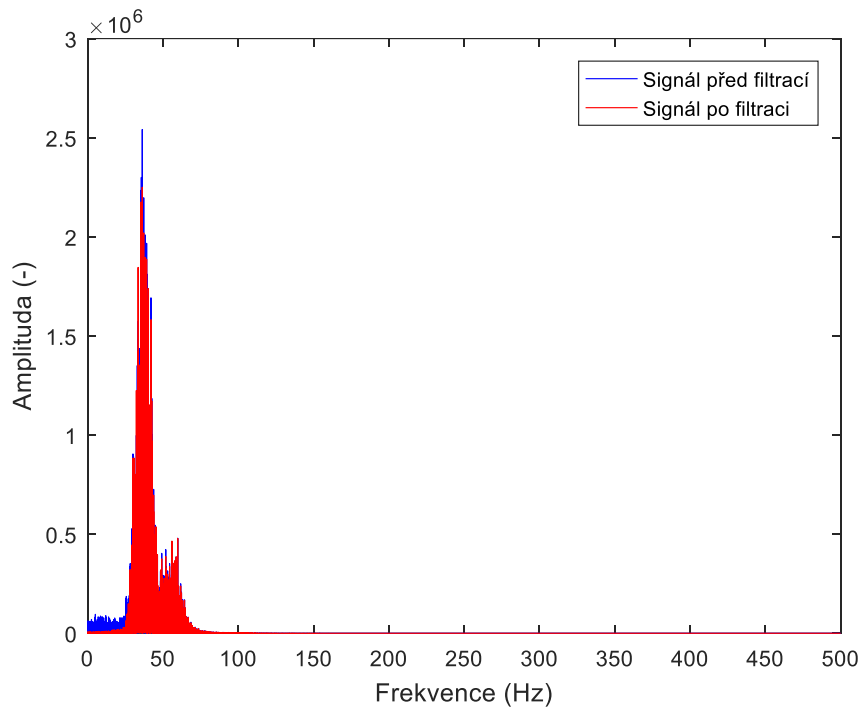
Na obrázku 67 je zobrazeno pouze 5 rozkladů na IMF, zbylé signály nebyly relevantní. Použit byl pouze první rozklad, který byl dále srovnán s referenčním signálem na obrázku 68, kde lze vidět, že rušení bylo mírně vyhlazeno.



Obrázek 67: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.

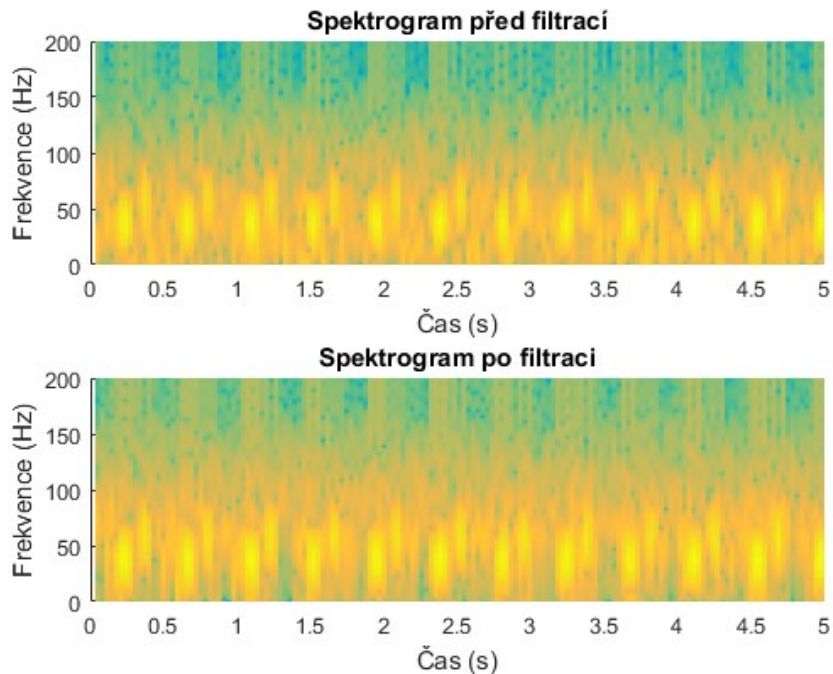


Obrázek 68: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.

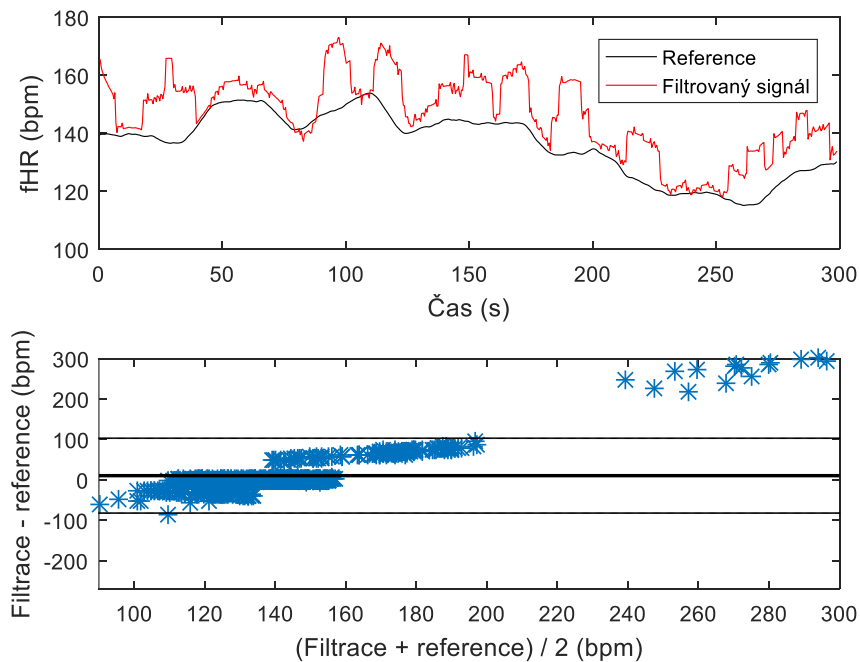


Obrázek 69: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.

Obrázek 69 vyobrazuje frekvenční spektrum signálu před a po filtraci, kde lze vidět, že nízké frekvence byly úspěšně odfiltrvány. To je zobrazeno také na spektrogramu na obrázku 70. Přesto lze vidět, že filtrace nebyla zcela úspěšná, a to z důvodu překrytí užitečného signálu a šumu. Obrázek 71 prezentuje závislost fHR na čase a Bland-Altmanův graf.



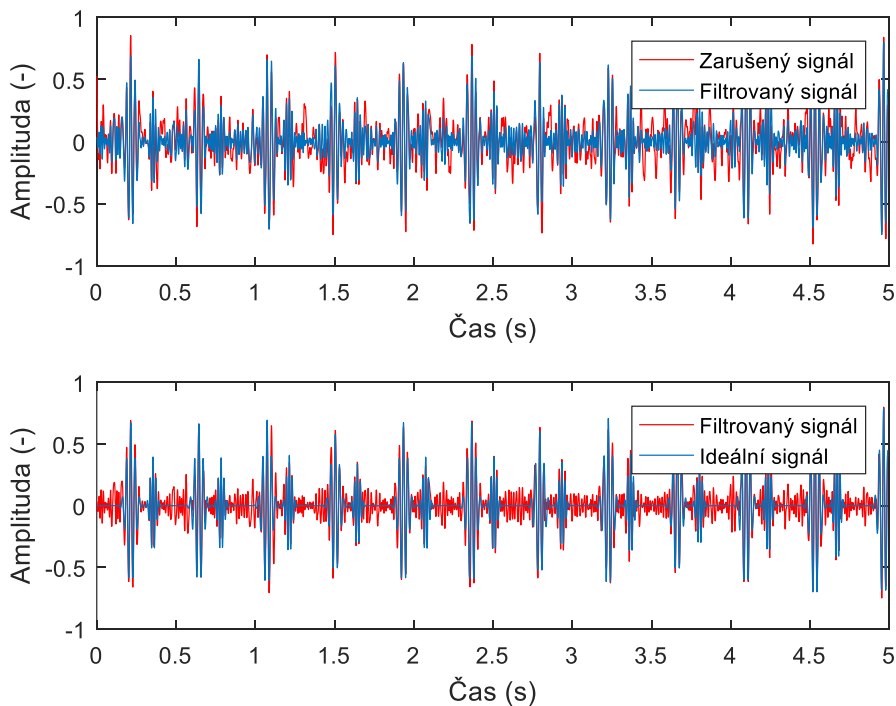
Obrázek 70: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



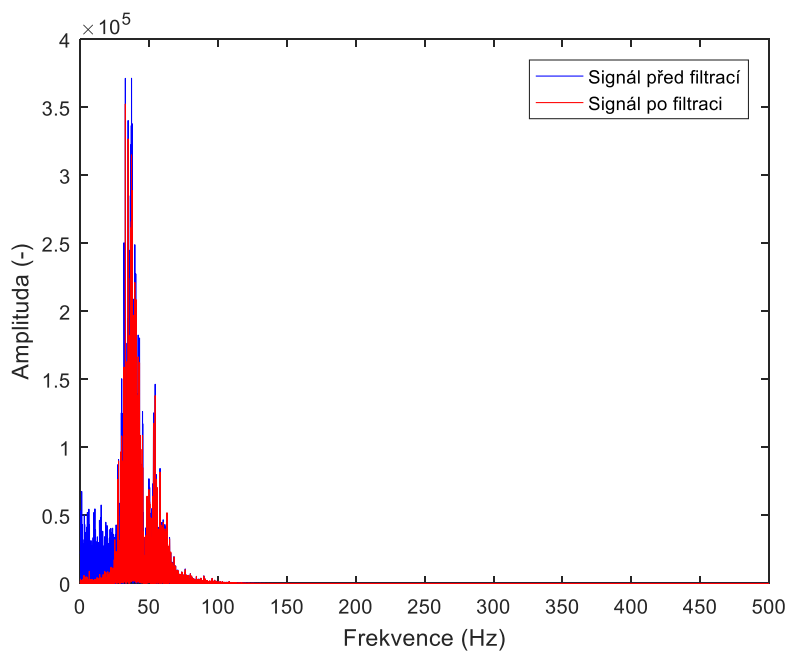
Obrázek 71: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

### 5.5.2.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 60

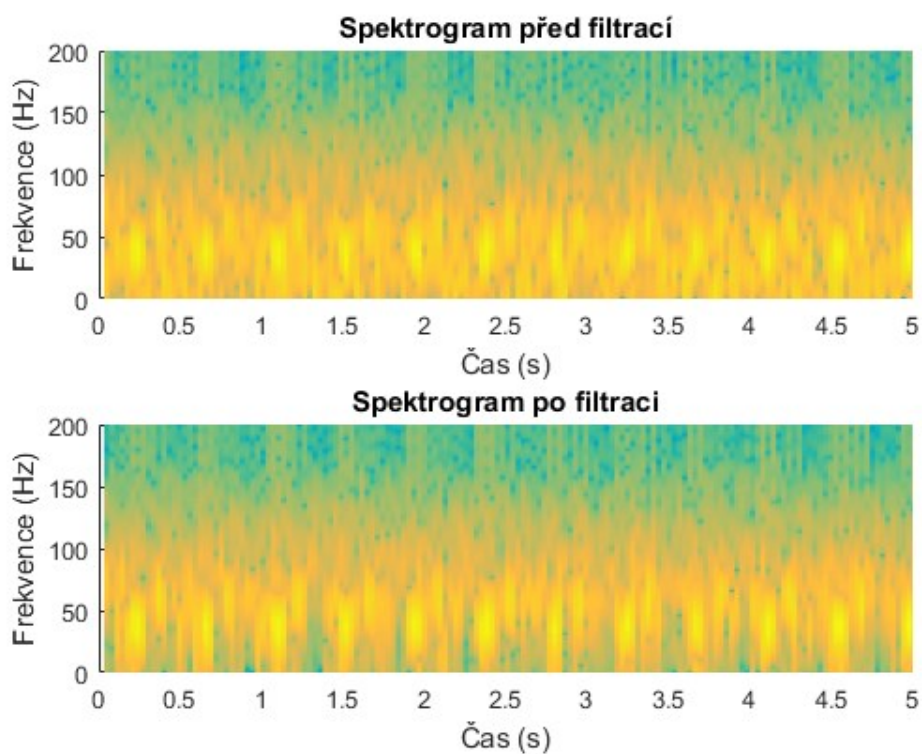
Při této úpravě signálu byl využit opět první empirický rozklad. Na obrázku 72 je zobrazen výsledek filtrace, kde je patrné, že šum v signálu byl vyhlazen. Ve frekvenčním spektru (Obrázek 73) je zobrazen signál před a po filtraci, přičemž byly nízké kmitočty odstraněny. Na obrázku 74 lze vidět spektrogram, kde je rovněž vidět úbytek šumu z nízkých frekvencí. Obrázek 75 prezentuje grafické znázornění Bland-Altmanovy statistiky.



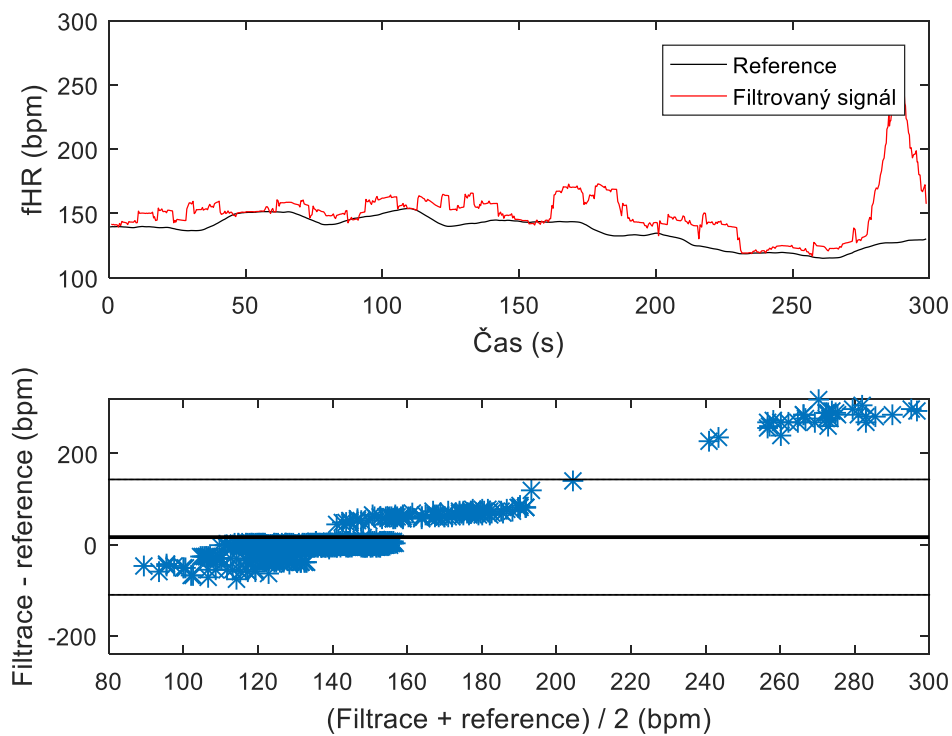
Obrázek 72: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



Obrázek 73: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



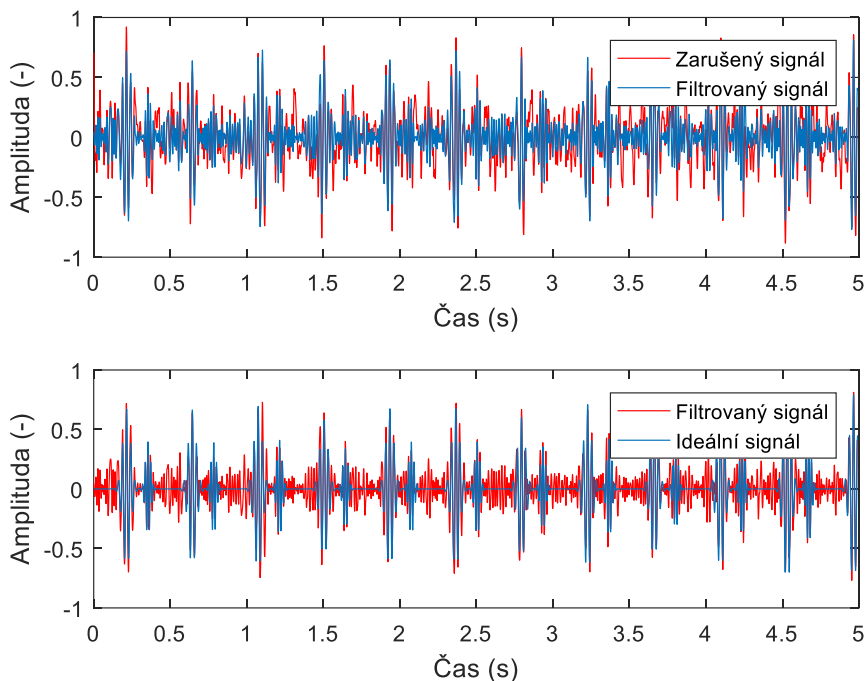
Obrázek 74: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



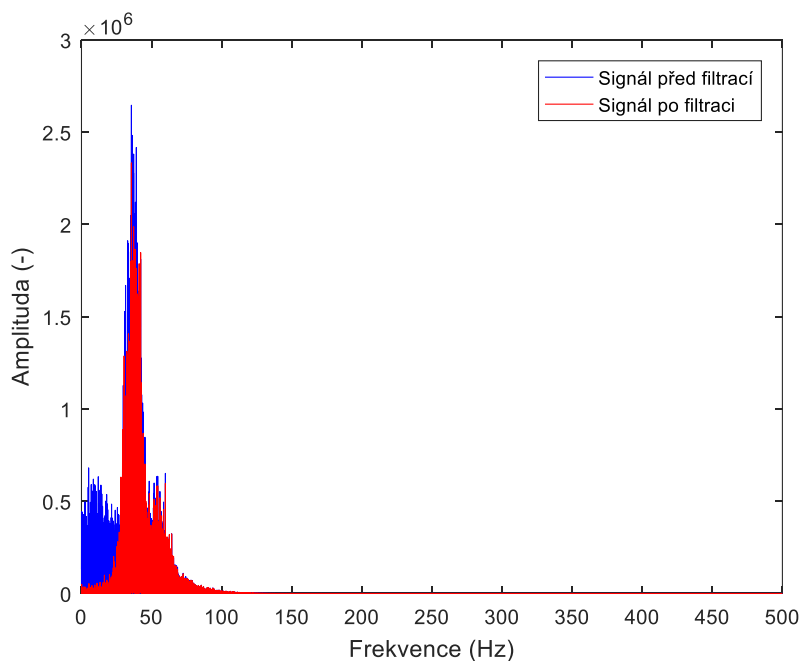
Obrázek 75: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

### 5.5.2.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 80

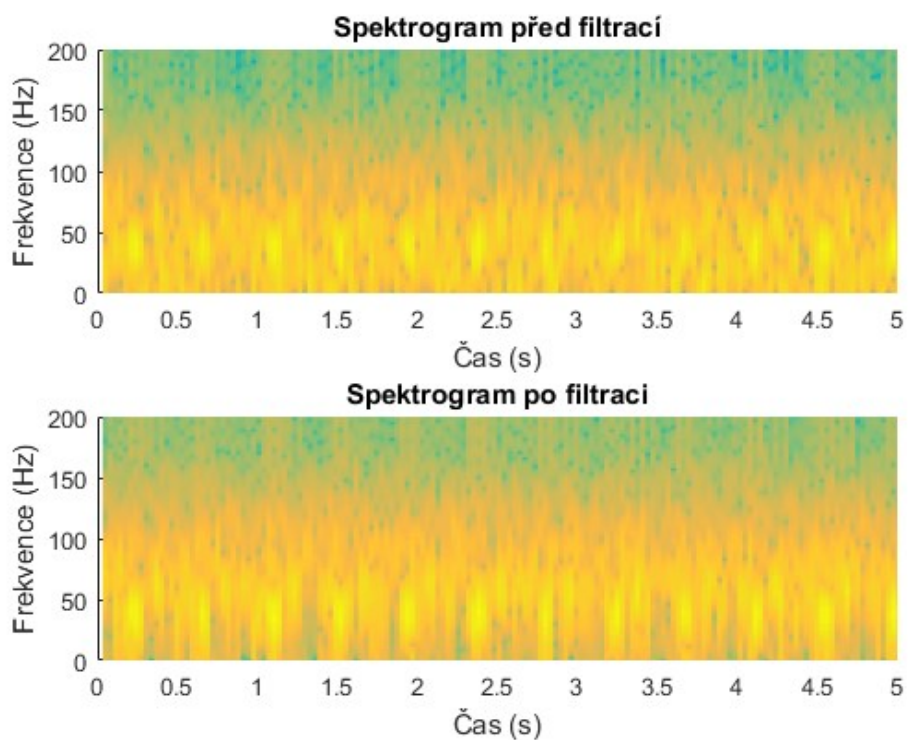
Šum s takto vysokou amplitudou již překrývá ozvu fS2. Pomocí empirického rozkladu se podařilo odstranit nízké frekvence šumu v místech, kde se šum nepřekrývá s užitečným signálem. To je viditelné na frekvenčním spektru (Obrázek 77) a spektrogramu (Obrázek 78). Díky tomu bylo možné alespoň z části eliminovat šumovou složku a signál vyhladit, což je viditelné na obrázku 76. Na obrázku 79 je zobrazena křivka fHR v čase a Bland-Altmanovo grafické vyhodnocení.



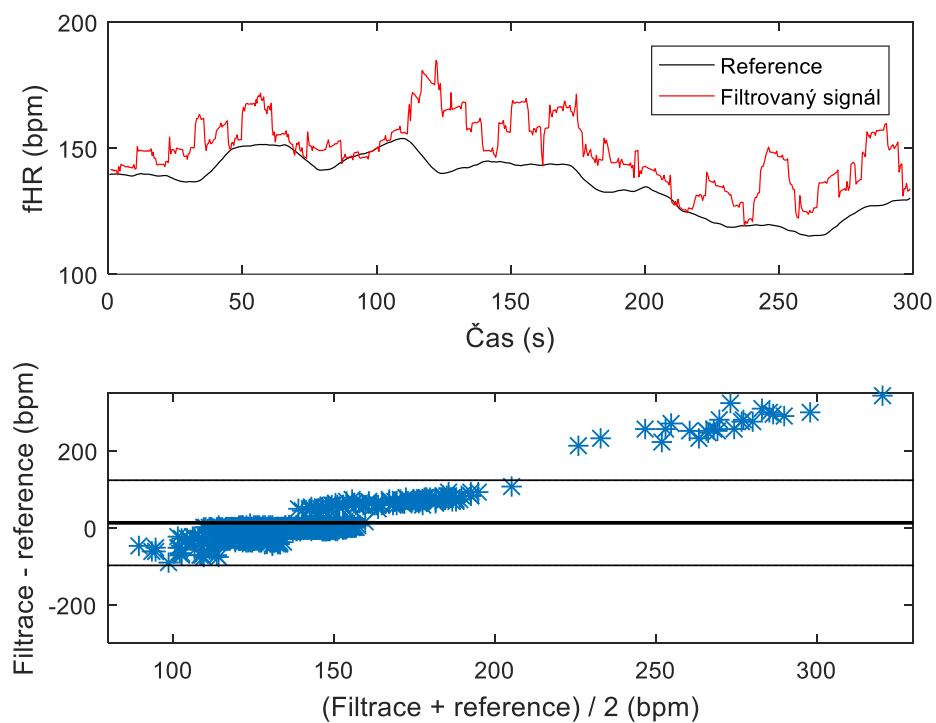
Obrázek 76: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



Obrázek 77: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



Obrázek 78: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.

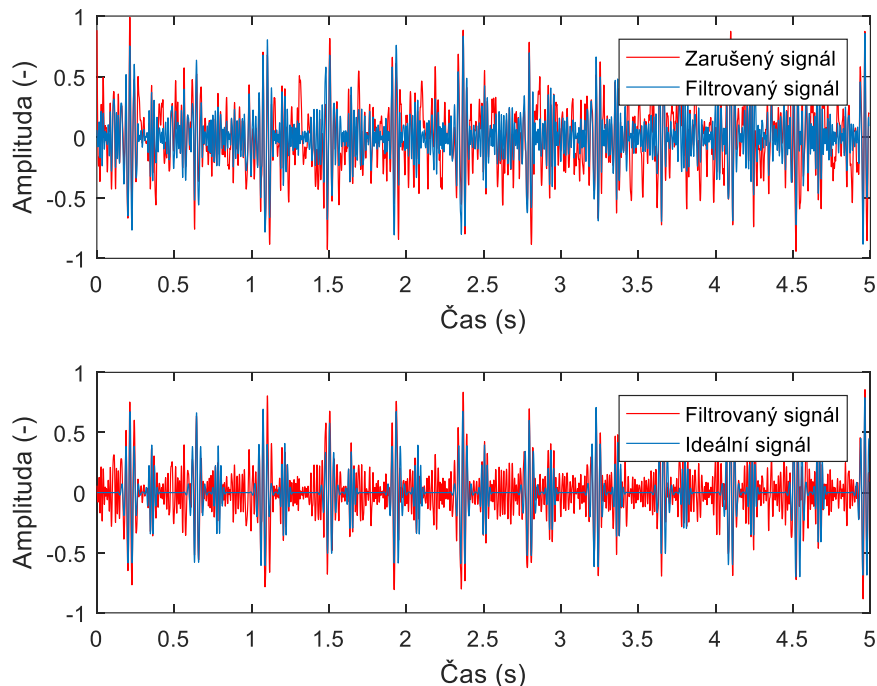


Obrázek 79: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

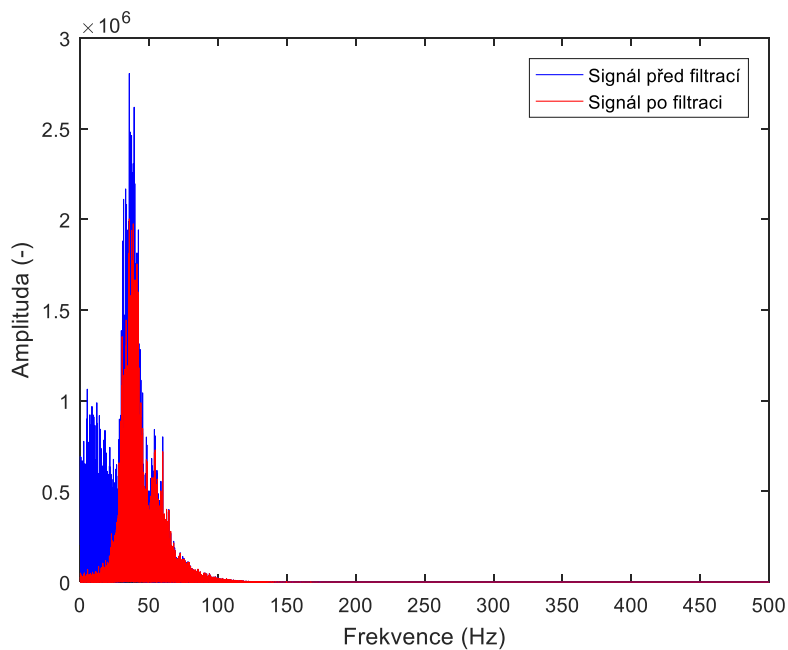


#### 5.5.2.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 100

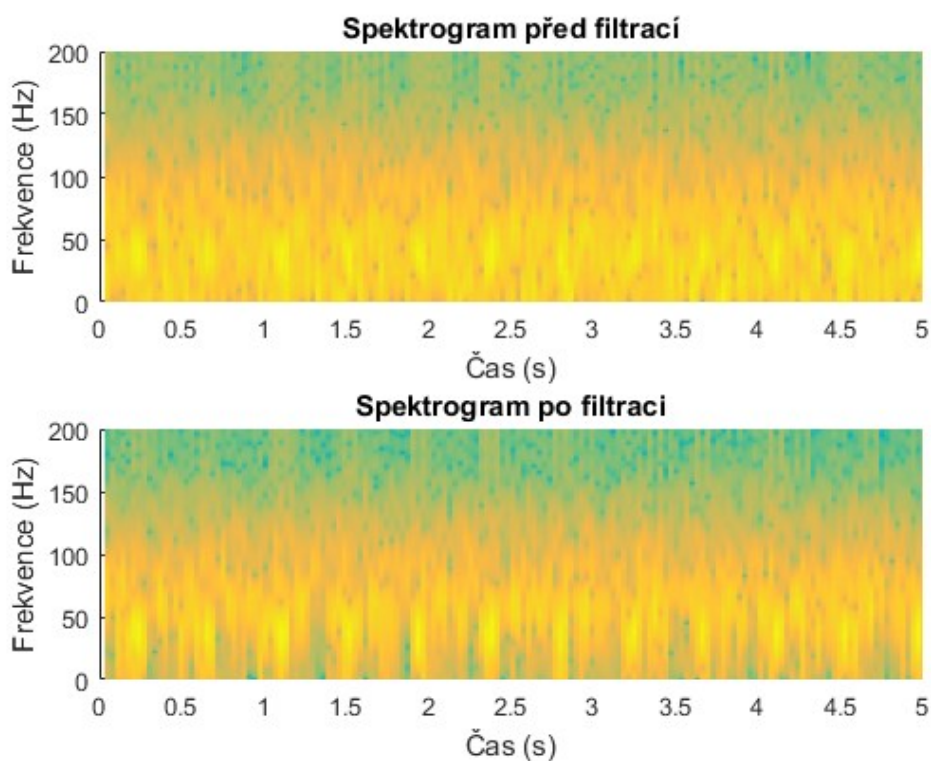
Tato amplituda rušení způsobuje úplné ztracení užitečného signálu v šumu. Průběh signálu před a po filtraci je zobrazen na obrázku 80, kde je ozva fS2 téměř nerozlišitelná od šumu. Frekvenční spektrum s viditelnou eliminací nízkých frekvencí šumu lze vidět na obrázku 81. Obrázek 82 pak prezentuje spektrogram. Na obrázku 83 je viditelná nesprávná detekce ozev z důvodu množství falešně pozitivních hodnot.



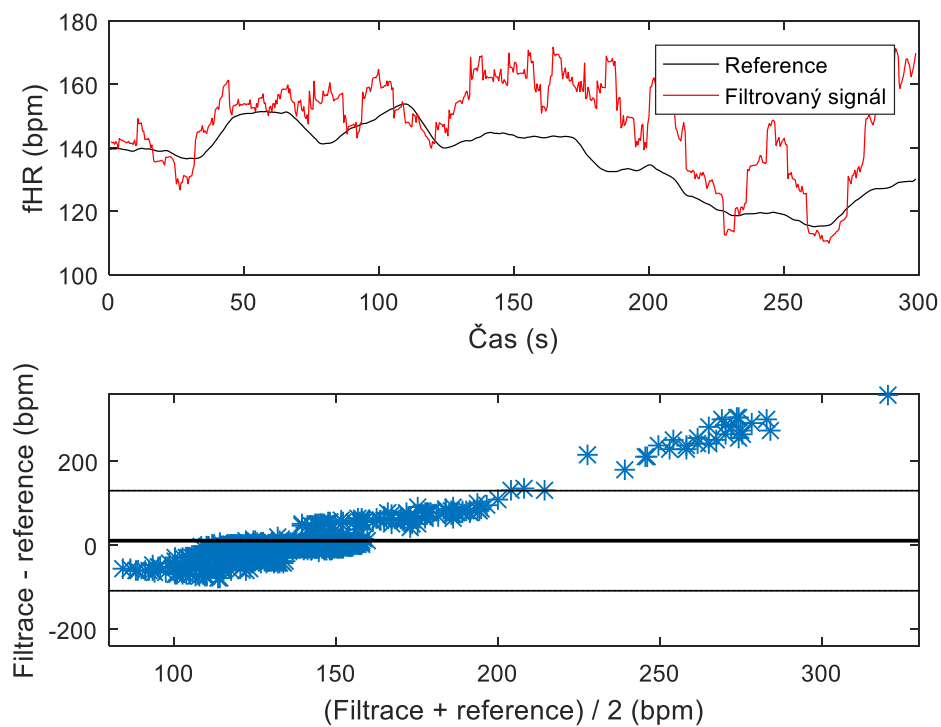
Obrázek 80: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



Obrázek 81: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



Obrázek 82: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



Obrázek 83: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

## 5.6 Soubor empirického rozkladu

Pro realizaci souboru empirického rozkladu byl použit stejný algoritmus jako u EMD metody. Byly pouze upraveny a přidány některé parametry. Vstupní hodnota *bsum* reprezentuje poměr směrodatné odchylky přidaného bílého šumu a vstupního signálu a lze nastavit na hodnotu 0,1 až 0,9. Vstup *n\_cyklu* pak reprezentuje počet EMD cyklů. Tato metoda je velmi iterační, což způsobuje obrovskou výpočetní náročnost a dlouhou dobu trvání výpočtu. V této diplomové práci byla jako *bsum* použita hodnota 0,3 a jako *n\_cyklu* hodnota 50. Metoda EEMD byla využita pro eliminaci okolního hluku, bílého Gaussovského šumu a pohybových artefaktů matky a plodu.

### 5.6.1 Filtrace okolního hluku

Metoda EEMD měla pro filtraci okolního hluku mnohem lepší výsledky než EMD. Především při vyšších amplitudách rušení. Signál byl rozložen na 11 signálů. V tabulce 18 jsou zobrazeny výsledky EEMD použité pro eliminaci okolního hluku. Tabulka 19 prezentuje statistické výsledky po filtraci, kde lze vidět, že pouze poslední filtrace nebyla účinná.

Tabulka 18: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci okolního hluku.

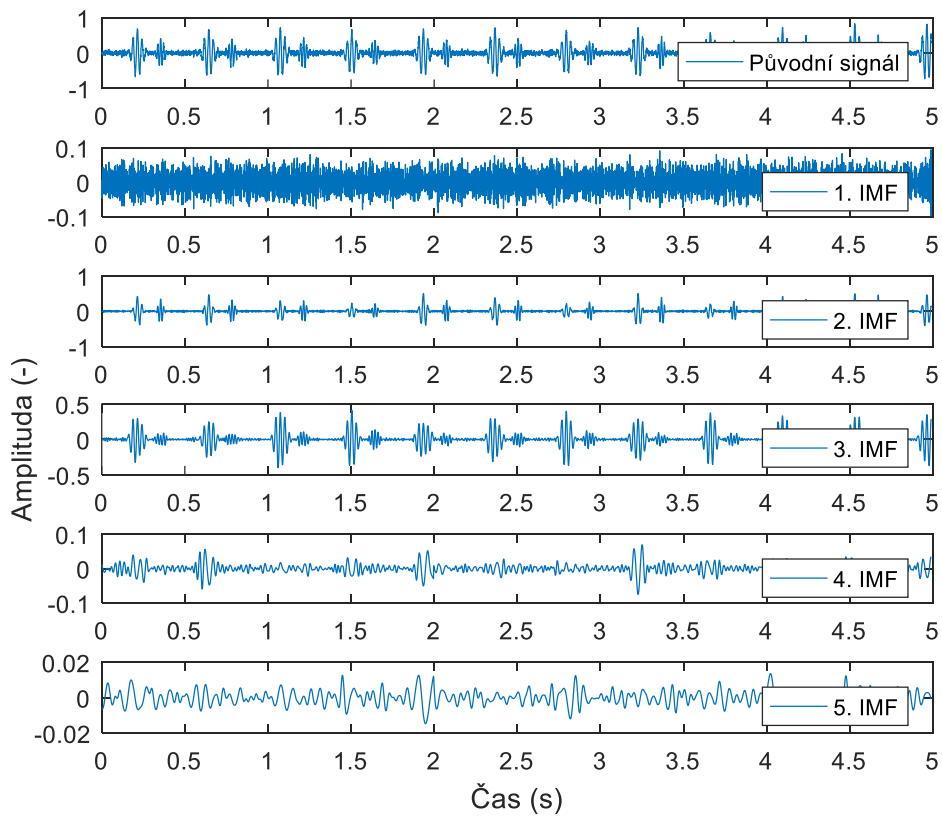
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,4	2 + 3	30,21	39,29
1	3	11,88	24,74
1,5	3	3,77	23,32
2,5	3 + 4	-6,45	13,94
5	4	-20,31	0,61

Tabulka 19: Statistické výsledky k filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.

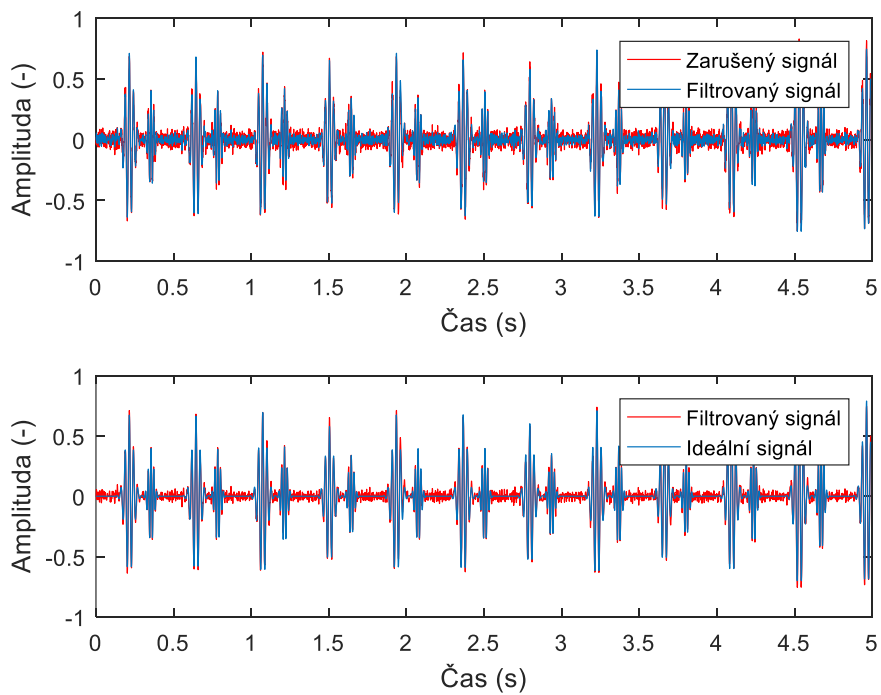
Signál fFKG + Okolní hluk		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,4	2 + 3	674	1	5	16,83	99,26	99,85	99,12	99,56
1	3	674	6	10	33,26	98,54	99,12	97,68	98,83
1,5	3	674	10	8	35,48	98,83	98,54	97,4	98,68
2,5	3 + 4	674	13	0	87,25	100	98,11	98,11	99,04
5	4 + 5	674	60	0	190,2	100	91,83	91,83	95,74

#### 5.6.1.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 0,4

Pro srovnání byla sečtena 2. a 3. IMF. Zobrazeno v grafu je pouze prvních 5 rozkladů, zbytek byl nevýznamný. Na obrázku 84 je zobrazen rozklad. Obrázek 85 prezentuje srovnání signálů po úpravě metodou EEMD. Lze vidět, že šum nebyl zcela vyhlazen, ale došlo ke zlepšení téměř o 9 dB.

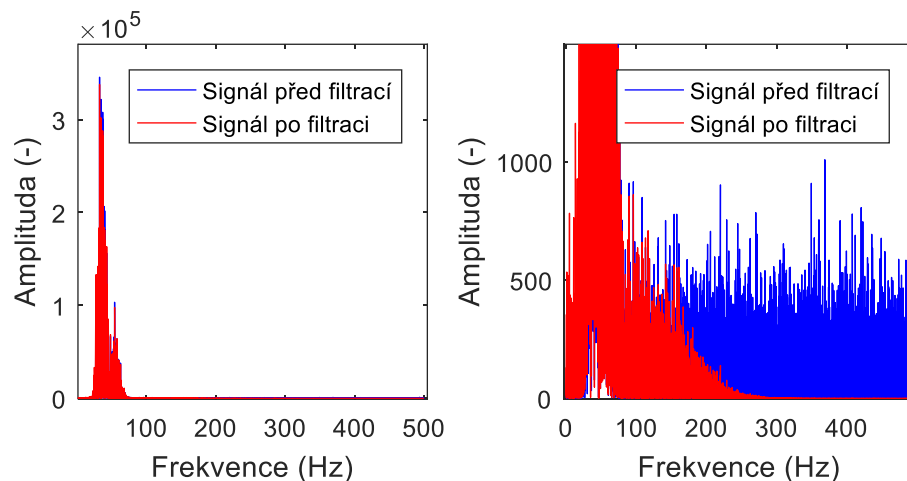


Obrázek 84: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

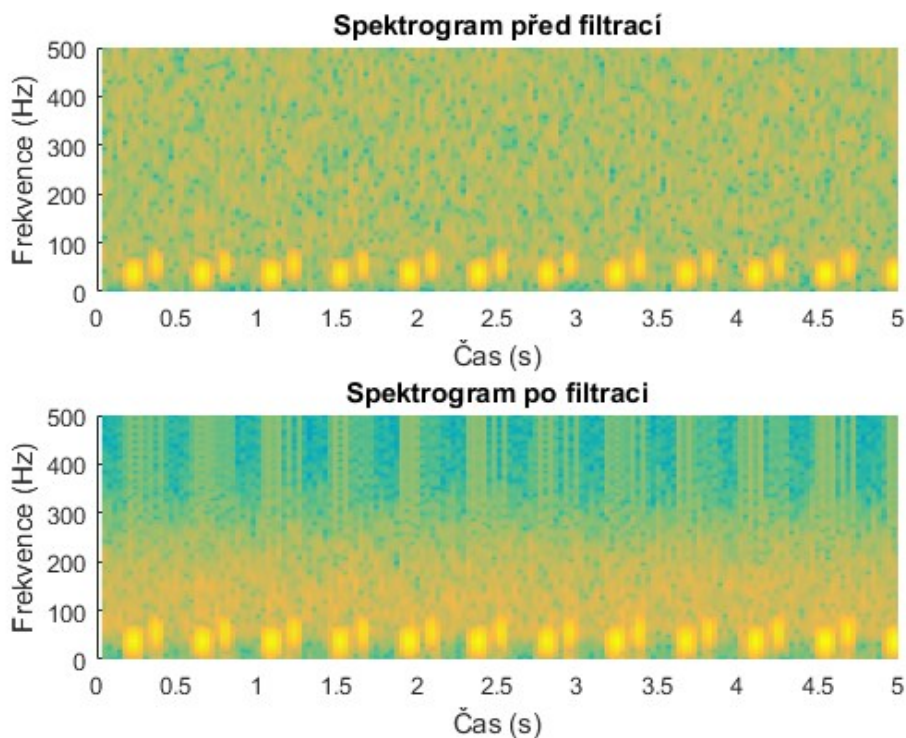


Obrázek 85: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

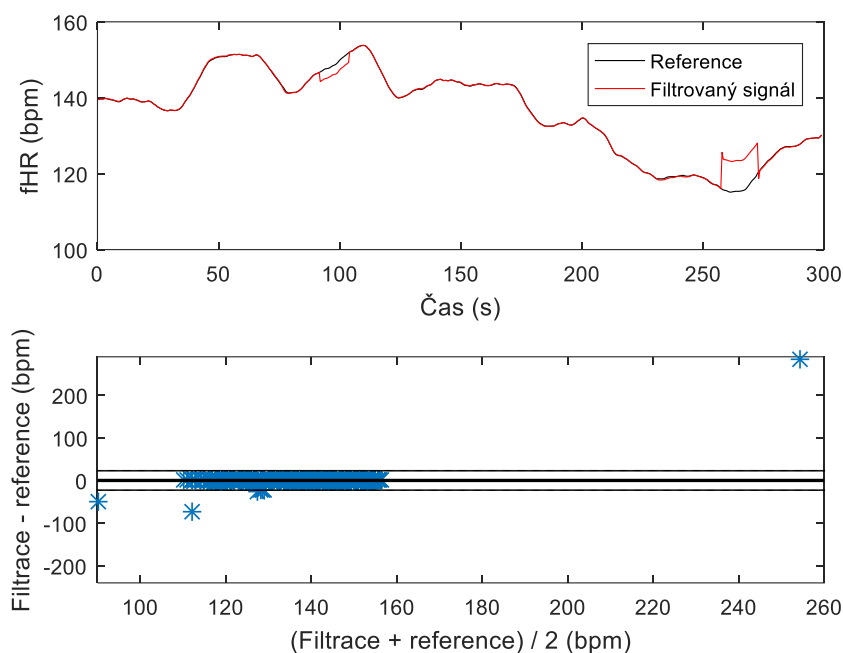
Z frekvenčního spektra (Obrázek 86) lze vidět, že byl odfiltrován šum z vyšších frekvencí. Zbytky šumu však stále dosahují až do 250 Hz. Toto mírné zlepšení je možné pozorovat také na spektrogramu (obrázek 87). Na Obrázku 88 je zobrazena fHR v čase a Bland-Altmanův graf.



Obrázek 86: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



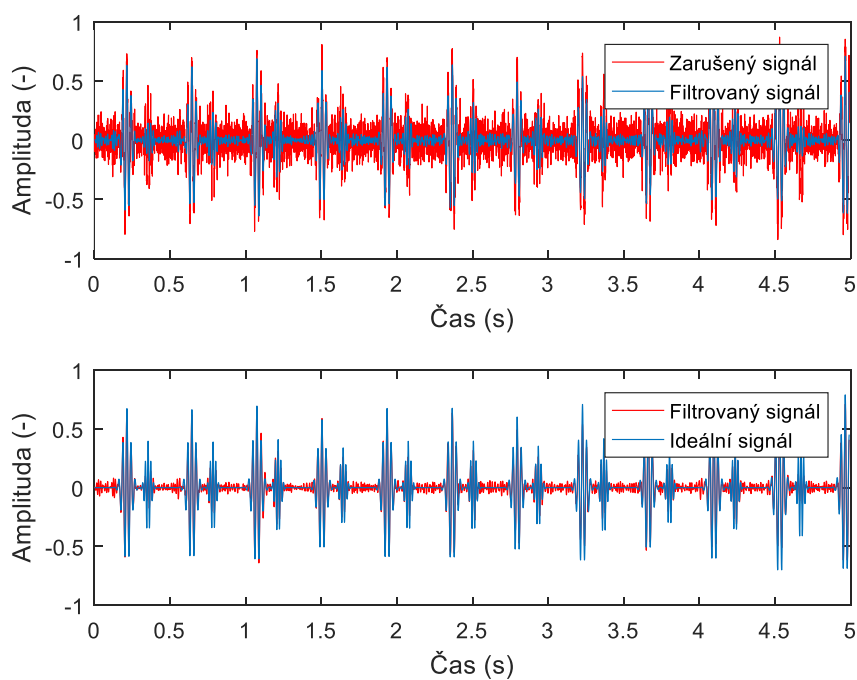
Obrázek 87: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



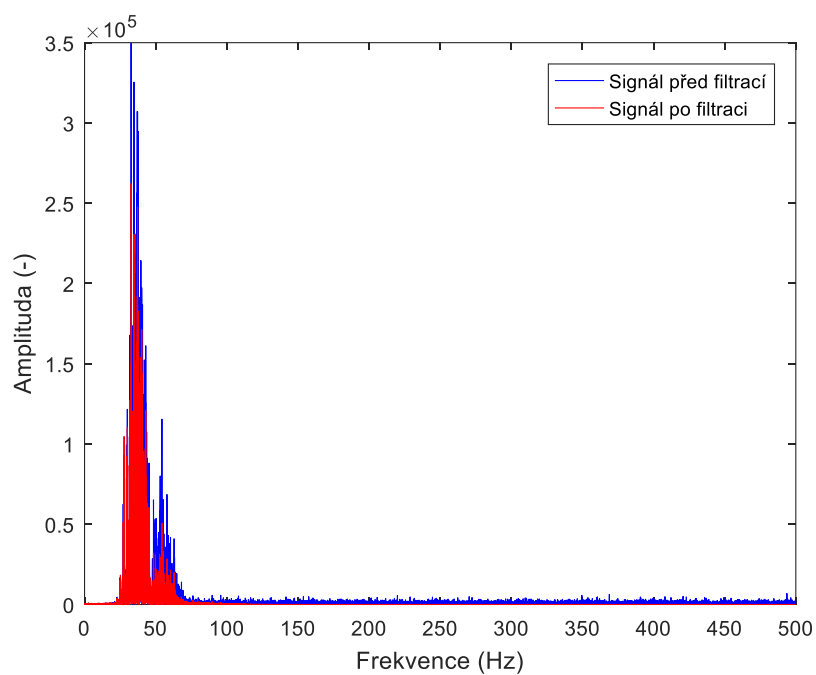
**Obrázek 88: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.**

### 5.6.1.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 1

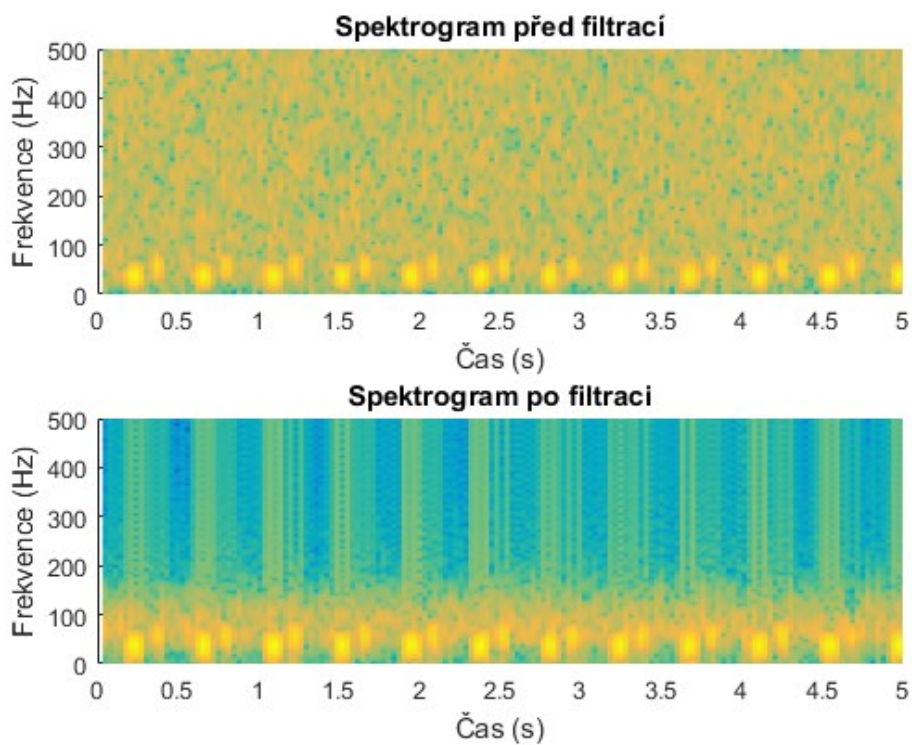
Při této amplitudě rušení byl již využit pouze 3. rozklad, ten byl poté srovnán s ideálním signálem (Obrázek 89). Složku šumu z vyšších frekvencí se podařilo odstranit, což je viditelné na frekvenčním spektru (Obrázek 90) a spektrogramu (Obrázek 91). Na obrázku 89 je viditelné zlepšení po filtraci. Obrázek 92 představuje příznivé statistické vyhodnocení a průběh fHR, který kopíruje referenci.



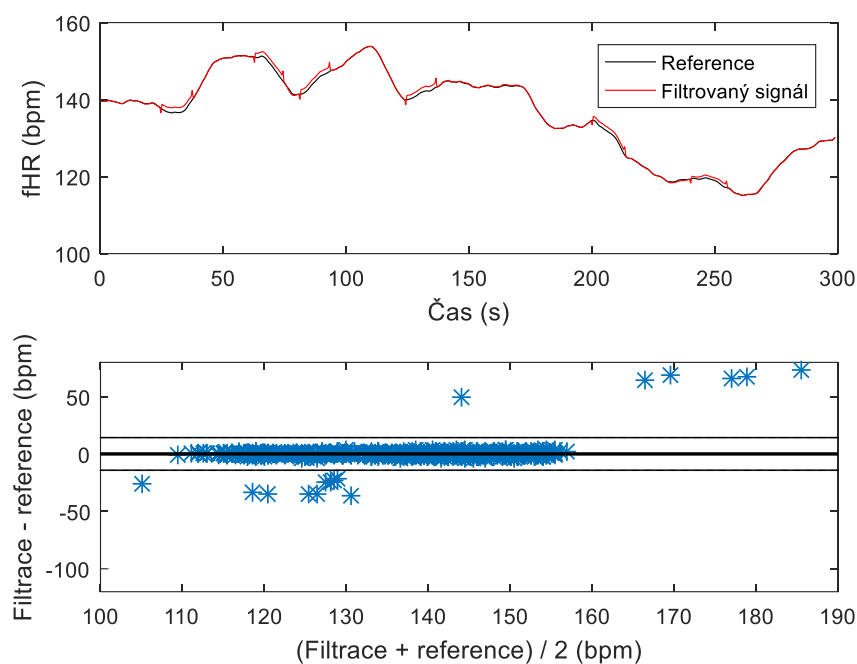
**Obrázek 89: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.**



Obrázek 90: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



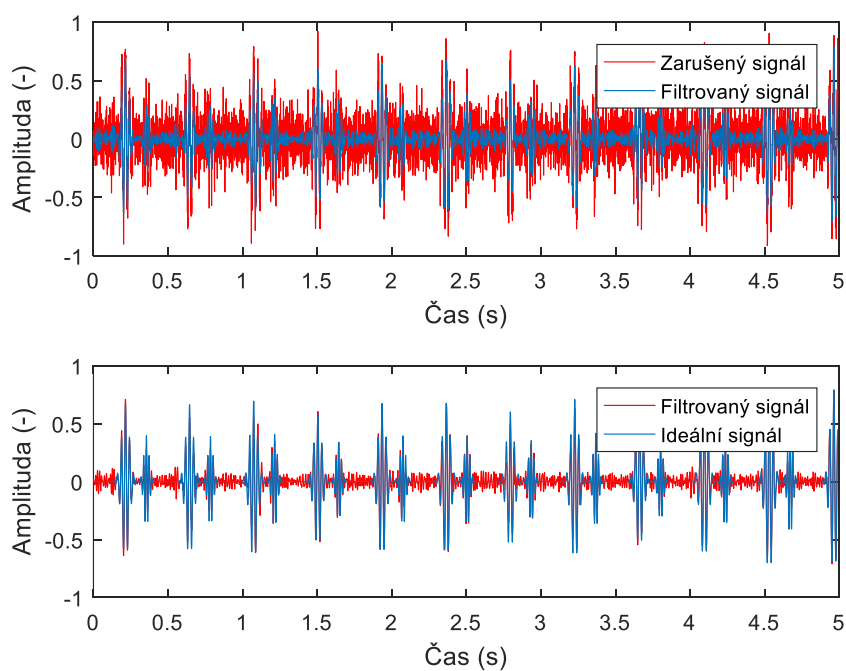
Obrázek 91: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 92: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.

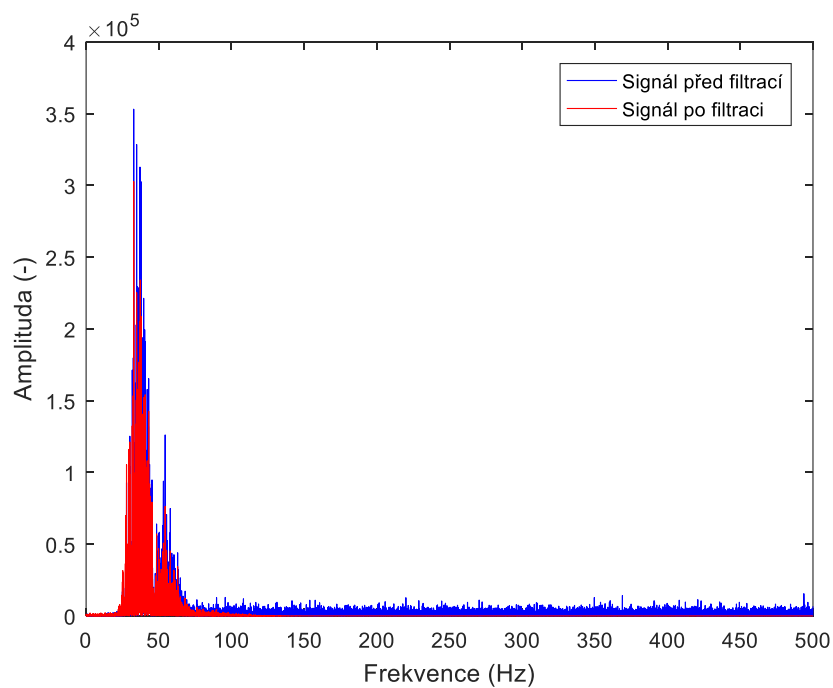
### 5.6.1.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 1,5

Po EEMD byla ke srovnání s ideálním signálem použita 3. IMF (Obrázek 93). Obrázek 94 zobrazuje frekvenční spektrum signálu před a po filtraci. Obrázek 95 pak prezentuje spektrogram, ze kterého je patrné odfiltrování amplitud šumu nad 100 Hz a mírné snížení amplitudy. Obrázek 96 znázorňuje Bland-Altmanův graf a fHR v čase.

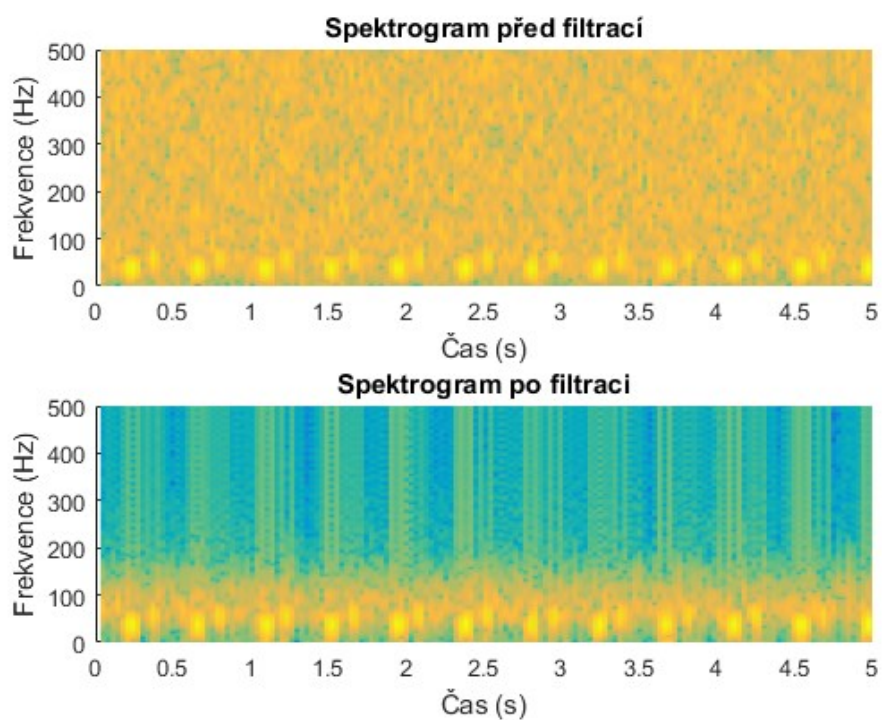


Obrázek 93: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

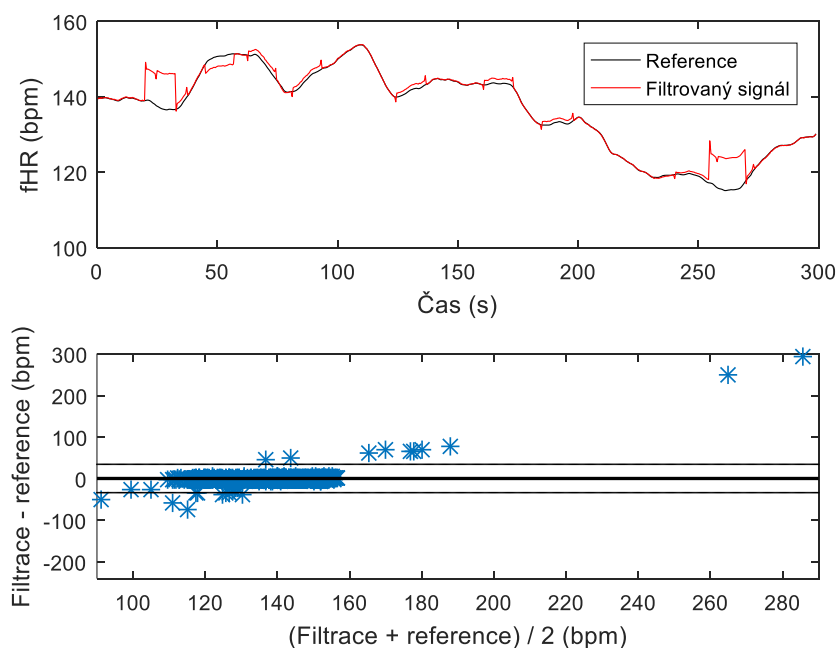




Obrázek 94: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



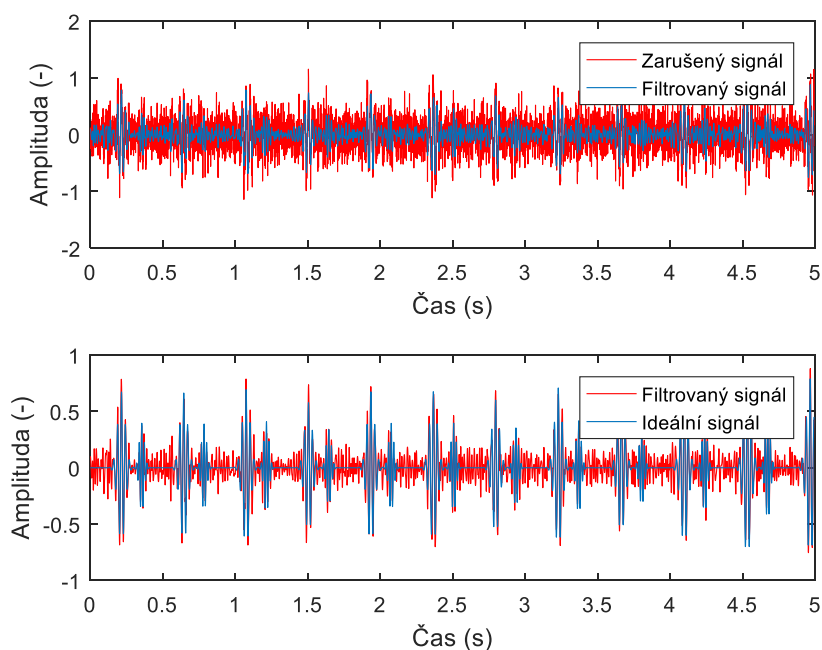
Obrázek 95: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



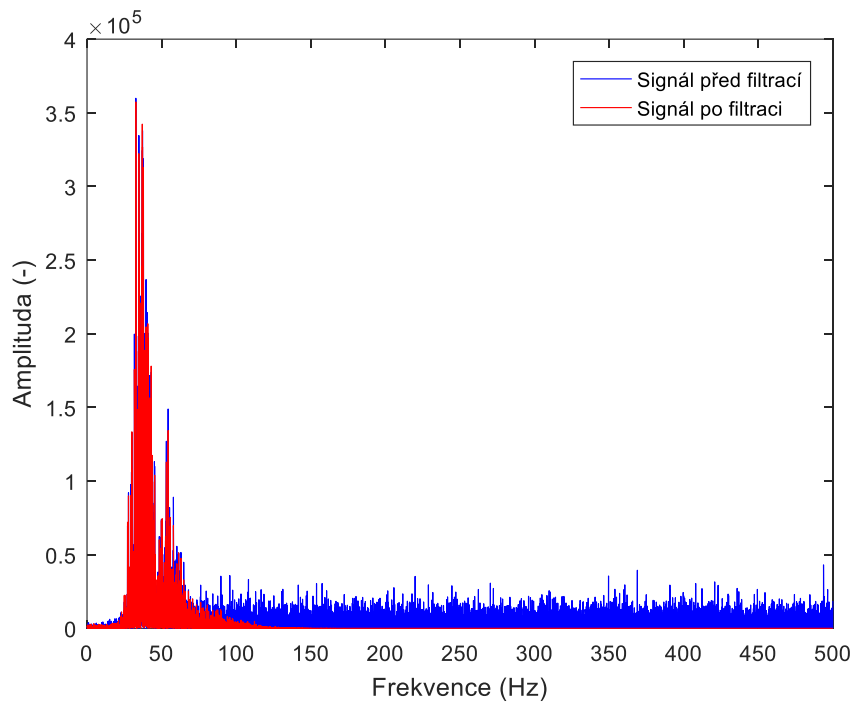
**Obrázek 96: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.**

#### 5.6.1.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 2,5

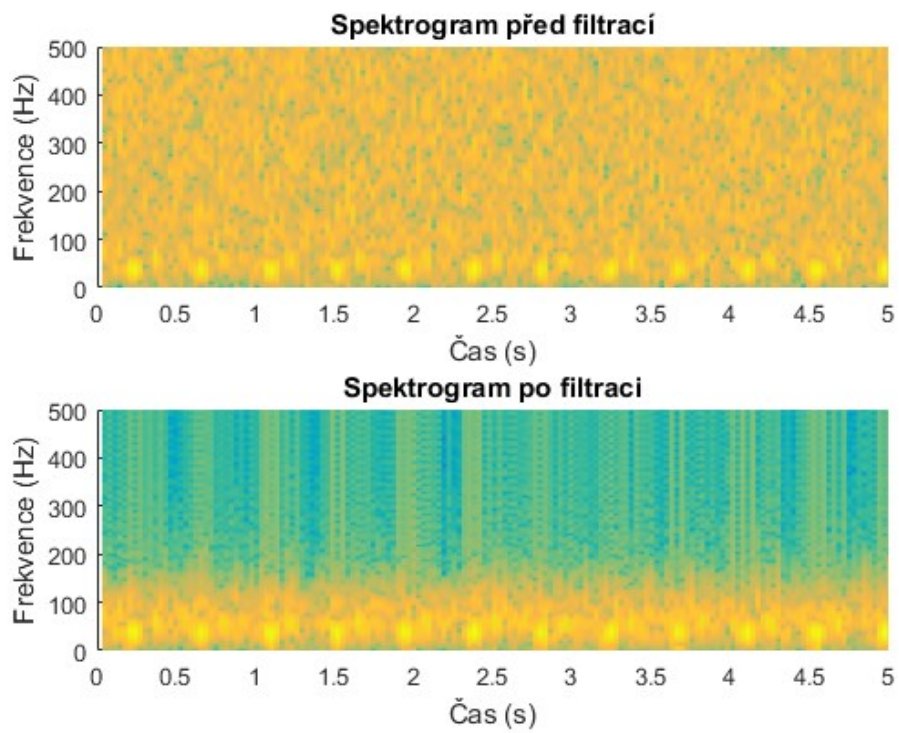
Amplituda tohoto rušení je již velmi vysoká a rušení tak překrývá obě srdeční ozvy. Po EEMD byl sečten 3. a 4. rozklad a výsledný signál byl srovnán s referencí na obrázku 97. Významná ozva fS1 se po filtraci zviditelnila. Na frekvenčním spektru (Obrázek 98) pak lze vidět, že šum zhruba od 100 Hz byl odfiltrován. Úspěšnost filtrace je zobrazena také na spektrogramu na obrázku 99. Obrázek 100 prezentuje statistické vyhodnocení, s množstvím falešně pozitivních hodnot.



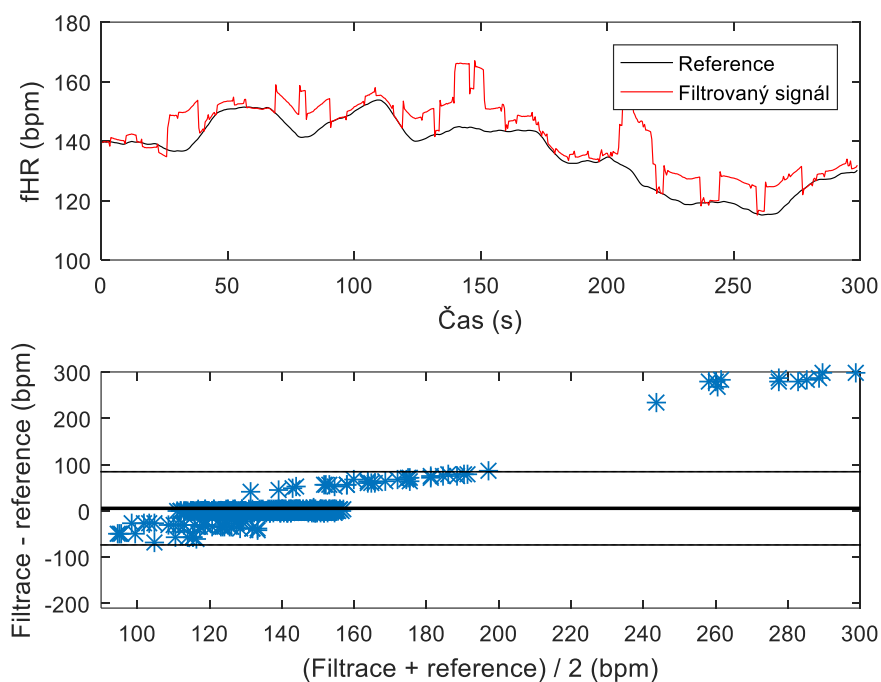
**Obrázek 97: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.**



Obrázek 98: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



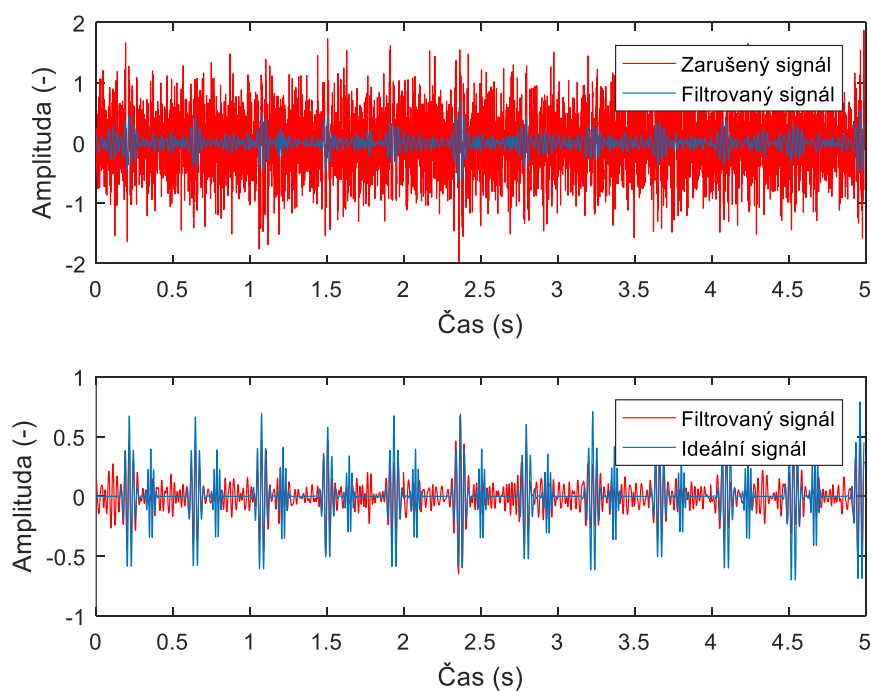
Obrázek 99: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 100: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.

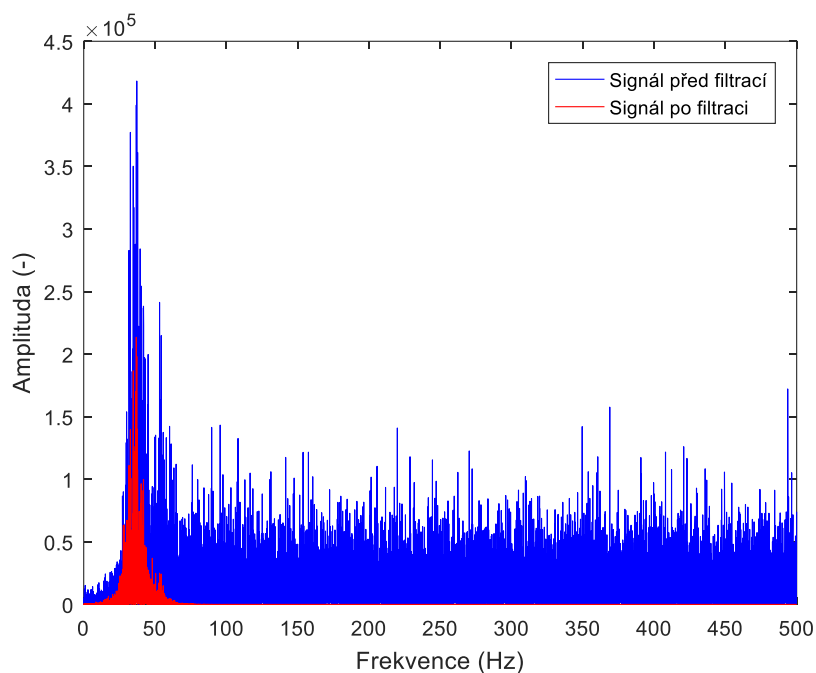
### 5.6.1.5 Amplituda rušení násobená hodnotou 5

Rušení s tak vysokou amplitudou překrývá celý užitečný signál. Po EEMD byla využita 4. IMF a její srovnání s ideálním signálem je zobrazeno na obrázku 101. Metoda byla schopna odstranit šum, ale i po filtraci je signál velmi znehodnocen. Filtrace byla na tak velké zarušení neefektivní.

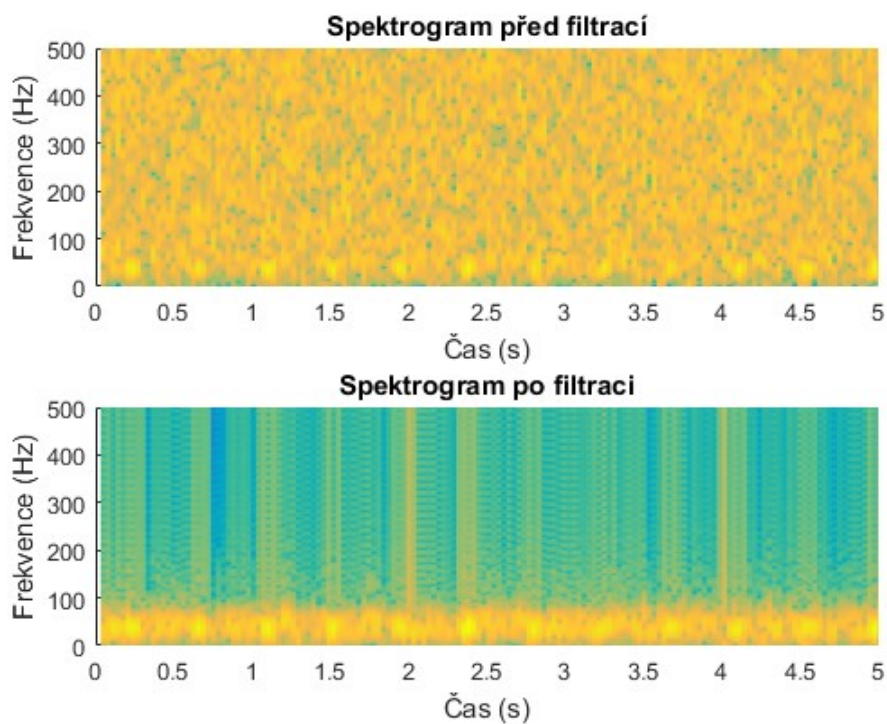


Obrázek 101: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem.

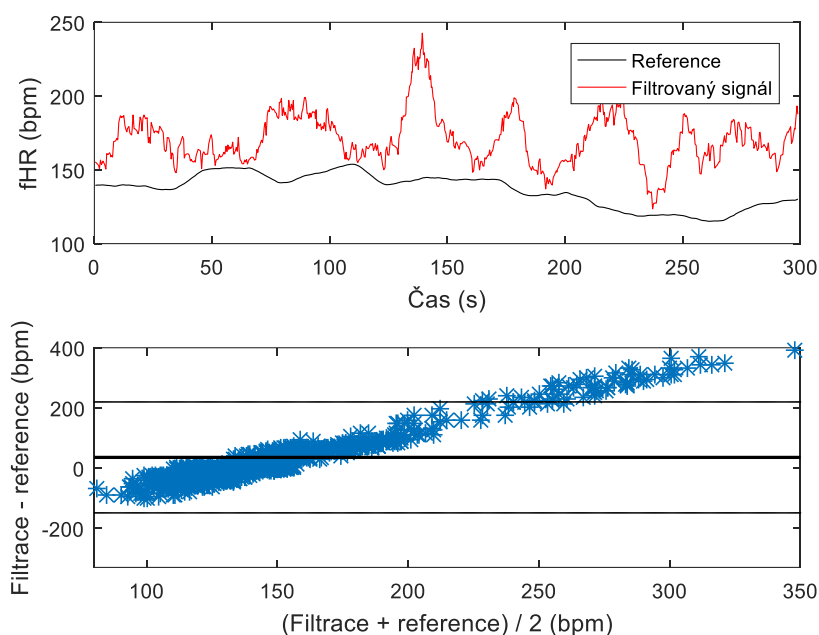
Na frekvenčním spektru je viditelné obrovské snížení amplitudy a ovlivnění celého signálu (Obrázek 102). Spektrogram signálu je k nahlédnutí na obrázku 103. Na obrázku 104 je pak zobrazeno statistické vyhodnocení a křivka fHR.



Obrázek 102: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 103: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 104: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.2 Filtrace bílého Gaussovského šumu

Metoda EEMD byla testována na bílém Gaussovském šumu na 5 úrovních amplitudy. Její výsledky byly lepší než u metody EMD. Rozklad byl proveden na 11 signálů. Tabulka 20 prezentuje výsledky EEMD použité k odstranění Gaussovského šumu. Tabulka 21 vyobrazuje statistické výsledky, přičemž dle ACC pouze poslední filtrace nebyla statisticky významná.

Tabulka 20: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci Gaussovského šumu.

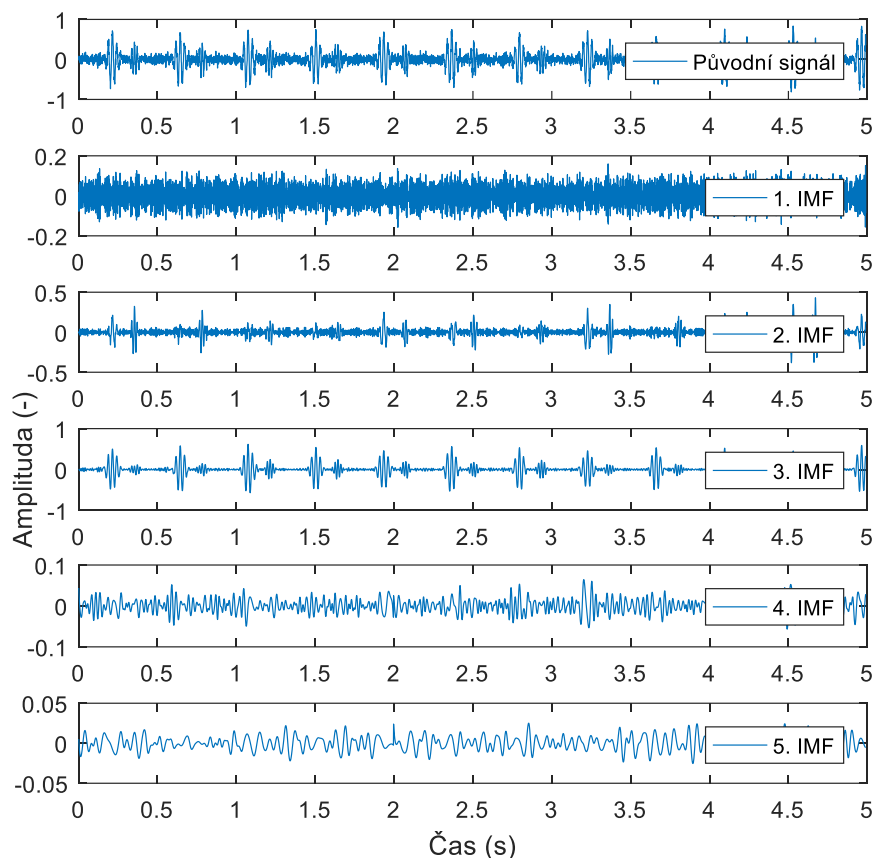
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
0,7	3	18,51	29,96
1,4	3	4,65	24,14
2	3	-2,49	17,99
3	3 + 4	-10,6	9,48
5	4	-20,81	5,5

Tabulka 21: Statistické výsledky k filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

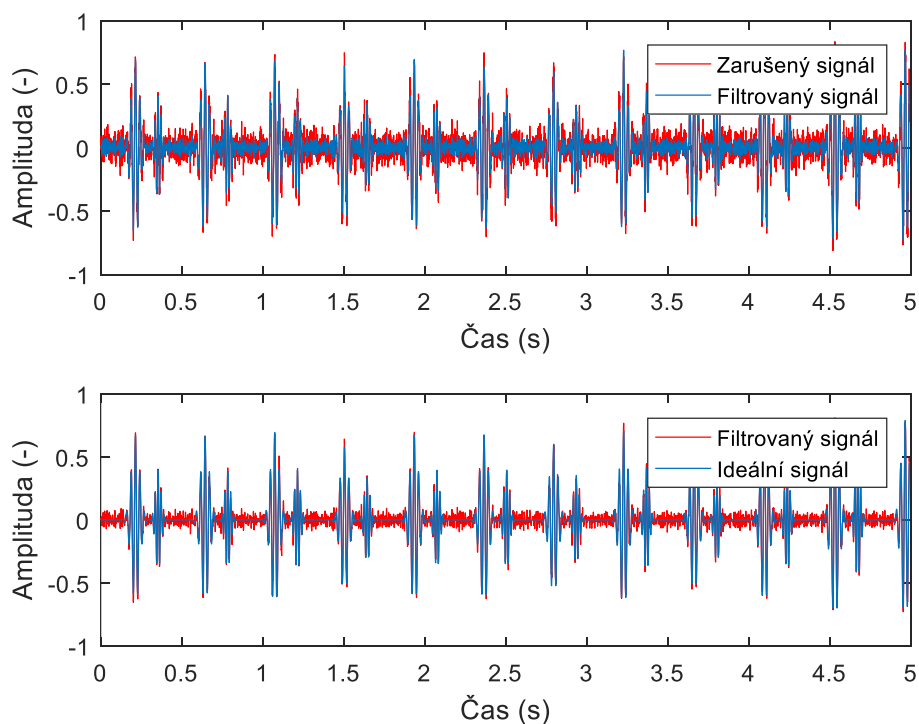
Signál fFKG + Gaussovský šum		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
0,7	3	674	14	6	53,14	99,12	97,97	97,12	98,54
1,4	3	674	7	10	35,24	98,54	98,97	97,54	98,75
2	3	674	11	1	90,41	99,85	98,39	98,25	99,12
3	3 + 4	674	15	0	93,12	100	97,82	97,82	98,9
5	4	674	48	0	158,46	100	93,35	93,35	96,56

### 5.6.2.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 0,7

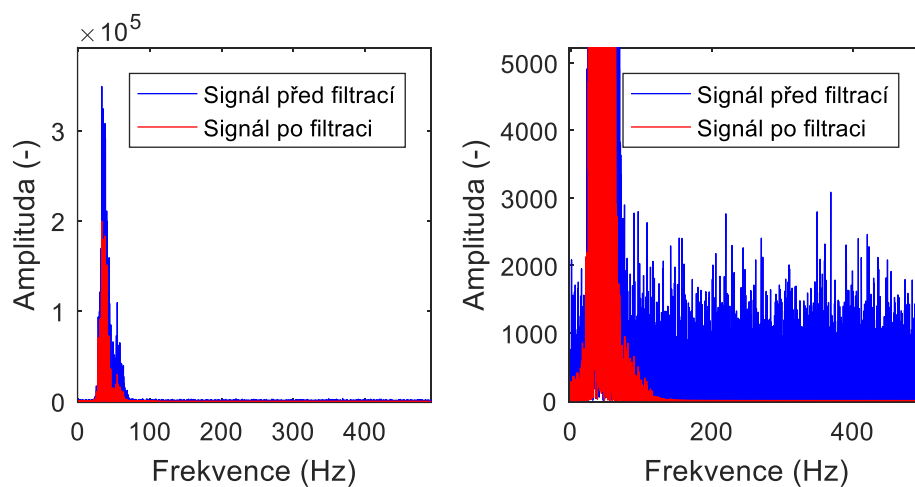
Při této amplitudě byl použit 3. rozklad signálu. Na obrázku 105 je zobrazeno prvních 5 IMF. Rušení se podařilo z části eliminovat. Dle obrázku 106 lze říci, že filtrace byla úspěšná a usnadní následnou detekci ozev. Na frekvenčním spektru (Obrázek 107) je zobrazen výsledek filtrace, kde je patrné, že zhruba od 250 Hz bylo rušení odstraněno. Ze spektrogramu na obrázku 108 jsou po filtraci viditelné obě srdeční ozvy. Obrázek 109 vyobrazuje fHR v čase a Bland-Altmanův graf.



**Obrázek 105: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.**

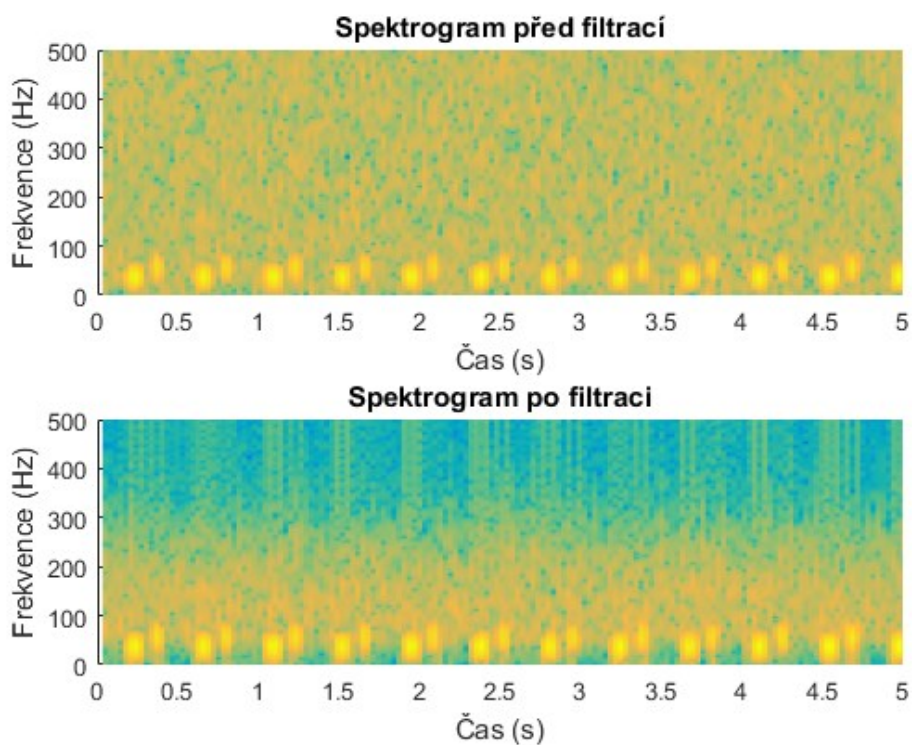


Obrázek 106: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

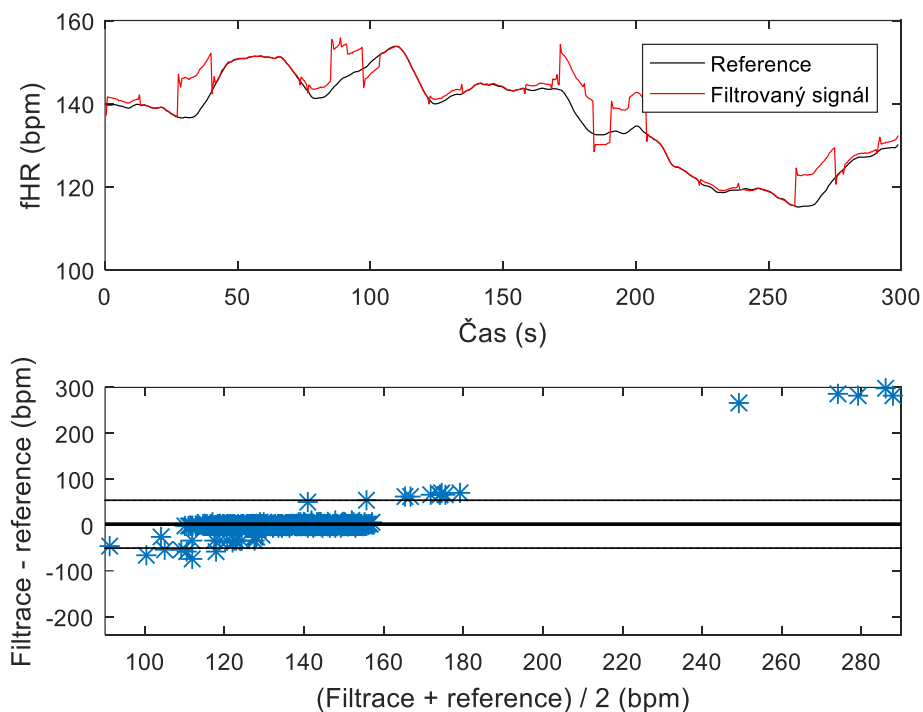


Obrázek 107: Detail frekvenčního spektra signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.





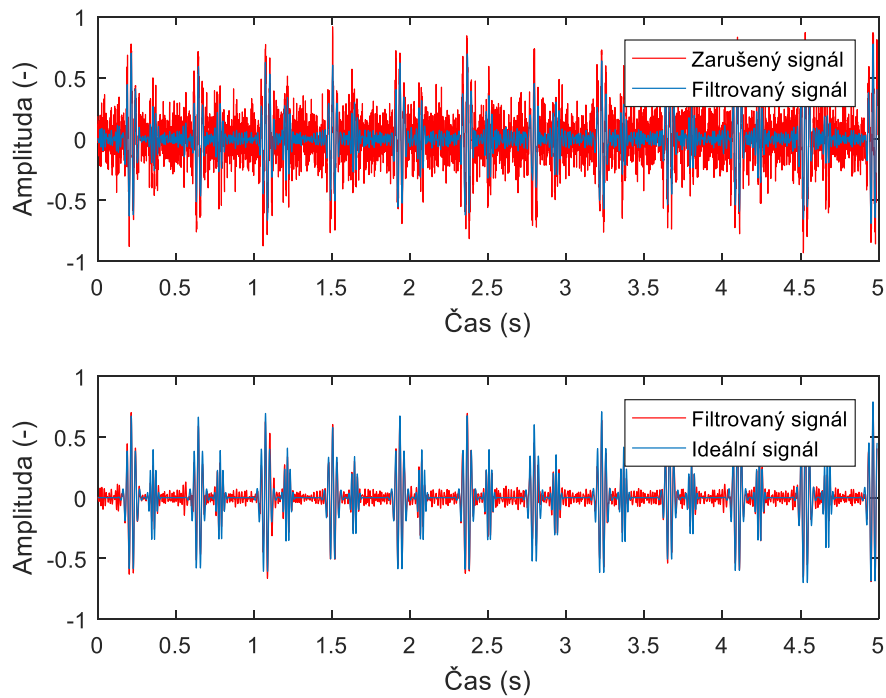
Obrázek 108: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



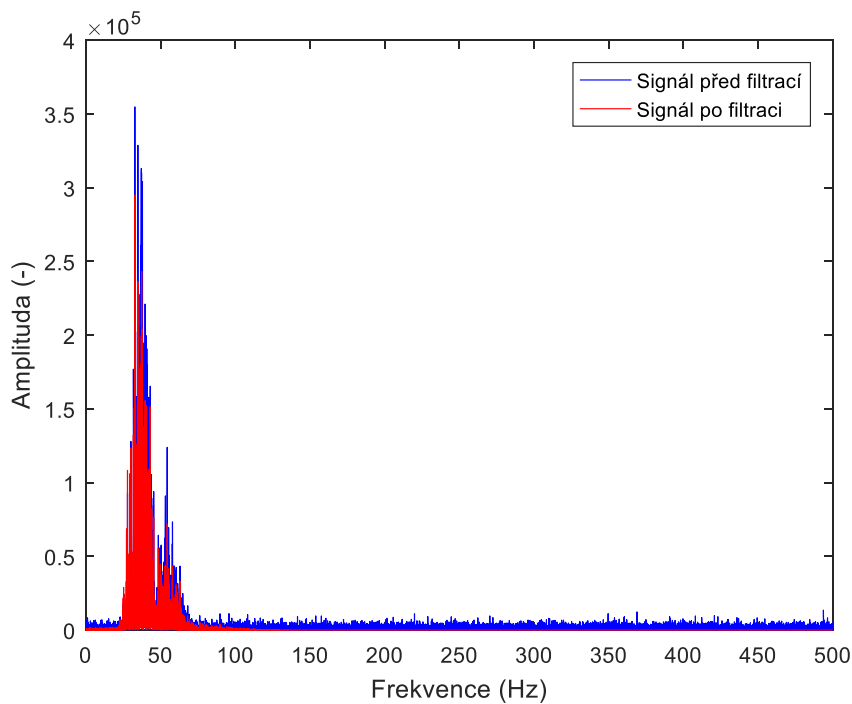
Obrázek 109: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.2.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 1,4

Gaussovský šum s amplitudou násobenou hodnotou 1,4 již zakrývá celou ozvu fS2. Po EEMD metodě s použitou 3. IMF je viditelné, že složka šumu byla výrazně snížena a po takové filtraci by bylo možné detekovat také ozvu fS2 (obrázek 110).

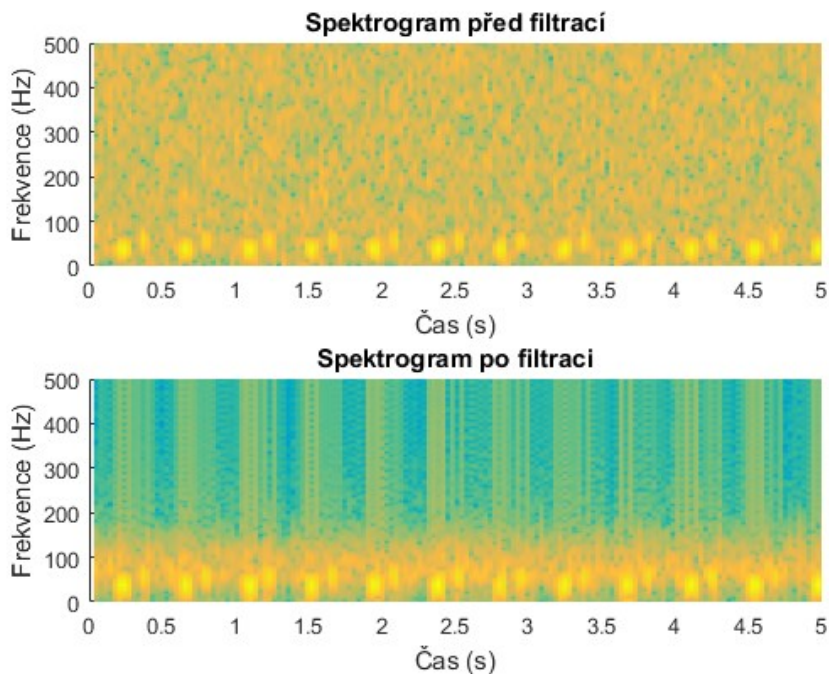


Obrázek 110: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

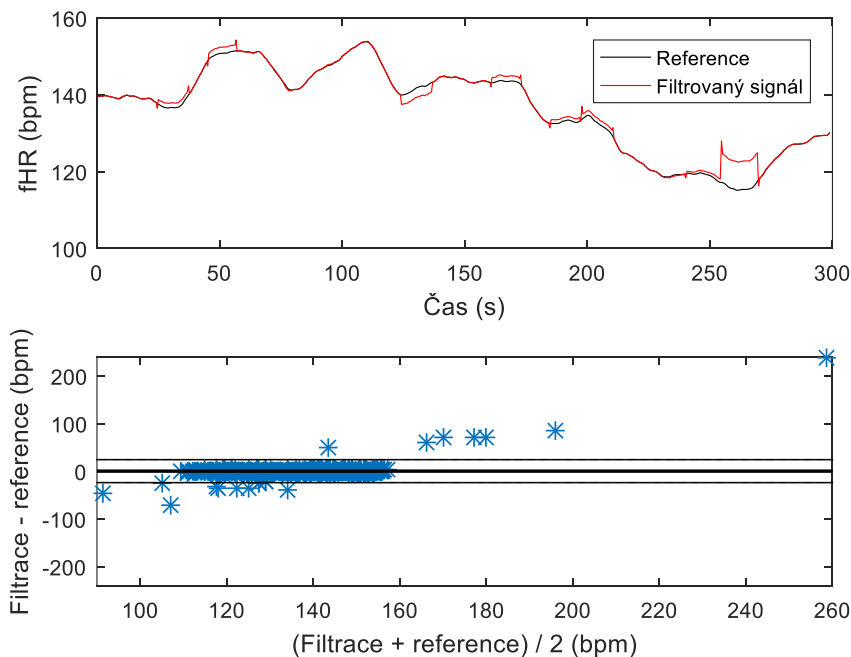


Obrázek 111: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

Na frekvenčním spektru (Obrázek 111) je viditelně odstraněno rušení z vysokých i nízkých frekvencí a je mírně snížena amplituda celého signálu. Na spektrogramu (Obrázek 112) je možné rozpoznat obě srdeční ozvy. Na Obrázku 113 lze vidět Bland-Altmanův graf a křivku fHR získanou detekcí fS1 po filtraci, přičemž téměř kopíruje tvar referenční fHR křivky.



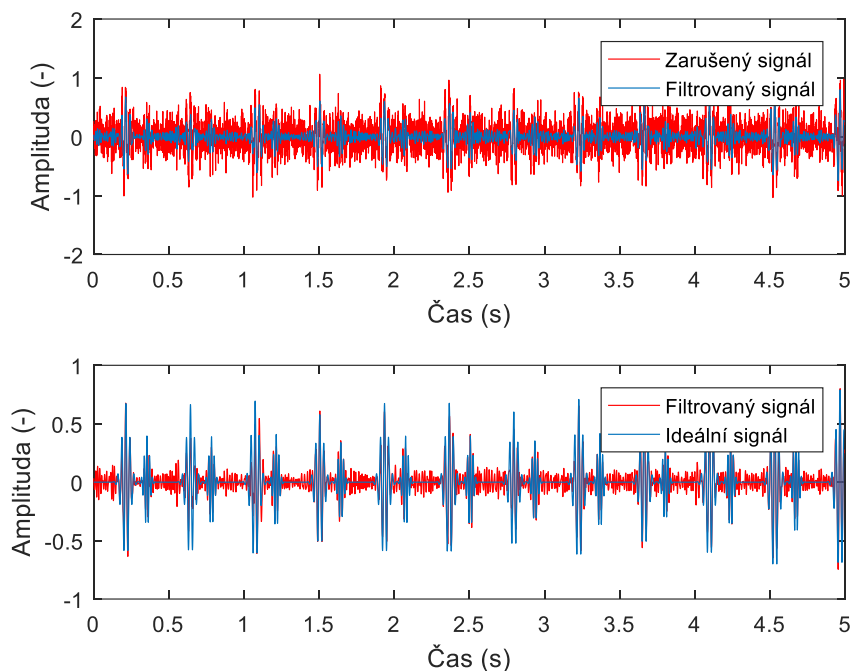
Obrázek 112: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



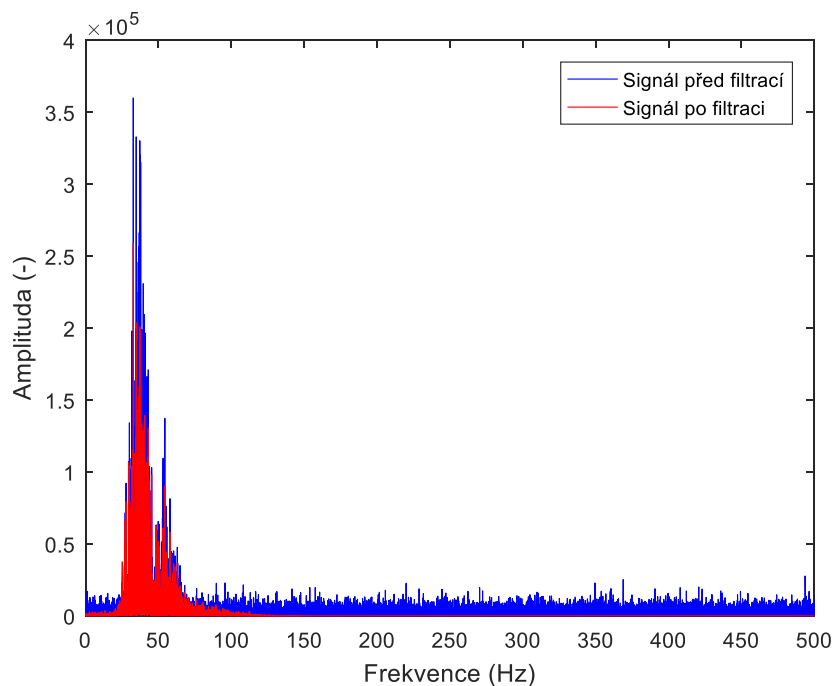
Obrázek 113: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.2.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 2

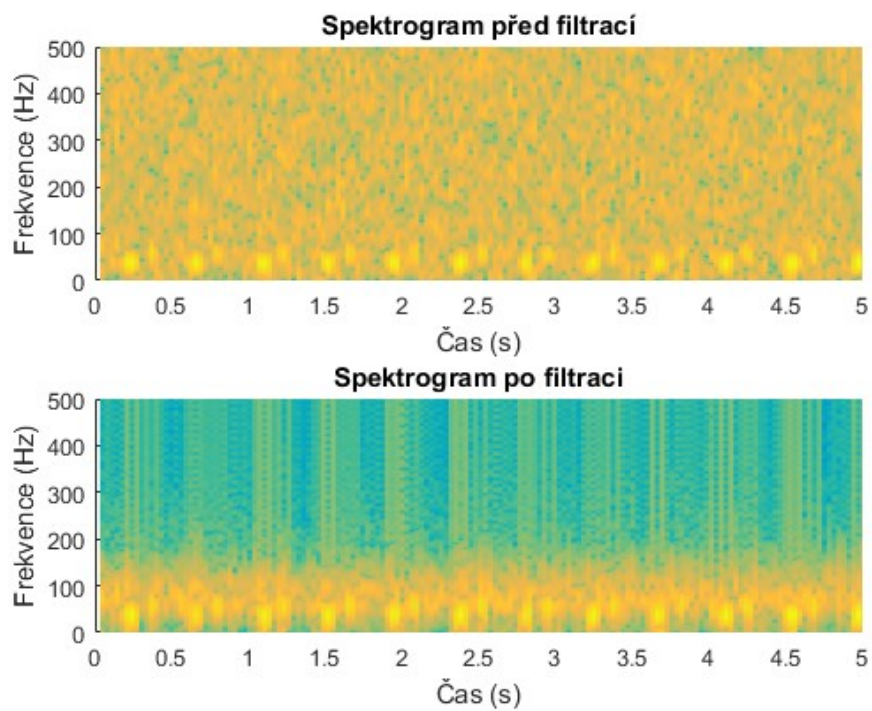
Při této amplitudě rušení byl dále využit opět 3. rozklad. Dle obrázku 114 byla filtrace úspěšná a umožňuje následnou detekci ozev a stanovení fHR. Obrázek 115 prezentuje frekvenční spektrum, kde lze vidět výraznější snížení amplitudy signálu. Spektrogram je zobrazen na obrázku 116. Z obrázku 117 lze z fHR křivky vidět, že detekce byla obtížnější.



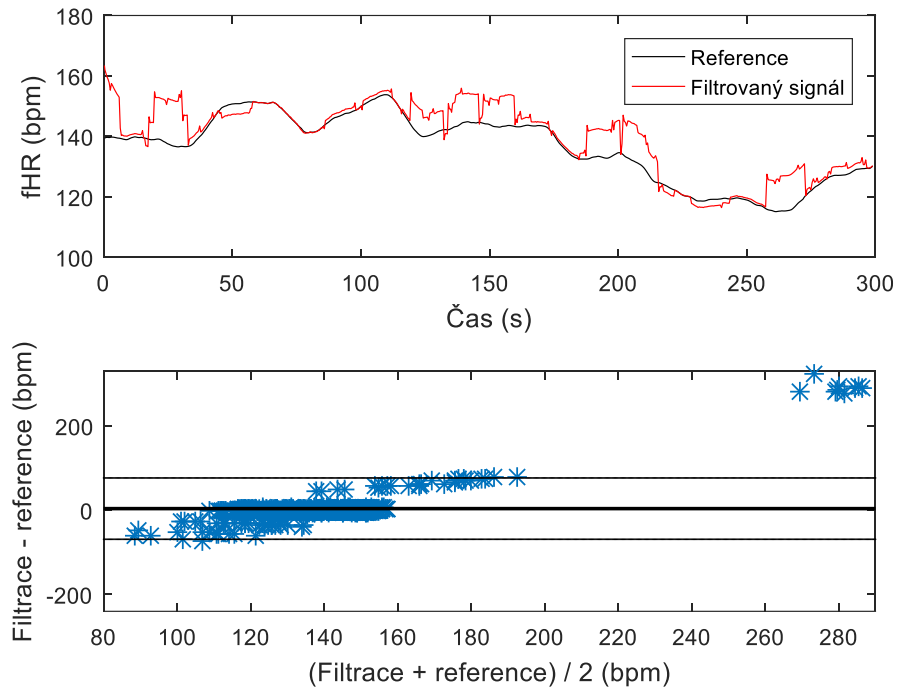
Obrázek 114: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.



Obrázek 115: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



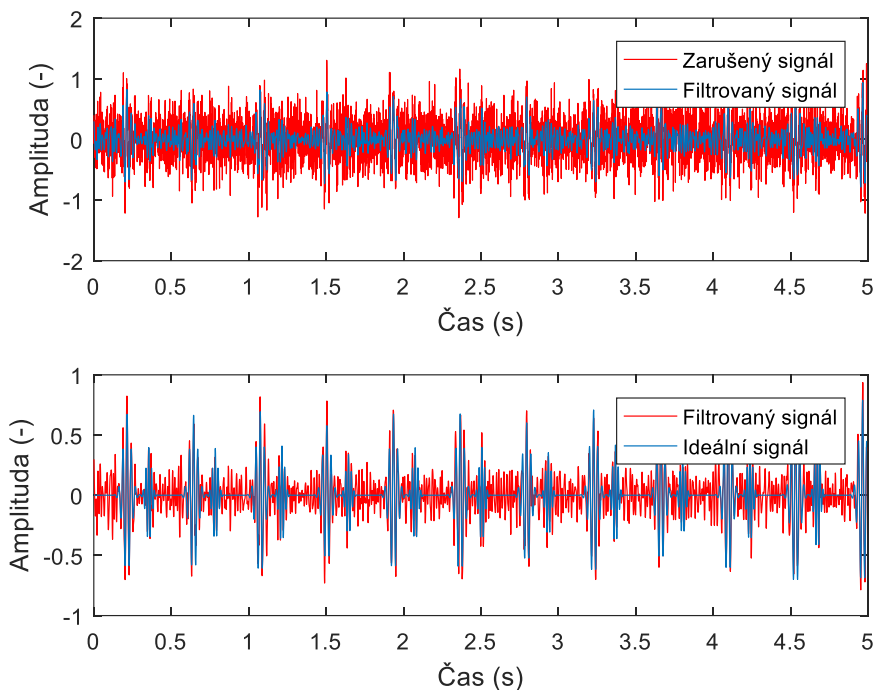
Obrázek 116: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



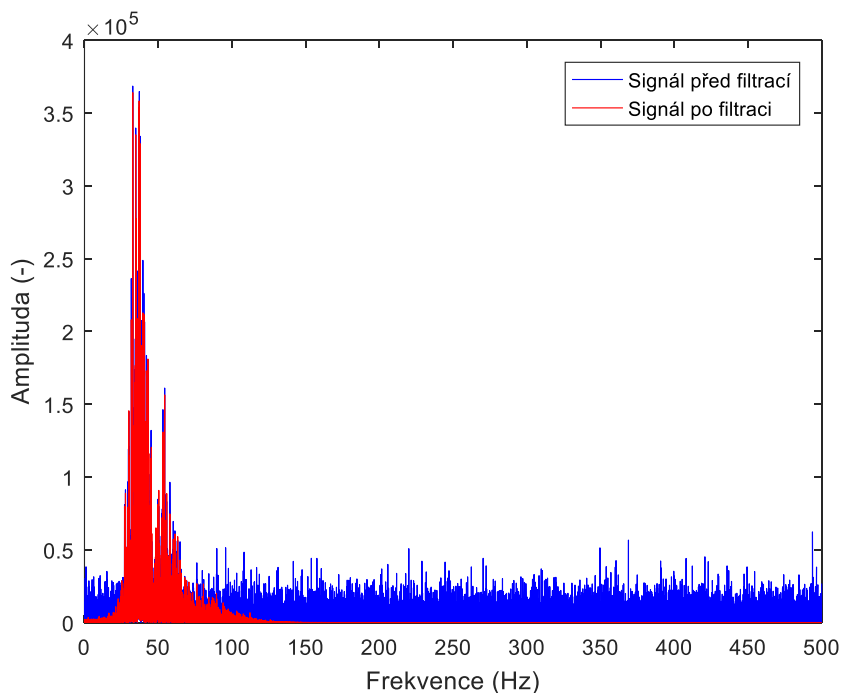
Obrázek 117: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

#### 5.6.2.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 3

Amplituda Gaussovského šumu násobená hodnotou 3 způsobila překrytí celého užitečného signálu šumem tak, že není detekovatelná již ani fS1. Po EEMD byl sečten 3. a 4. rozklad a výsledný průběh srovnán s referenčním signálem (Obrázek 118).

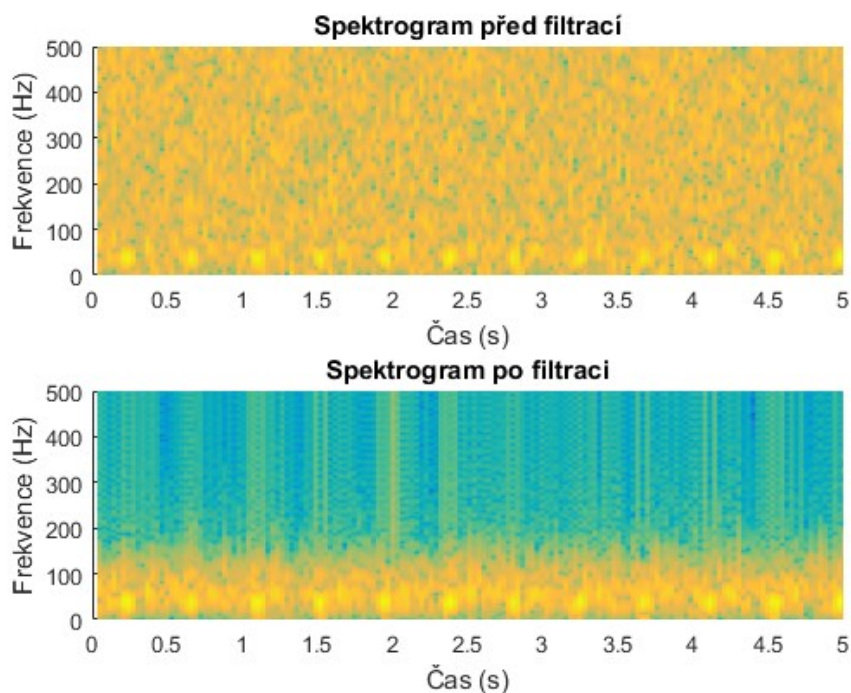


Obrázek 118: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

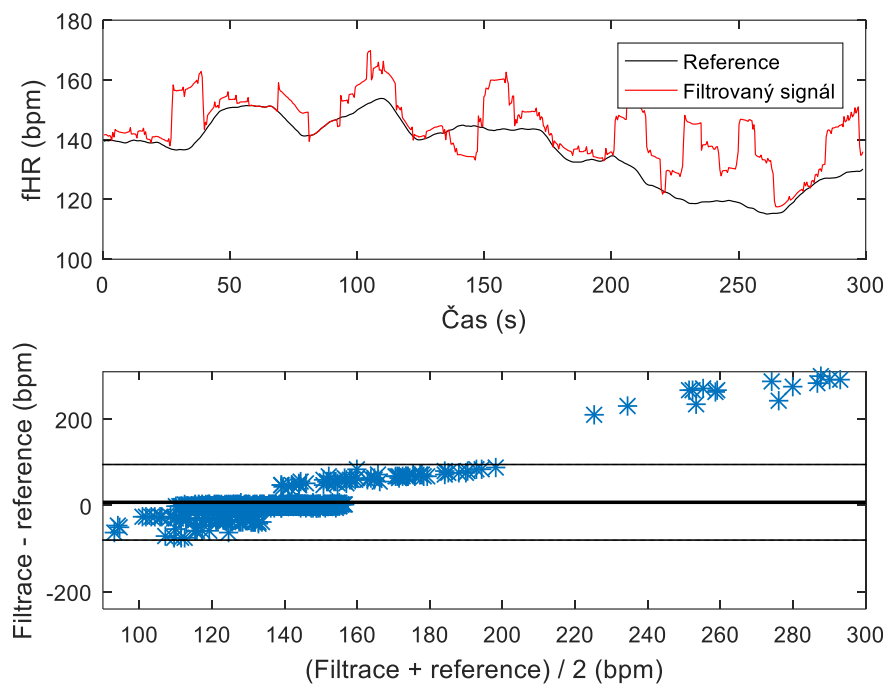


Obrázek 119: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

Na obrázku 119 je zobrazeno frekvenční spektrum, na kterém lze vidět eliminaci nižších i vyšších frekvenčních složek šumu. Na spektrogramu (Obrázek 120) je rozeznatelná pouze ozva fS1. Obrázek 121 graficky prezentuje statistické vyhodnocení a fHR v čase.



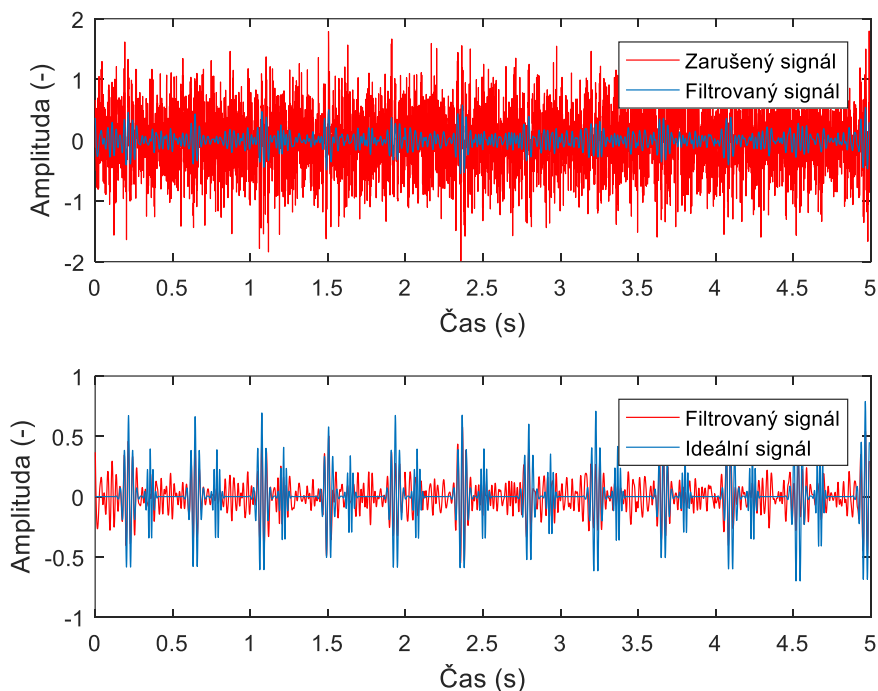
Obrázek 120: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



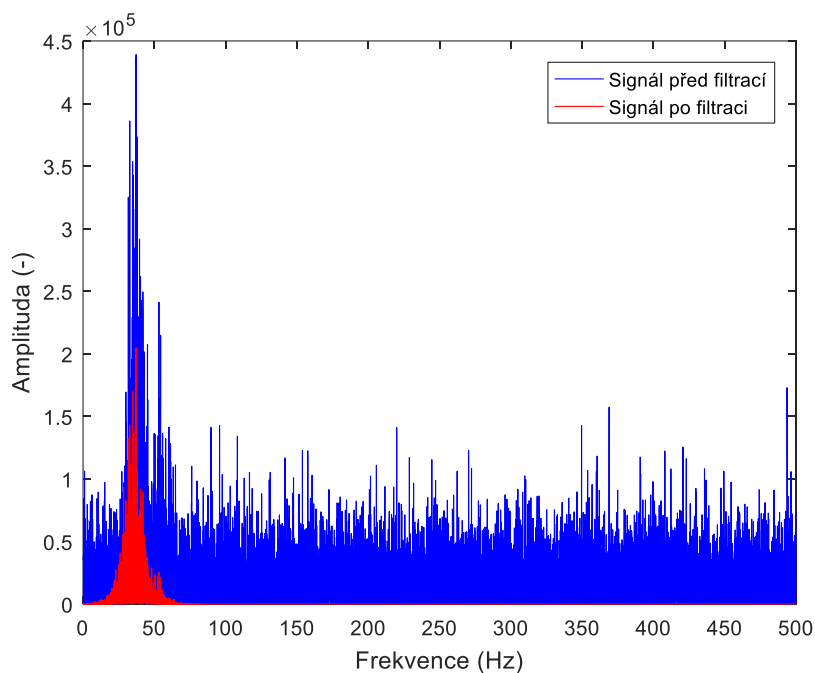
Obrázek 121: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.2.5 Amplituda rušení násobená hodnotou 5

Použitá amplituda rušení je natolik vysoká, že již nelze rozeznat užitečný signál. Při EEMD byla použita 4. IMF. Její průběh je srovnáván s ideálním fFKG na obrázku 122. Obrázek 123 představuje frekvenční spektrum. Lze vidět, že signál byl již velmi znehodnocen. To je viditelné také na spektrogramu (Obrázek 124). Obrázek 125 prezentuje statistické vyhodnocení a fHR křivku.

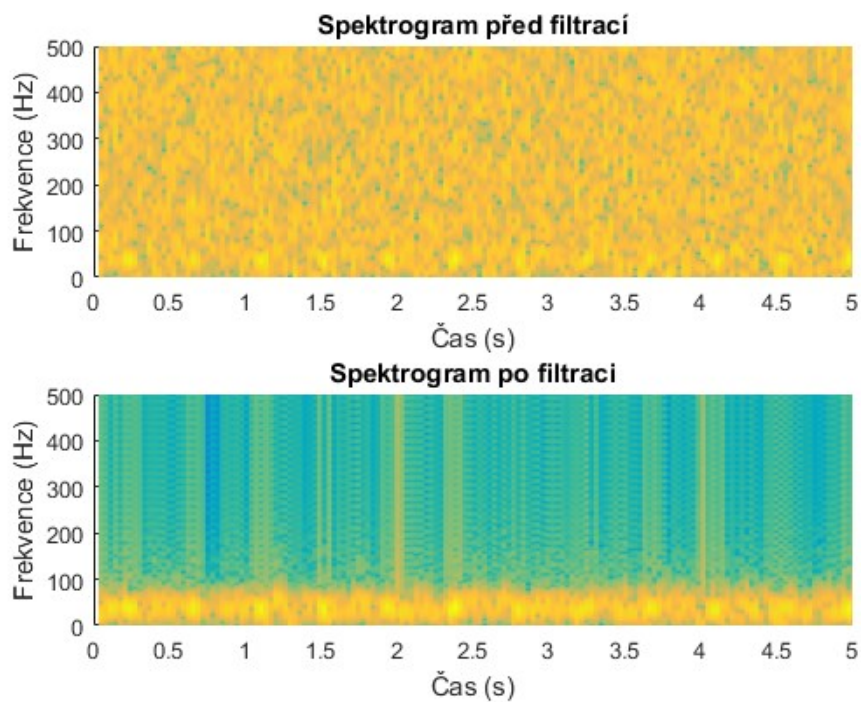


Obrázek 122: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem.

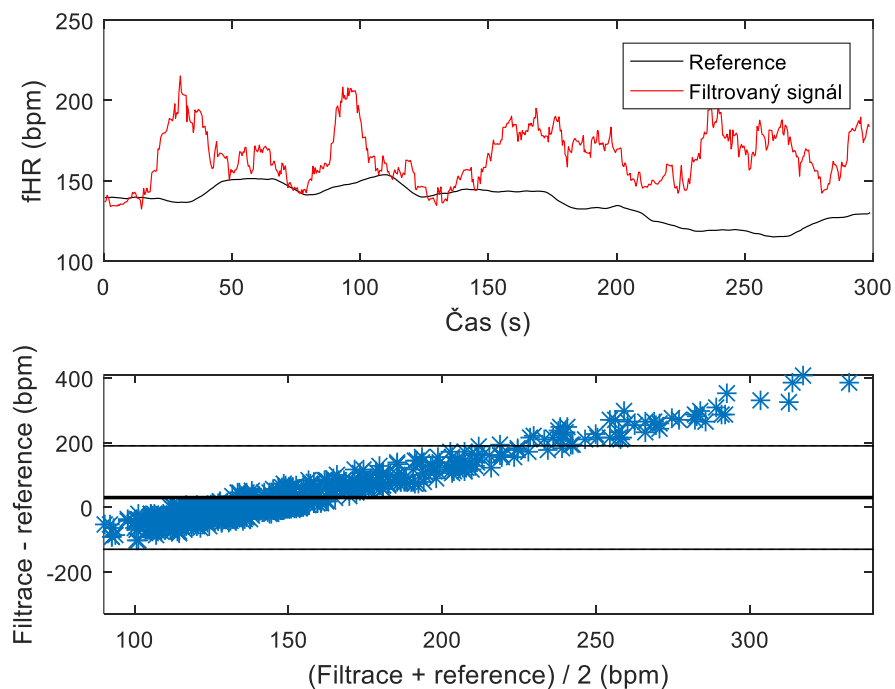


Obrázek 123: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.





Obrázek 124: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 125: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.3 Filtrace pohybových artefaktů matky a plodu

Pohybové artefakty jsou pro filtraci velmi problematické, jelikož se převážná část jejich frekvenčních složek překrývá s užitečným signálem. Signál byl empiricky rozložen na 11 signálů. Výsledky EEMD metody jsou zobrazeny v tabulce 22. V tabulce 23 je prezentováno statistické vyhodnocení k jednotlivým filtracím. Z ACC hodnot lze usoudit, že pouze EEMD použitá k filtraci pohybových artefaktů s amplitudou 100, byla neúčinná.

Tabulka 22: Výsledky souboru empirického rozkladu použité k filtraci pohybových artefaktů.

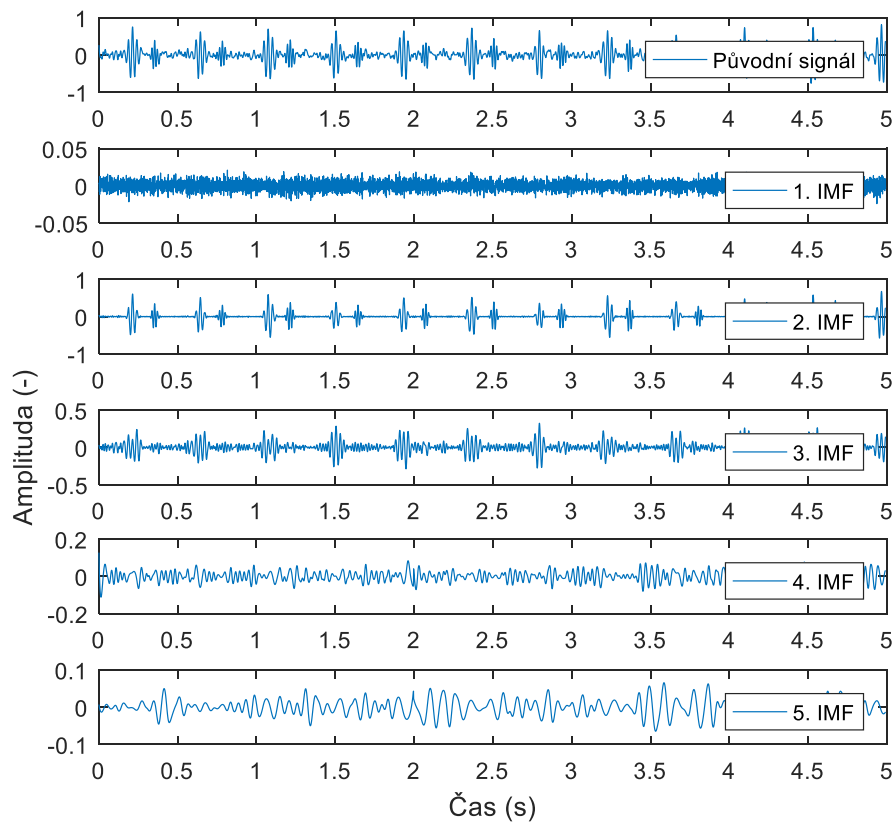
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
30	2 + 3	20,95	29,6
60	2 + 3	7,08	16,14
80	2 + 3	1,33	10,45
100	2 + 3	-3,13	6,04

Tabulka 23: Statistické výsledky k filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

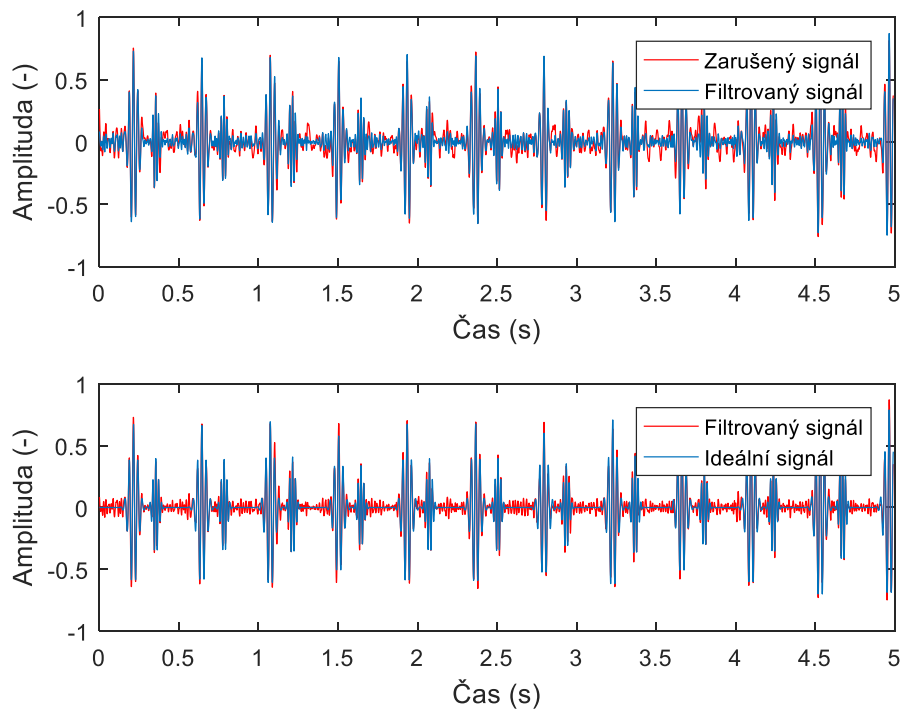
Signál fFKG + Pohybové artefakty		Statistické vyhodnocení							
Amplituda rušení (-)	Pořadí rozkladu	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD	Se	PPV	ACC	F1
30	2 + 3	674	15	0	67,4	100	97,82	97,82	98,9
60	2 + 3	674	15	1	96,47	99,85	97,82	97,68	98,83
80	2 + 3	674	29	0	110,34	100	95,87	95,87	97,89
100	2 + 3	674	41	0	139,98	100	94,27	94,27	97,05

#### 5.6.3.1 Amplituda rušení násobená hodnotou 30

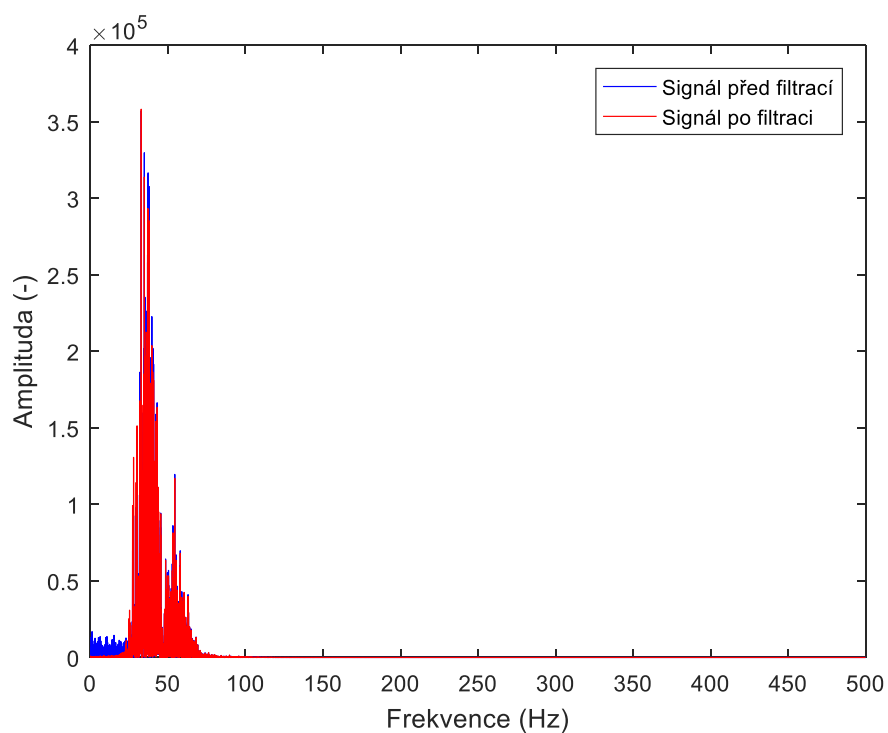
Na obrázku 126 je zobrazeno prvních 5 IMF získaných pomocí EEMD. Po tomto rozkladu byla sečtena 2. a 3. IMF a tento součet byl srovnán s ideálním signálem. Srovnání zarušeného a filtrovaného signálu lze vidět na obrázku 127. Šum v signálu byl vyhlazen, což lze pozorovat také na frekvenčním spektru (Obrázek 128) a spektrogramu (Obrázek 129). Grafické statistické vyhodnocení a průběh fHR je znázorněno na obrázku 130.



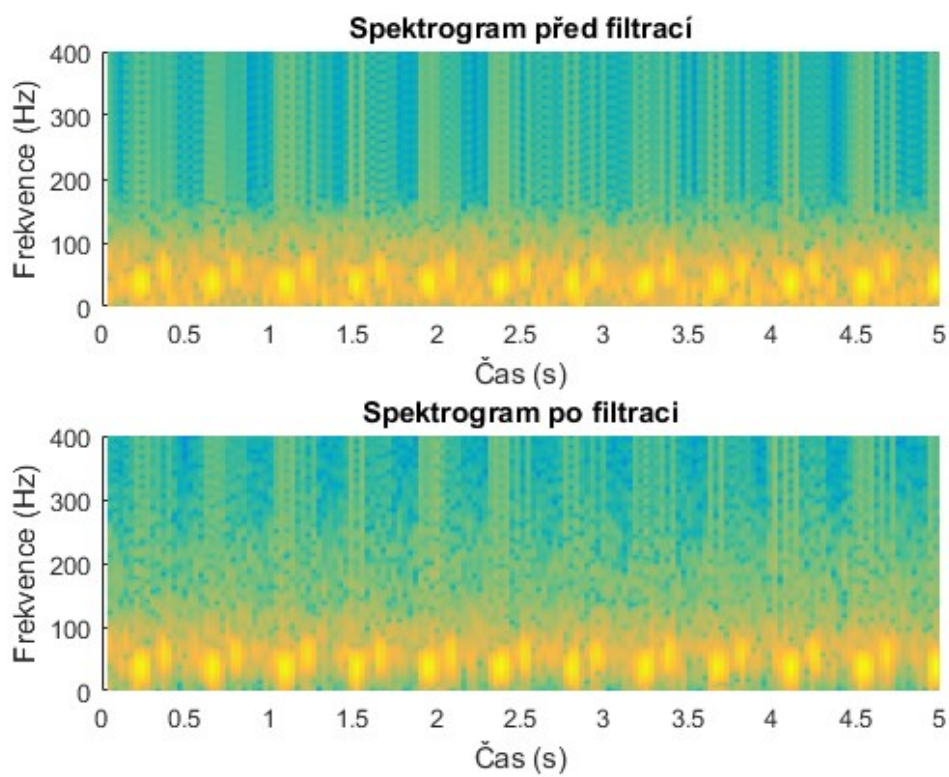
Obrázek 126: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



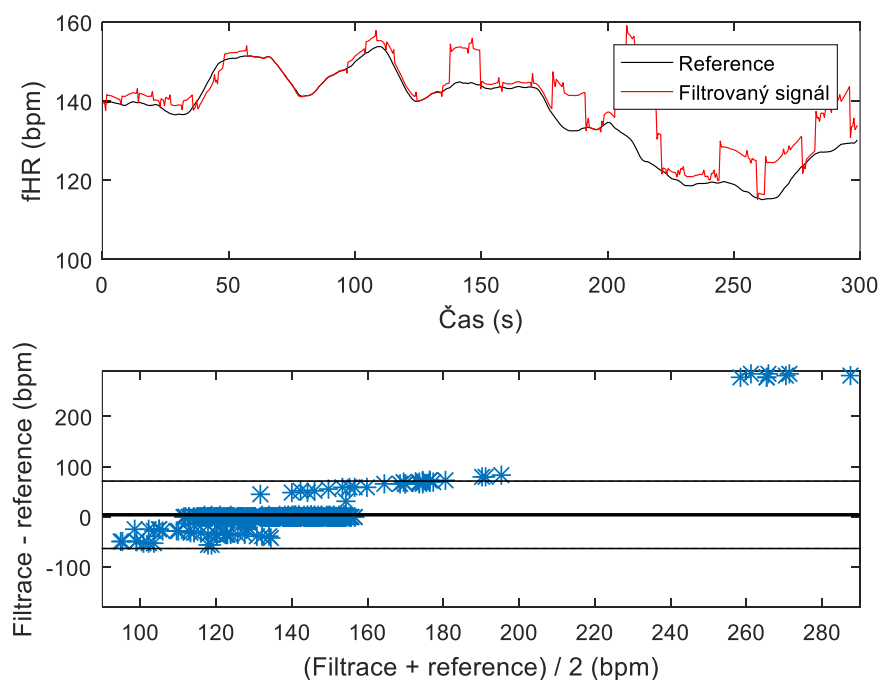
Obrázek 127: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



Obrázek 128: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.



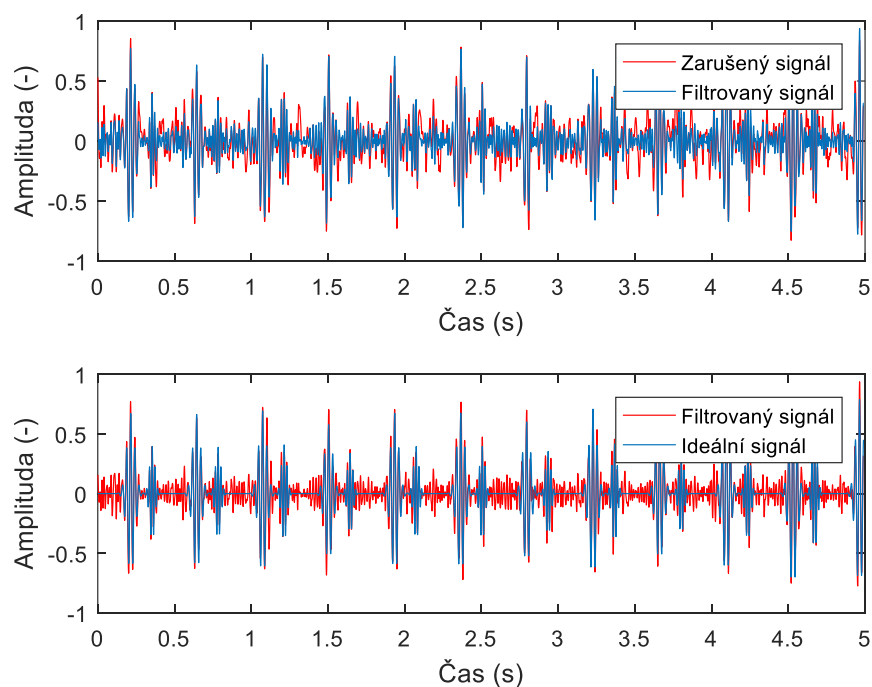
Obrázek 129: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.



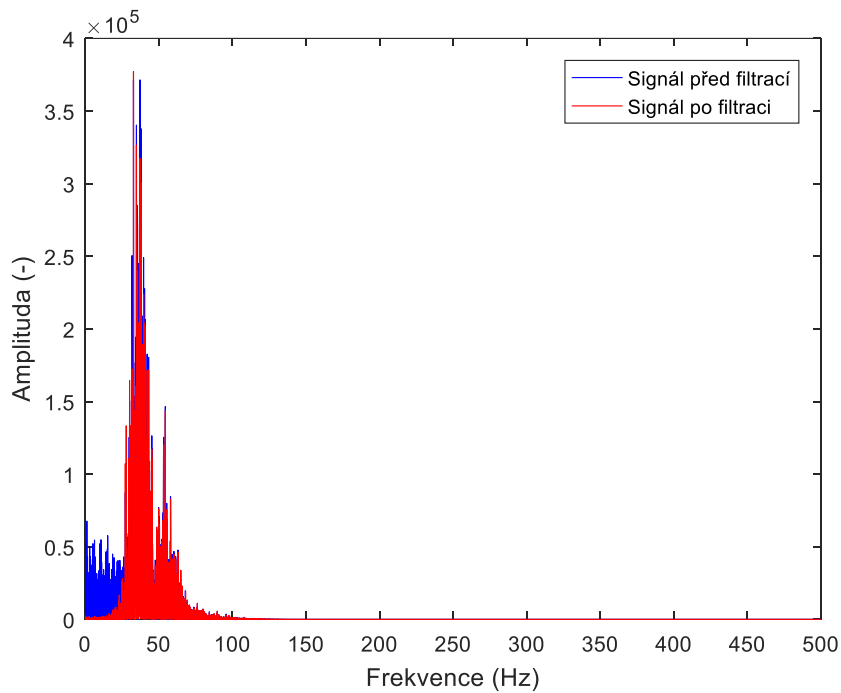
Obrázek 130: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

### 5.6.3.2 Amplituda rušení násobená hodnotou 60

Na obrázku 131 je zobrazen výsledný signál po EEMD ve srovnání s původním a ideálním signálem. Lze vidět, že šum byl vyhlazen, což pomůže při detekci ozev a stanovení fHR, které lze vidět na obrázku 134 včetně Bland-Altmanova grafu.

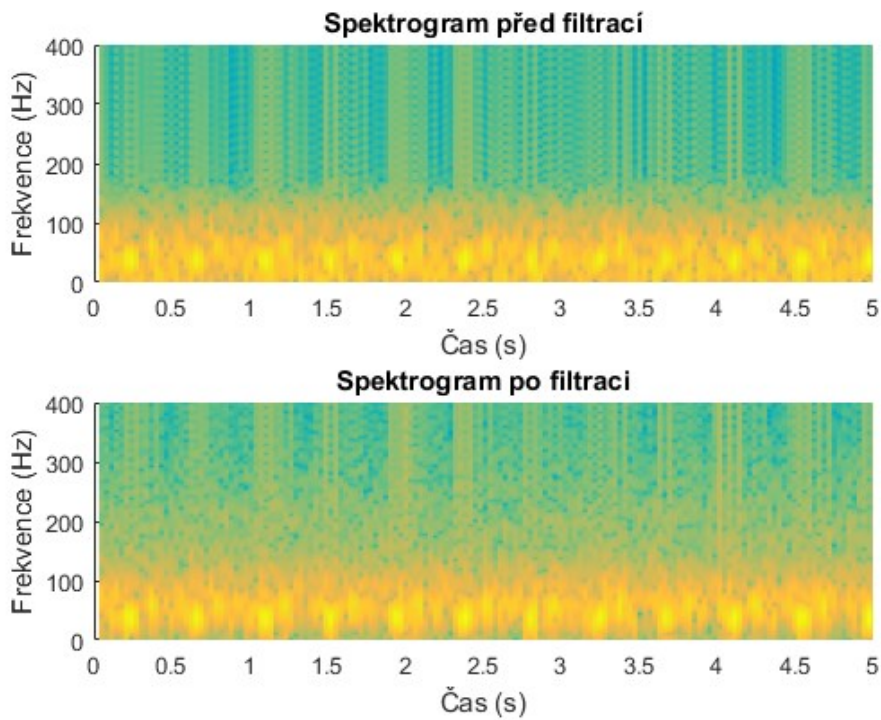


Obrázek 131: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.

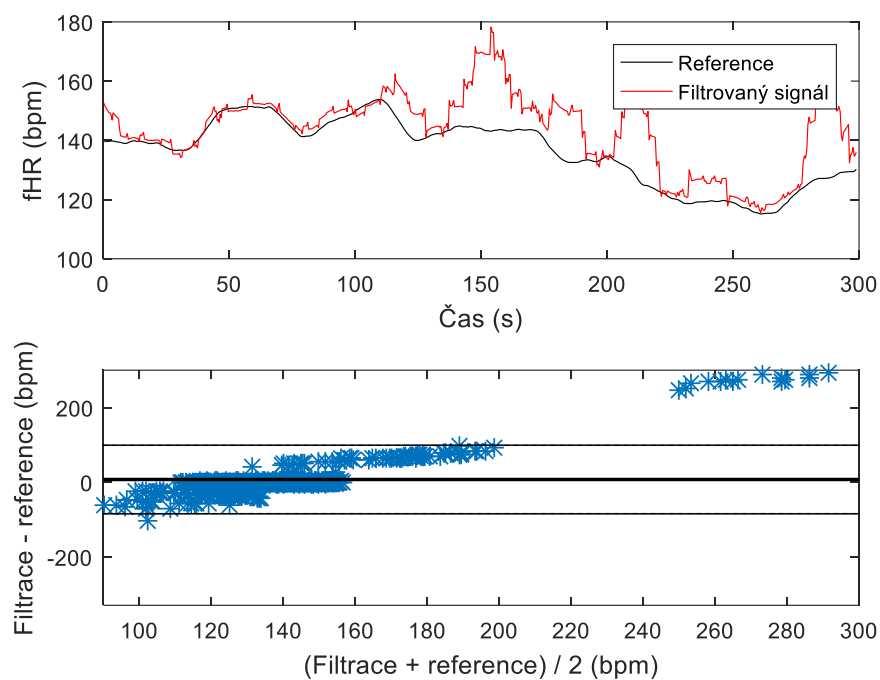


**Obrázek 132: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.**

Na frekvenčním spektru (Obrázek 132) lze vidět zrušení šumových složek na nízkých frekvencích. Je možné si všimnout, že na spektrogramu (Obrázek 133) po filtraci bylo takové odstraněno nízkofrekvenční rušení, zůstalo však mírné zarušení na frekvencích do 200 Hz.



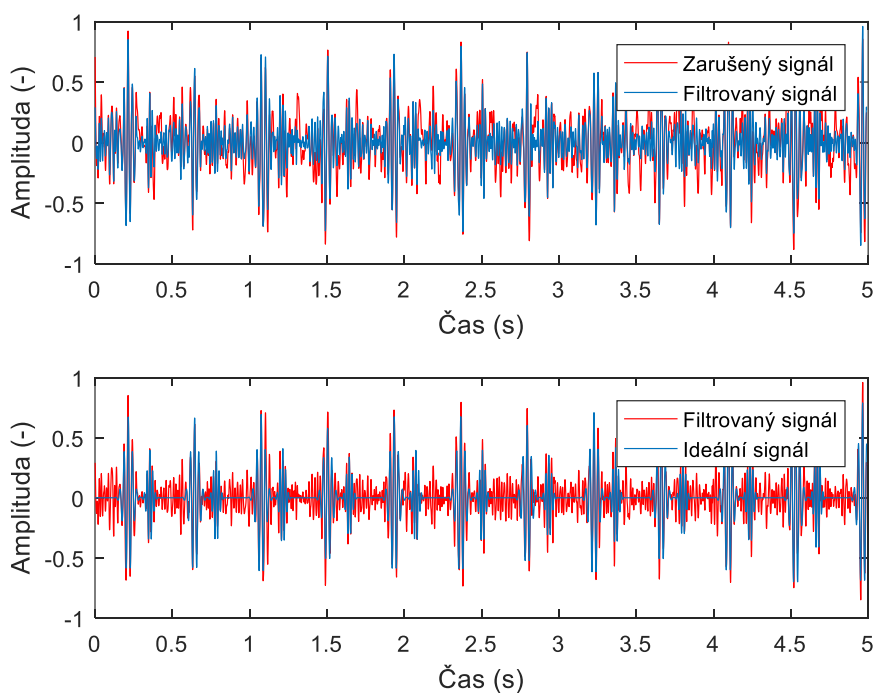
**Obrázek 133: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.**



Obrázek 134: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

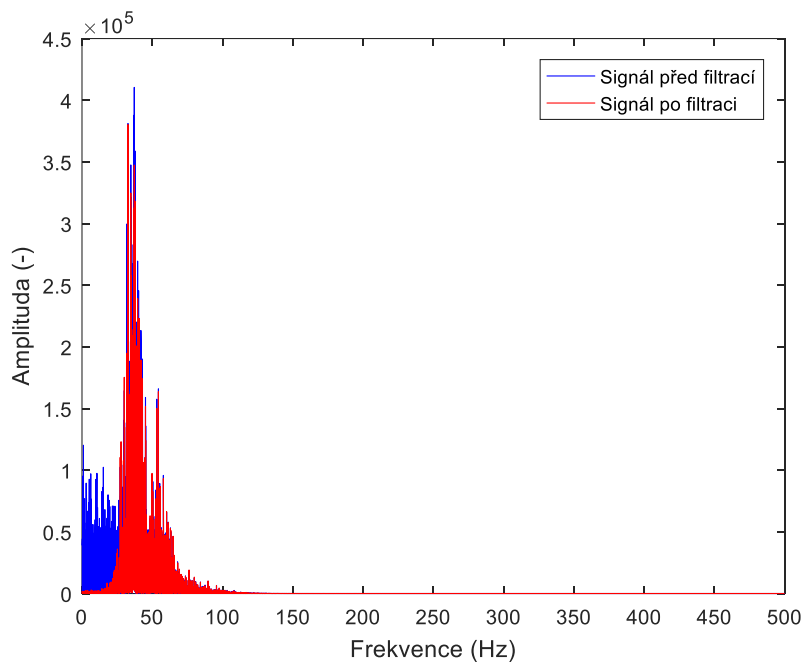
### 5.6.3.3 Amplituda rušení násobená hodnotou 80

Takto vysoká amplituda rušení ovlivňuje signál především na úrovni ozev fS2. Na obrázku 135 je patrné, že amplituda šumu byla snížena, což je pro detekci ozev velmi důležité. Z průběhu lze usoudit, že detekce ozvy fS2 by byla velmi problematická.

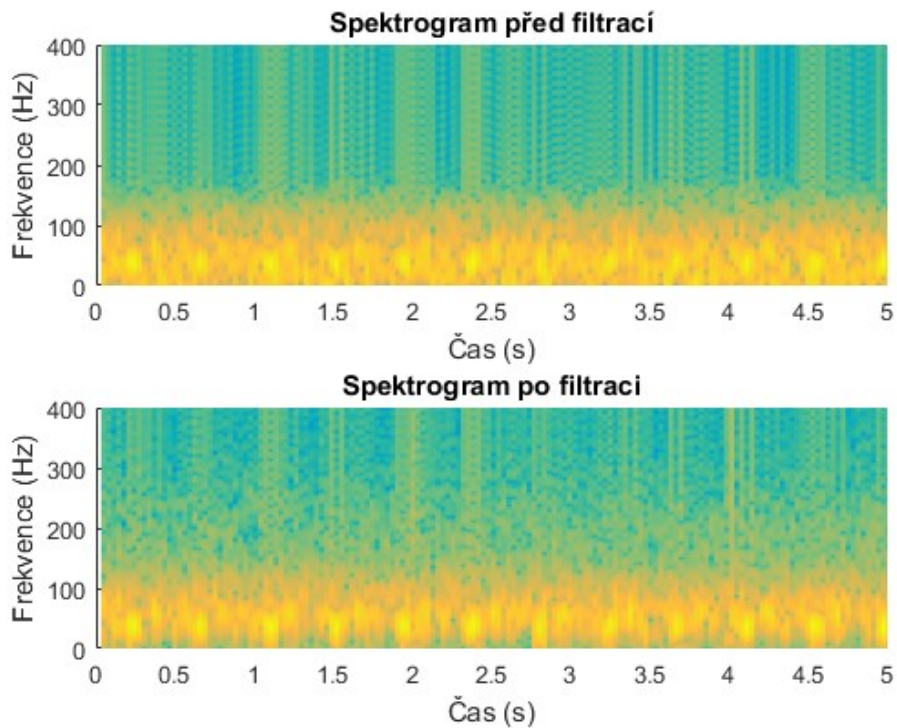


Obrázek 135: Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.

Jak je patrné na obrázku 136 a 137, nízkofrekvenční složky šumu se podařilo eliminovat. Přesto však zůstala převážná část rušení ve spektru užitečného signálu, což způsobuje viditelné pozůstatky rušení i po filtraci signálu. Na obrázku 138 je znázorněn průběh fHR v čase a statistické vyhodnocení.

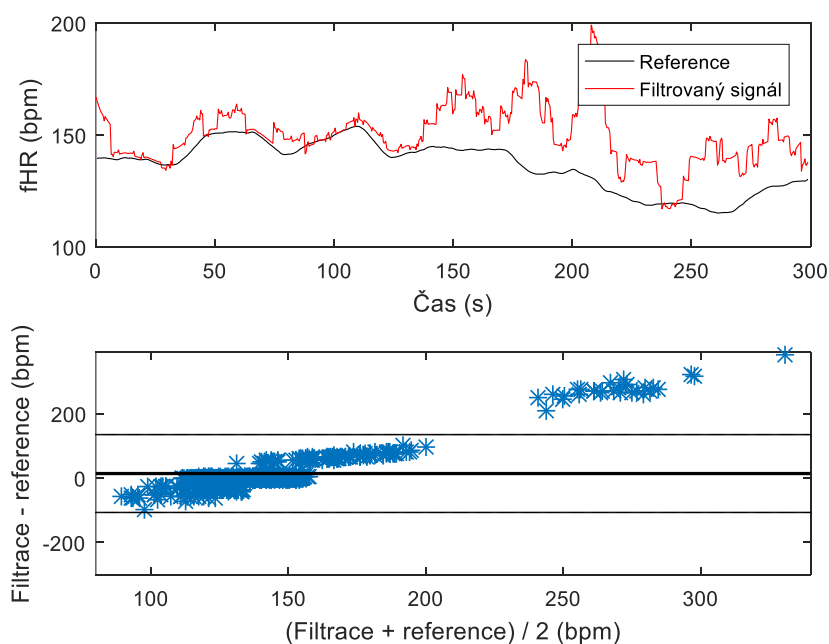


Obrázek 136: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 137: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

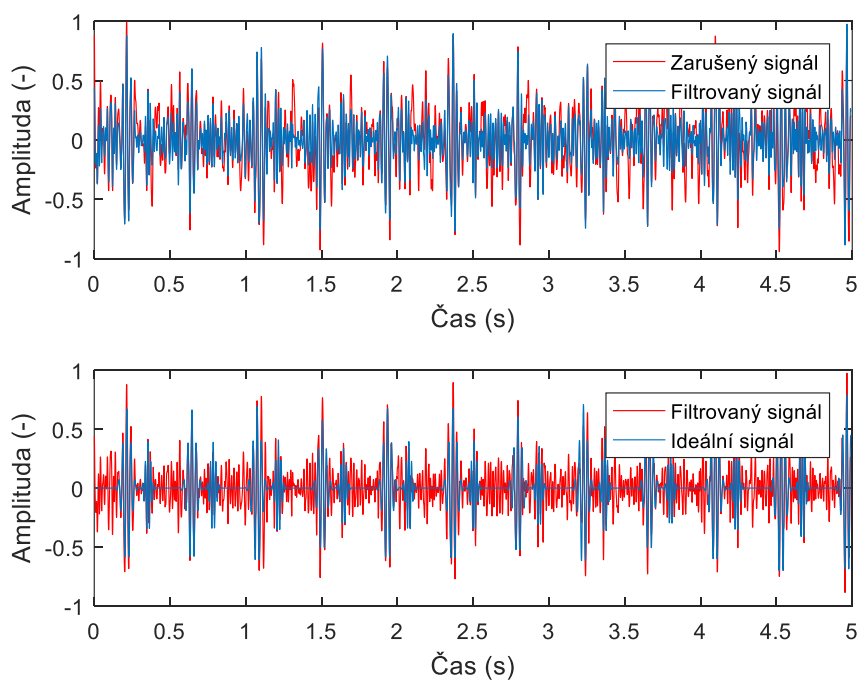




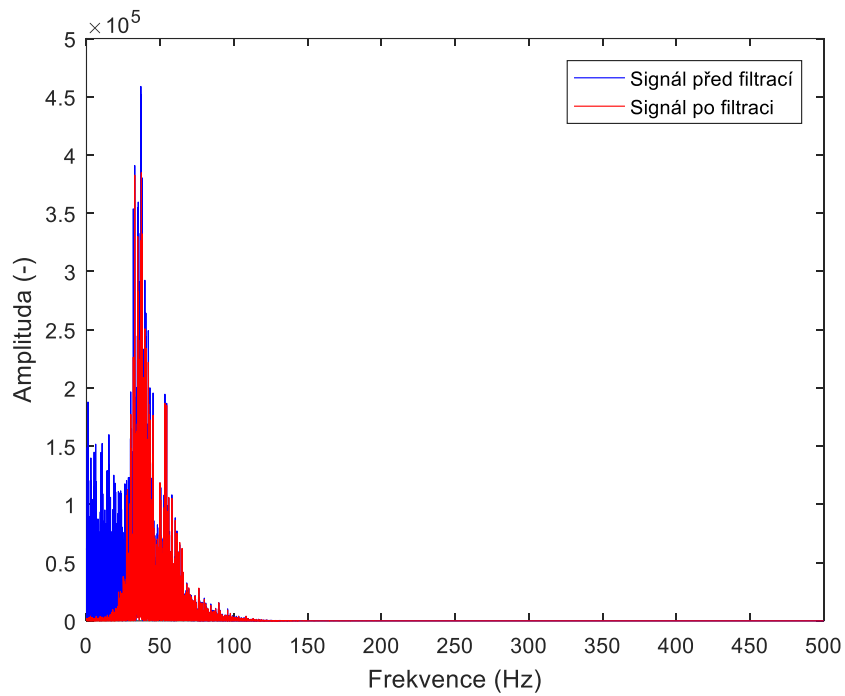
**Obrázek 138:** Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

#### 5.6.3.4 Amplituda rušení násobená hodnotou 100

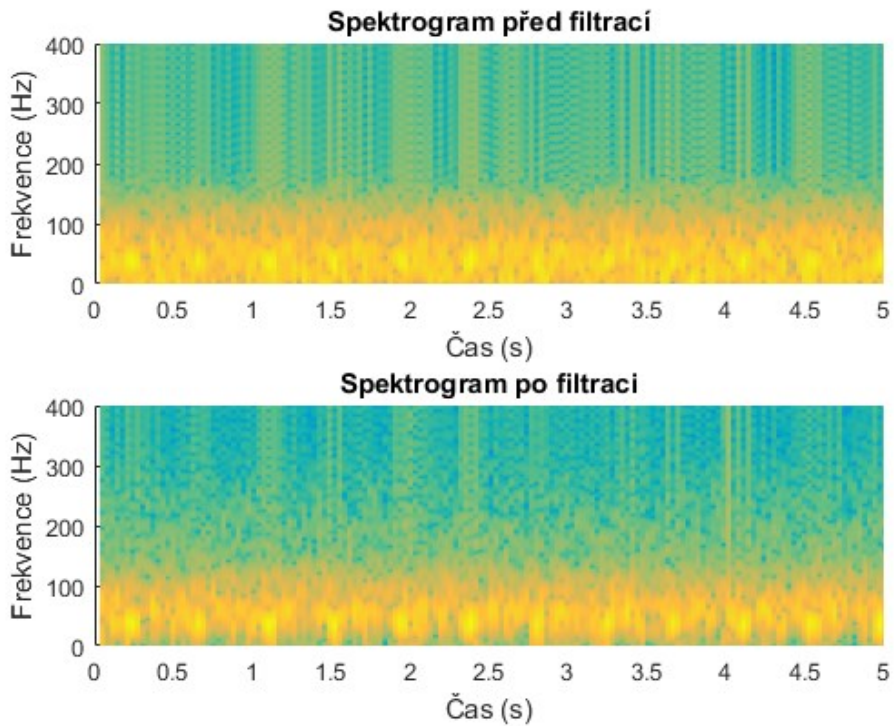
Amplituda tohoto rušení je velmi výrazná a celý užitečný signál je znehodnocen. Šum byl po filtraci vyhlazen pro usnadnění detekce, což lze vidět na obrázku 139. Obrázek 140 a 141 představuje frekvenční spektrum a spektrogramy. Šum na nízkých frekvencích byl odstraněn, přesto zůstala přítomna velká část rušení v užitečném signálu. Na spektrogramu lze jen těžko rozeznat ozvu fS1.



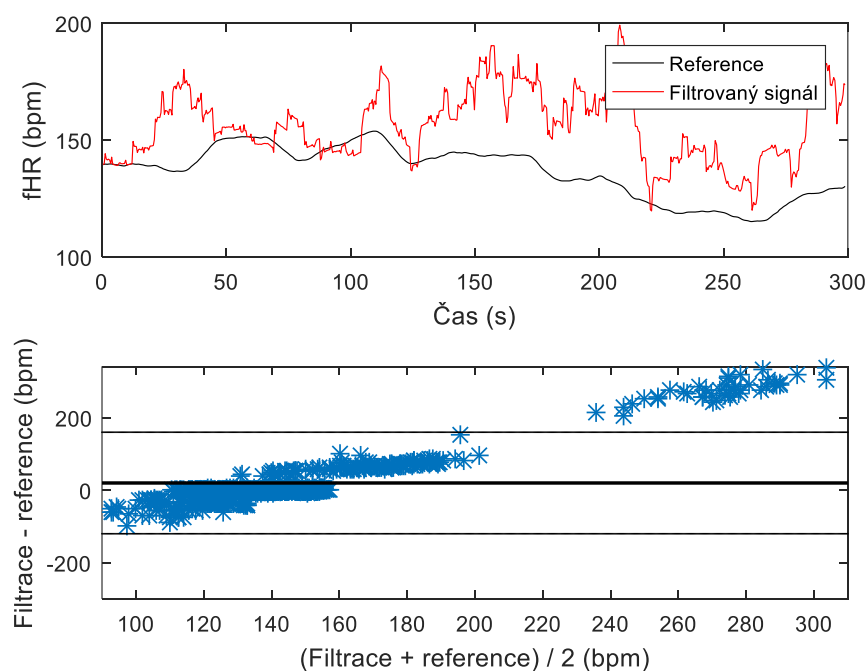
**Obrázek 139:** Soubor empirického rozkladu fonokardiogramu plodu zarušeného pohybovými artefakty.



Obrázek 140: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.



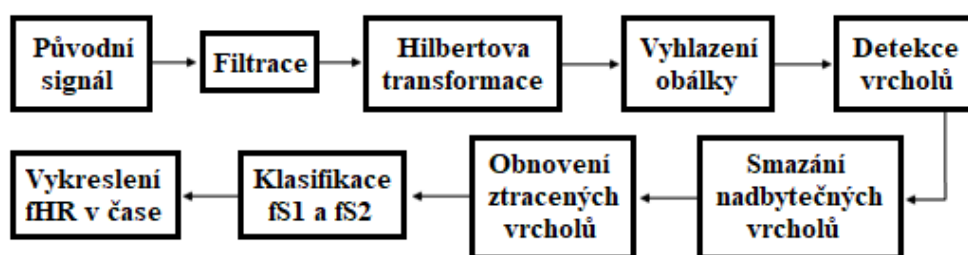
Obrázek 141: Spektrogram signálu před a po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.



Obrázek 142: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci pohybových artefaktů pomocí souboru empirického rozkladu.

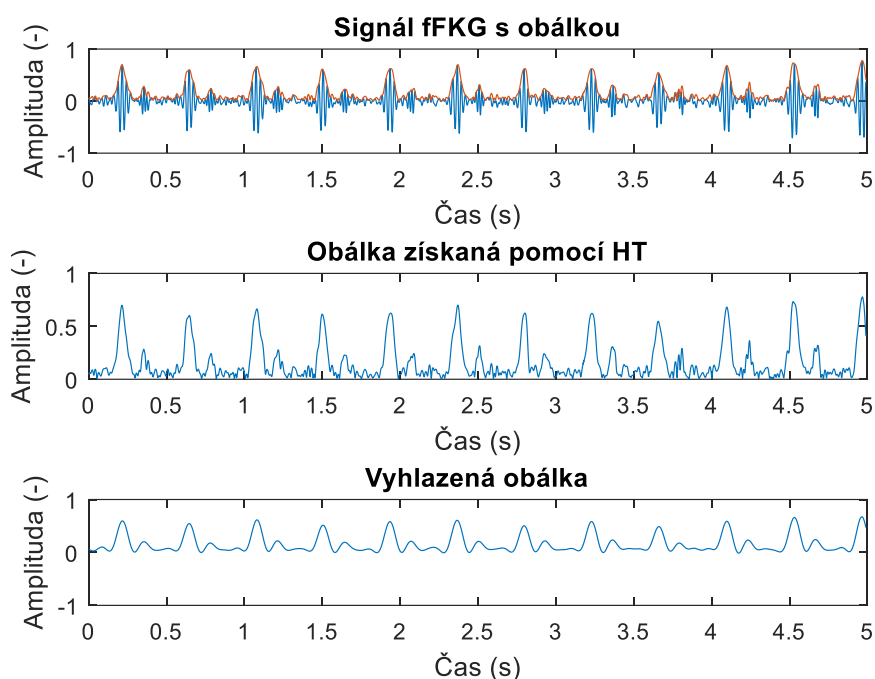
## 5.7 Hilbertova transformace a detekce srdečních ozev

Hilbertova transformace byla v této diplomové práci použita k získání obálky signálu. Díky tomu byla možná detekce srdečních ozev a vykreslení fHR v závislosti na čase. Po detekci byla obálka vyhlazena dolní propustí a poté byly detekovány vrcholy. Nakonec jsou nalezené vrcholy klasifikovány na ozvu fS1 a fS2. Detektor byl inspirován studií [69], [70]. Schéma algoritmu je zobrazeno na obrázku 143.



Obrázek 143: Schéma algoritmu pro detekci a klasifikaci srdečních ozev.

Filtrovaný signál byl použit jako vstup do matlabovské funkce *hilbert*. Dle teorie v kapitole 4.5 byla získána obálka a okamžitá frekvence signálu. Obálka signálu byla dále pomocí dolní propusti vyhlazena tak, aby byl odstraněn zbytek šumu. Dolní propust byla realizována pomocí funkce *firl* s impulsní charakteristikou  $S=251$  a mezním kmitočtem  $40/F_s/2$ . Průběhy pro úpravě jsou vykresleny na obrázku 144.



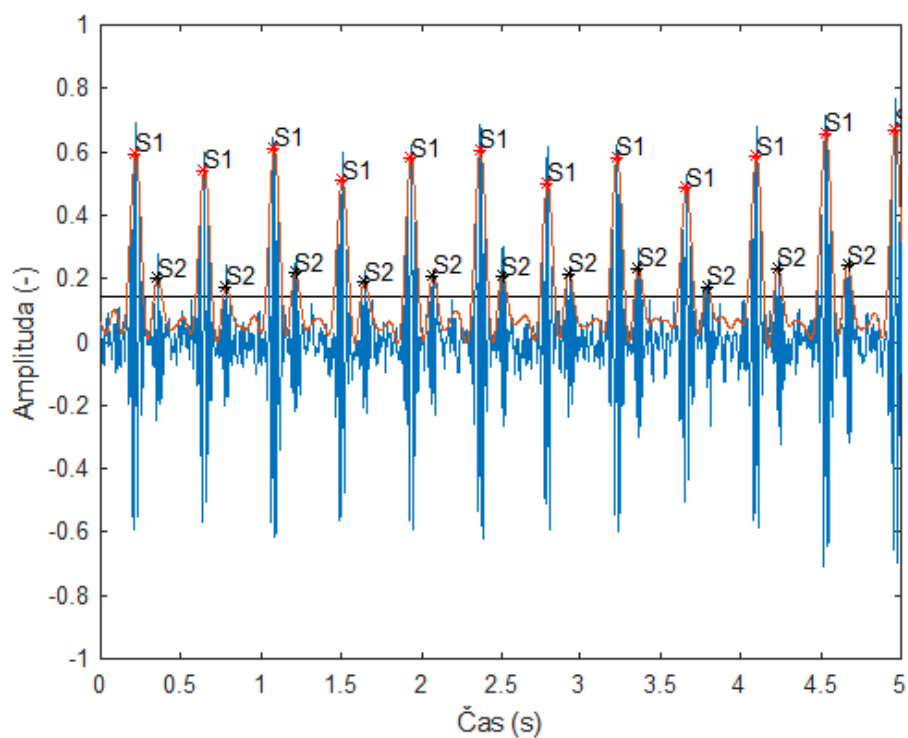
Obrázek 144: Zobrazení obálky před i po filtraci dolní propustí.

Dále byly detekovány ozvy pomocí přednastavené funkce *findpeaks* s určenými parametry, přičemž každý vrchol musel splnit prahovací podmínky. Hodnota práhu byla zvolena jako vrchol s minimální zadanou amplitudou. Tato hodnota byla vybrána jako 0,3. Amplituda a index každého vrcholu se pak ukládá do vektoru, který je později seřazen pomocí *sort*. Dále je vybrán pátý nejvyšší vrchol a experimentálně vybrán výsledný práh, jež je 20% násobek tohoto vrcholu. Nakonec byla opětovně volána funkce *findpeaks*, kde byl jako podmínka minimální výšky vybrán nově vypočítaný práh, [69], [70].

Aby nedocházelo k detekci nadbytečných vrcholů, bylo zavedeno nové pravidlo k jejich eliminaci, zvolením minimálního časového intervalu mezi vrcholy na 100 ms. Pokud je tedy časový interval menší, hledá se mezi vrcholy nadbytečný vrchol. Pokud je v tomto intervalu nalezeno více takových vrcholů, vrchol s největší amplitudou je ponechán a menší vrcholy jsou smazány, [69], [70].

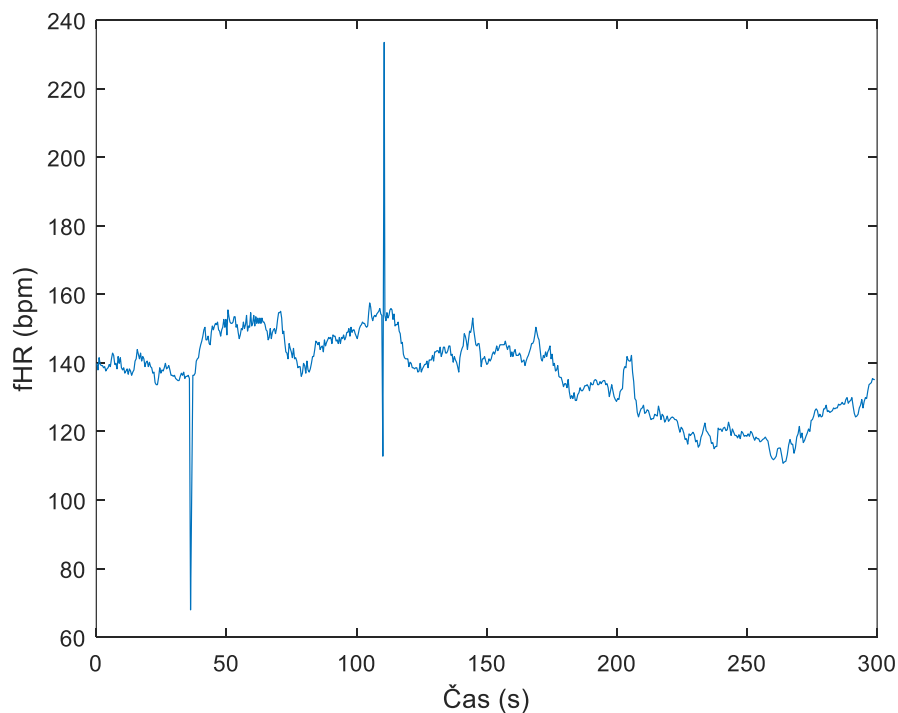
Vzhledem k proměnlivosti amplitudy ozev je nutné řešit také možnost, že se některá z ozev vyskytuje pod nastaveným prahem a mohla by ovlivnit následnou klasifikaci ozev. Vybere se tedy nejmenší interval mezi dvěma ozvami a je definován limit s hodnotou dvojnásobku tohoto intervalu. Pokud je poté nalezena hodnota časového intervalu větší než zadaný limit, pak je ztracený vrchol s maximální amplitudou obnoven. Také je mezi ozvami vytvořeno okno, aby nedošlo k výběru hodnot v těsné blízkosti těchto ozev, [69], [70].

Nakonec byly srdeční ozvy klasifikovány na S1 a S2, což bylo vytvořeno podle poznatků o fyziologickém srdečním cyklu. Vektor s indexy vrcholů je tedy procházen od třetího prvku s krokem 3 až do konce signálu. Jsou definovány pomocné proměnné, obsahující informace o vzdálenostech vrcholů. První proměnná definuje vzdálenost před-předchozího a předchozího vrcholu, druhá proměnná definuje vzdálenost předchozího a současného vrcholu. Pokud je první proměnná menší nebo rovná druhé, je před-předchozí a současný vrchol označen jako S1 a předchozí vrchol jako S2, a naopak, [69], [70].

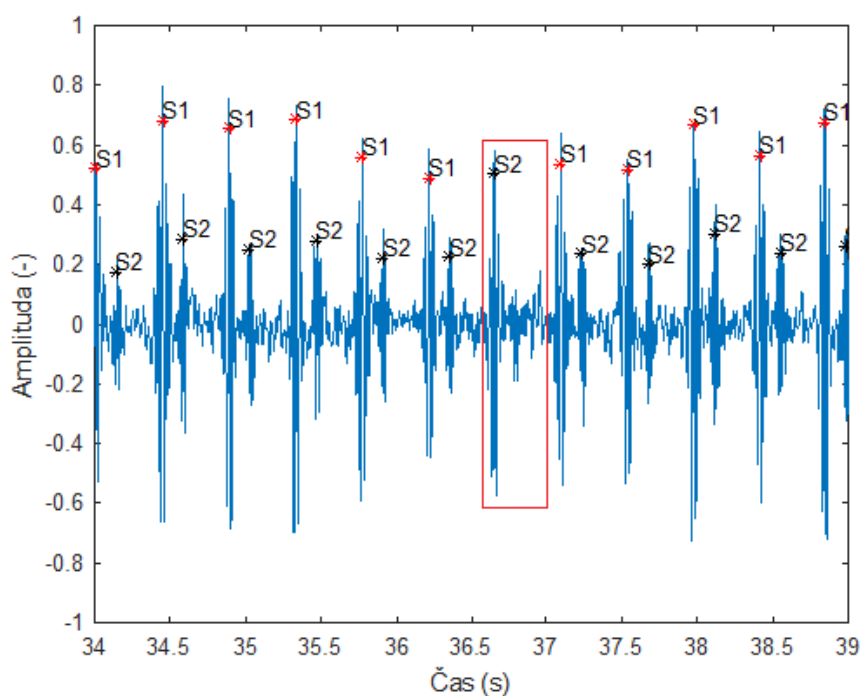


**Obrázek 145: Detekce srdečních ozev S1 a S2.**

Na obrázku 145 je zobrazená výsledná detekce srdečních ozev, přičemž černě je zobrazen práh, červenou hvězdičkou je označena ozva S1 a černou hvězdičkou ozva S2. Na obrázku 146 byla dále vykreslena křivka závislosti fHR na čase, kde lze vidět, že na některých místech jsou zákmity, což je způsobeno nesprávnou detekcí ozev. Na obrázku 147 je pak zobrazeno místo nesprávné detekce.



**Obrázek 146: Tachogram.**



Obrázek 147: Nesprávná detekce ozev.

## 5.8 Filtrace směsi šumu

V této kapitole jsou prezentovány výsledky různých směsí rušení s různými amplitudami. Navíc je vyzkoušena také hybridní filtrace pomocí kombinace několika metod.

### 5.8.1 Okolní hluk + Gaussovský šum

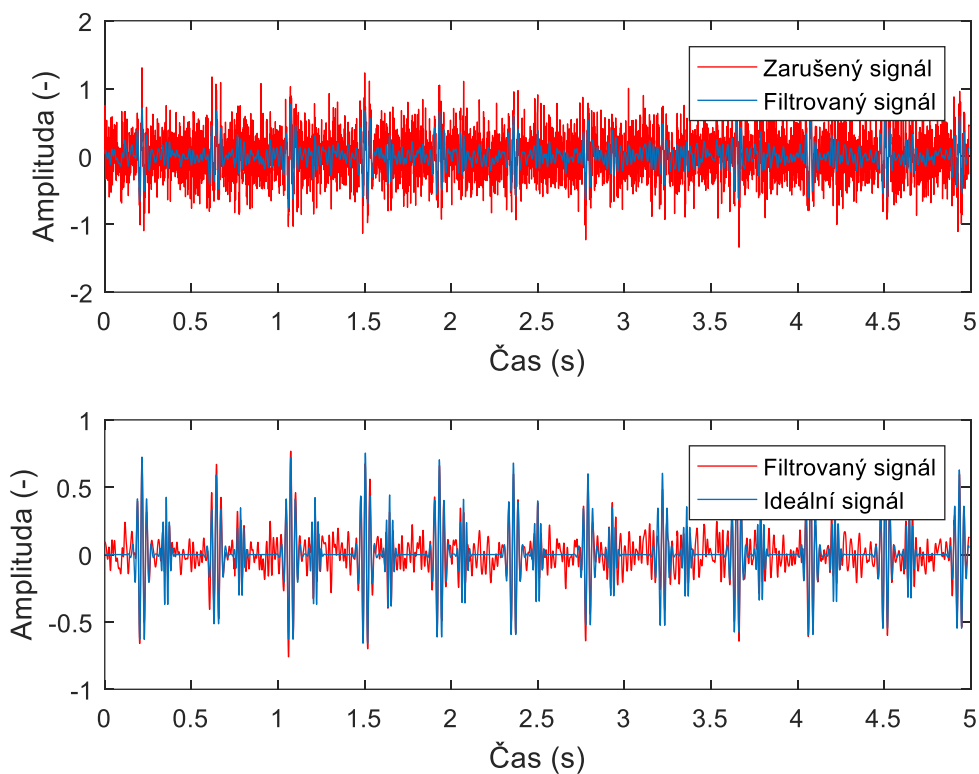
V této části byla vyzkoušena filtrace signálu s okolním šumem násobeným hodnotou 2,5 a Gaussovským šumem násobeným 3. První filtrace byla provedena pomocí vlnkové transformace, druhá pomocí metody EMD.

#### 5.8.1.1 Adaptivní vlnková transformace

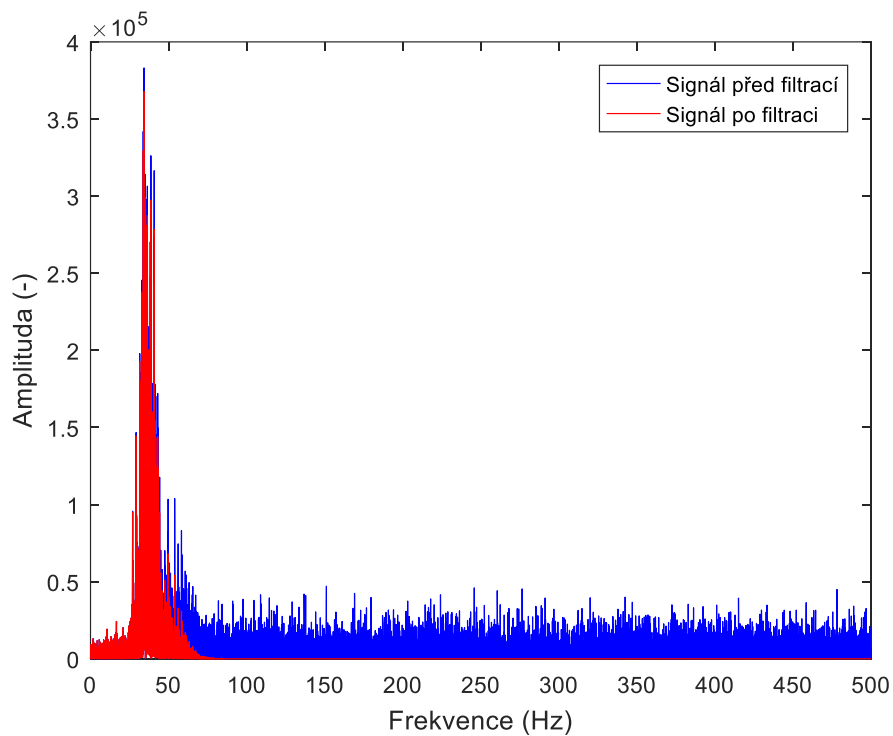
Jak lze vidět z obrázku 148, filtrace byla schopna odstranit převážnou část rušení. Tabulka 24 zobrazuje výsledné SNR před a po filtraci. Obrázek 149 a 150 znázorňuje frekvenční spektrum a spektrogram, kde je patrný úbytek rušení z vyšších frekvencí.

Tabulka 24: Výsledek filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

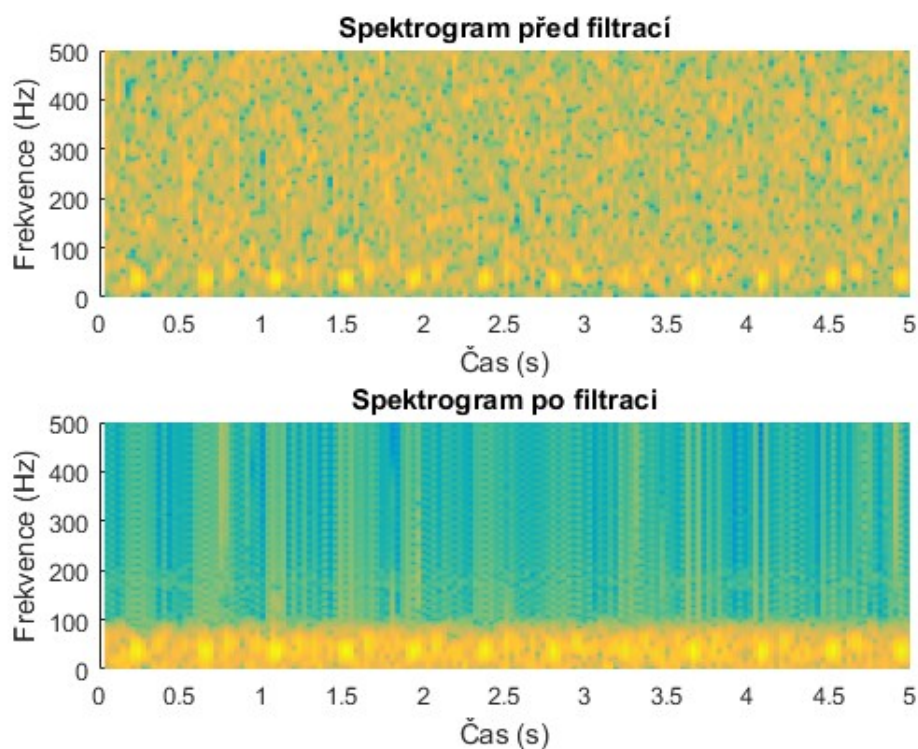
	Amplituda (-)	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
Okolní hluk	1,5	-11,63	12,46
Gaussovský šum	1,4		



Obrázek 148: Filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.



Obrázek 149: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací.



Obrázek 150: Spektrogram signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací.

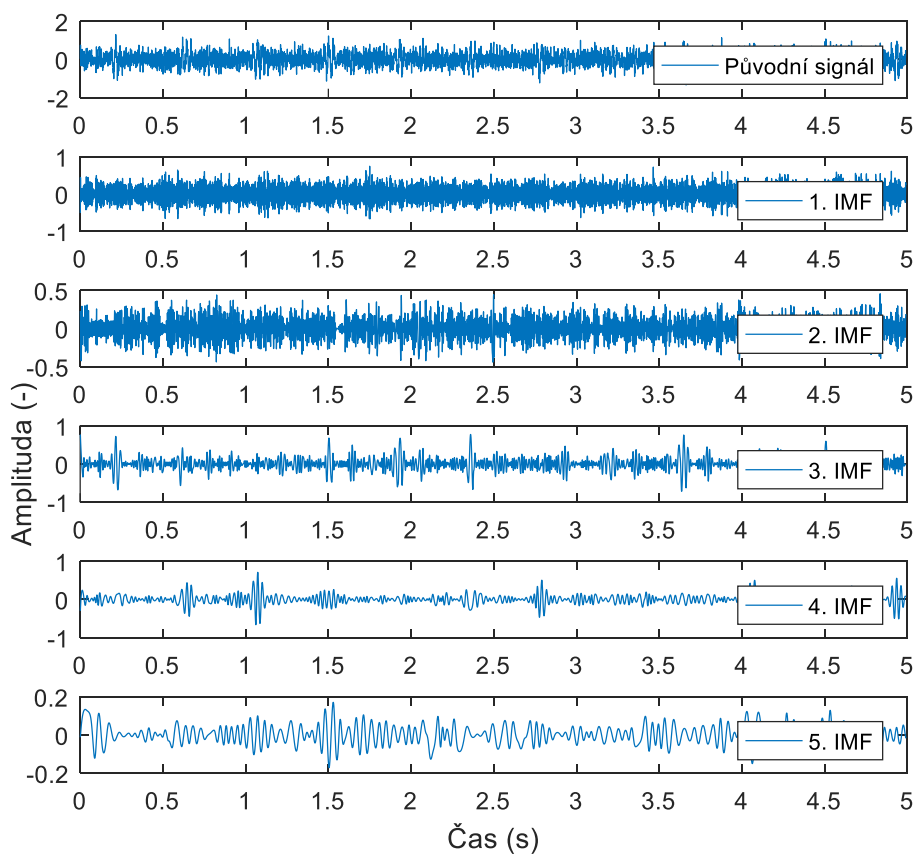
### 5.8.1.2 Empirický rozklad

Signál byl extrahován také pomocí empirického rozkladu, kde byl využit součet 3. a 4. rozkladu. Signál byl EMD metodou rozložen na 16 rozkladů, přičemž prvních 5 rozkladů je zobrazeno na obrázku 151. V tabulce 25 je zobrazeno vstupní a výstupní SNR.

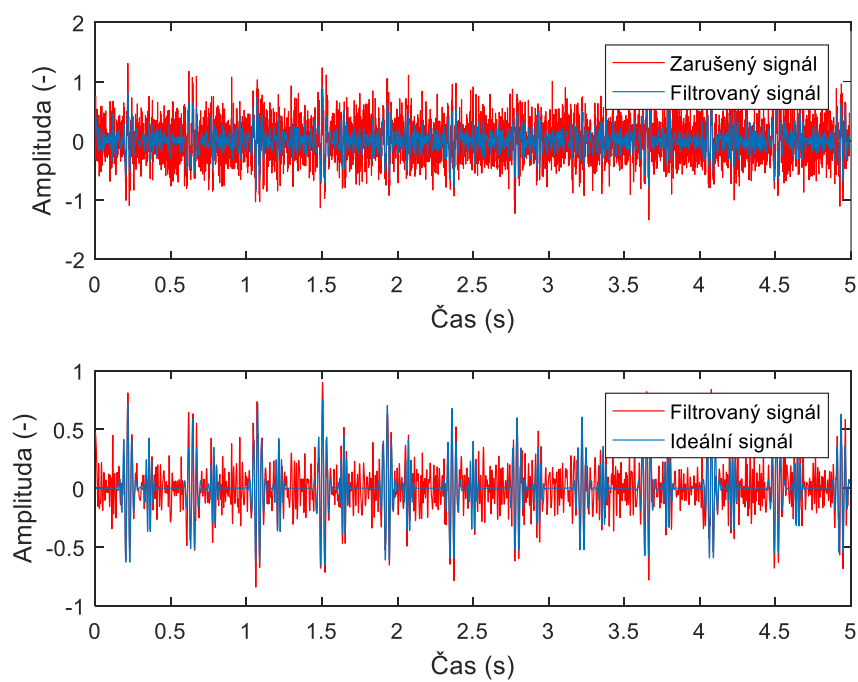
Tabulka 25: Výsledek filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.

	Amplituda (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
Okolní hluk	1,5	3 + 4	-9,87	6,76
Gaussovský šum	1,4			



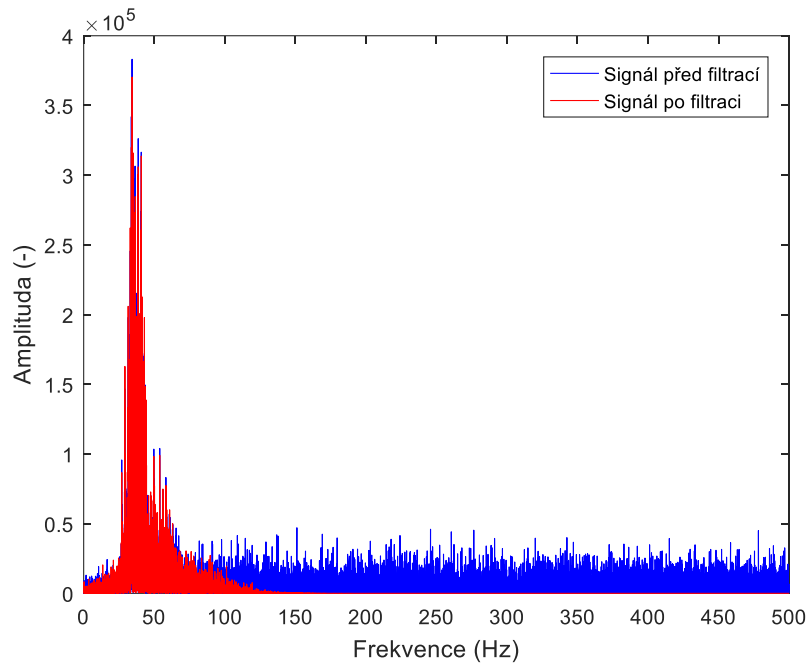


**Obrázek 151: Rozklad signálu zarušeného okolním hlukem a Gaussovským šumem pomocí empirického rozkladu.**

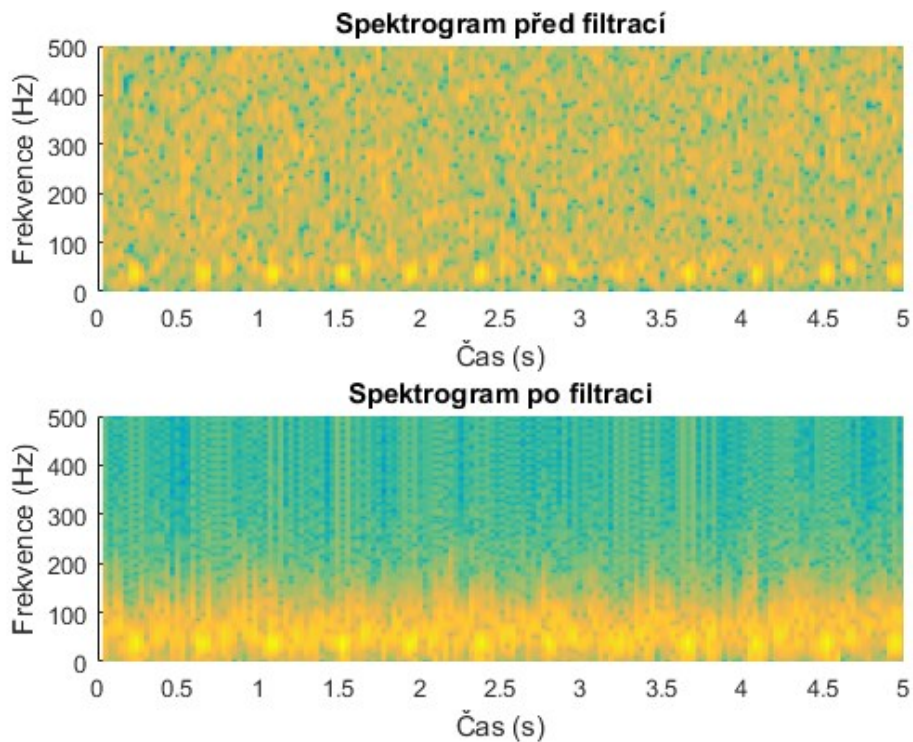


**Obrázek 152: Filtrace okolního hluku a Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu.**

Obrázek 152 prezentuje výsledek úpravy signálu, kde je patrné, že velká část rušení byla odstraněna. Na obrázcích 153 a 154 je zobrazeno frekvenční spektrum a spektrogram, kde lze vidět, že fS2 zanikla v množství neodfiltrovaného šumu. Amplituda ozvy fS1 byla oproti referenčnímu signálu zvýšena a na spektrogramu je viditelná.



Obrázek 153: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po empirickém rozkladu.



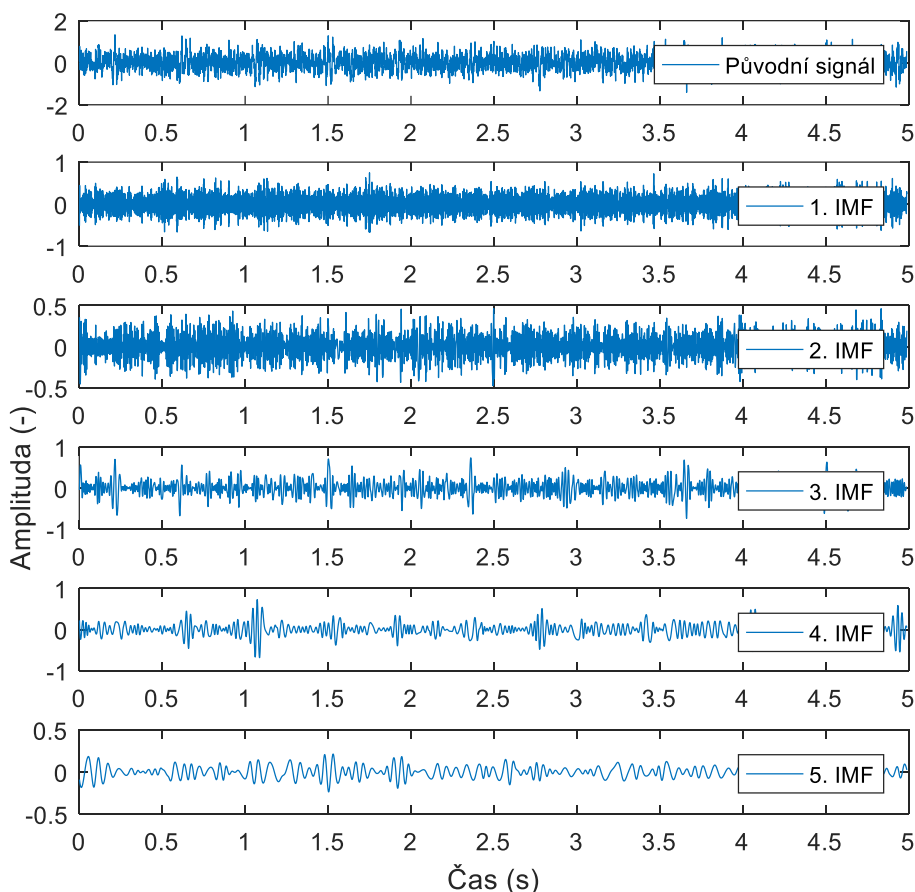
Obrázek 154: Spektrogram signálu s okolním hlukem a Gaussovským šumem před a po empirickém rozkladu.

### 5.8.2 Okolní hluk + Gaussovský šum + pohybové artefakty

V této kapitole byla filtrována směs okolního hluku násobeného hodnotou 1,5, Gaussovského šumu násobeného hodnotou 1,4 a pohybových artefaktů násobených hodnotou 30. Tato směs rušení byla eliminována pomocí metody EMD, neboť pomocí experimentů bylo zjištěno, že vlnková transformace není schopna odstranit pohybové artefakty matky a plodu. Signál byl rozložen na 15 IMF, prvních 5 IMF je zobrazeno na obrázku 155. Jako výsledek byl použit součet 3. a 4. IMF. V tabulce 26 je zobrazeno vstupní a výstupní SNR. Obrázek 156 vyobrazuje provedenu filtraci. Lze vidět, že šum byl eliminován, ale signál zůstal z důvodu velkého zarušení znehodnocen. Ozva fS2 úplně zanikla v šumu.

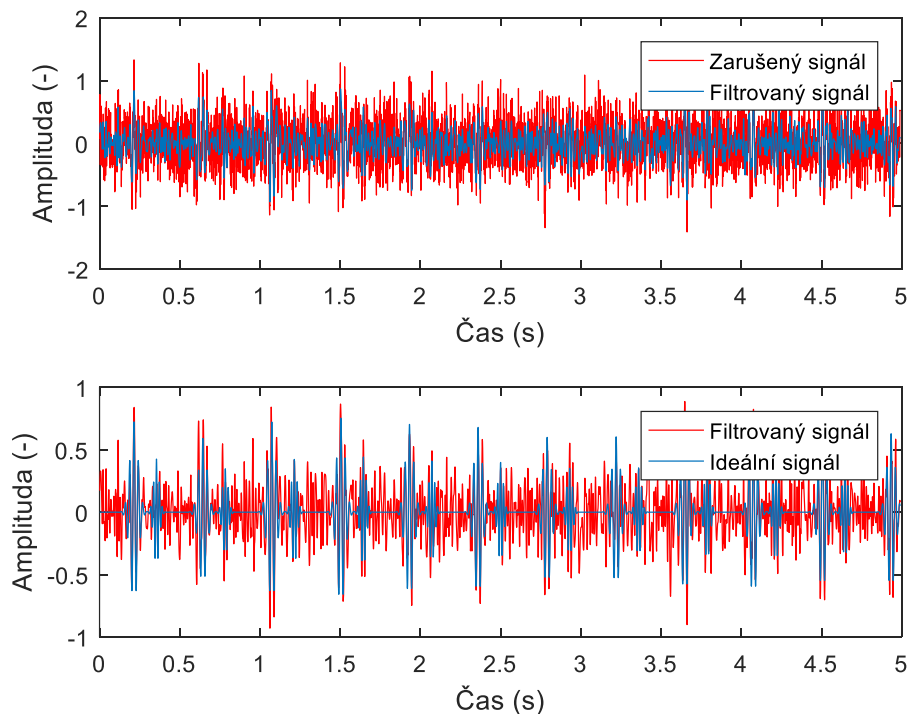
Tabulka 26: Výsledek filtrace okolního hluku, Gaussovského šumu a pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.

	Amplituda (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
Okolní hluk	1,5	3 + 4	-11,83	1,46
Gaussovský šum	1,4			
Pohybové artefakty	30			

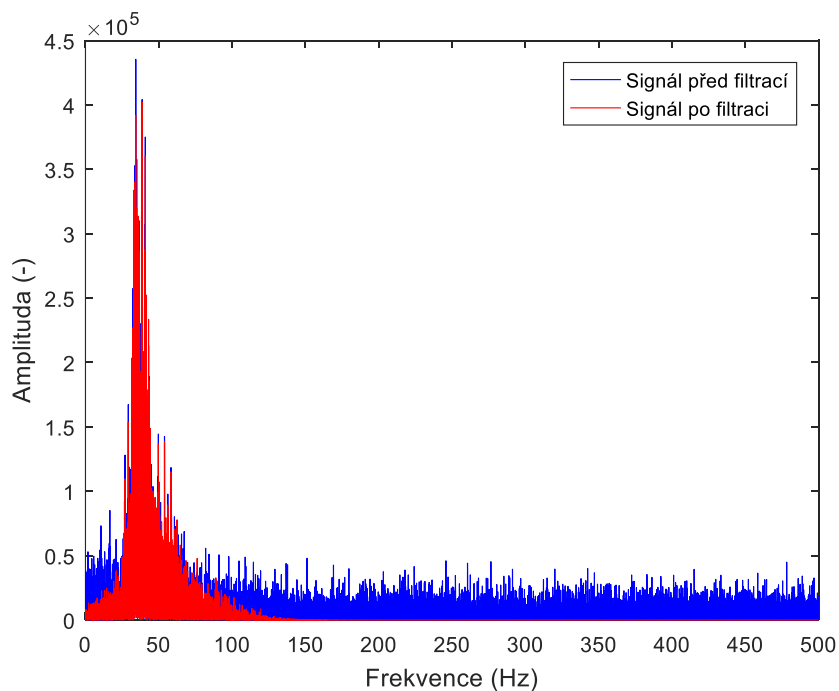


Obrázek 155: Rozklad signálu zarušeného okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty pomocí empirického rozkladu.

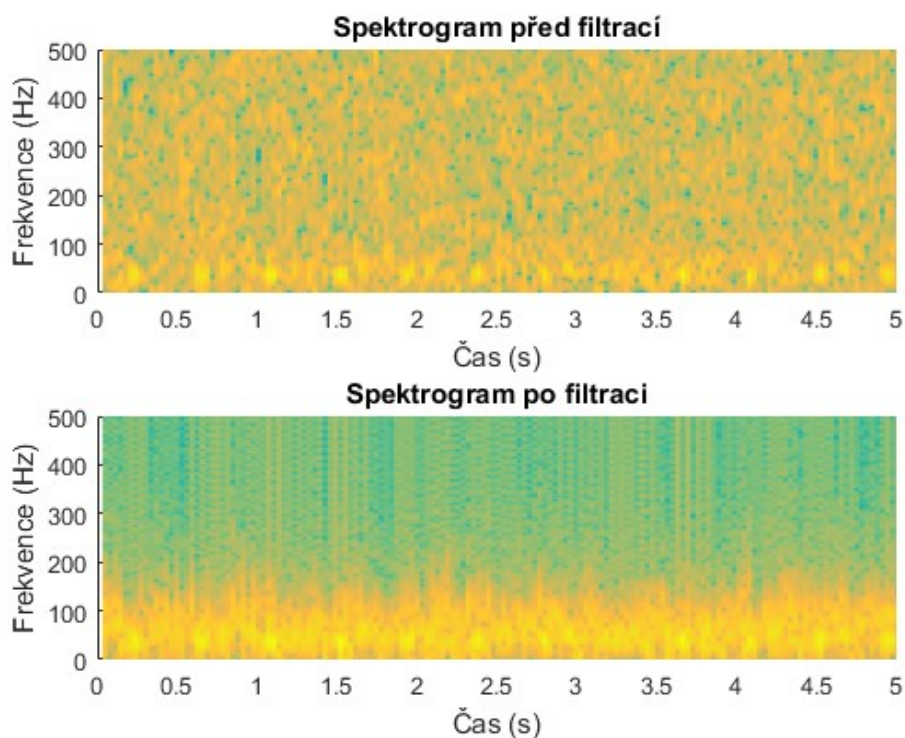
Na obrázku 157 je viditelné, že z nízkých i vysokých frekvencí byl šum odfiltrován. V signálu přesto zůstalo množství šumu, překrývajícího se s užitečným signálem. Na spektrogramu (Obrázek 158) je viditelná především filtrace vyšších frekvenčních složek šumu.



Obrázek 156: Filtrace okolního hluku, Gaussovského šumu a pohybových artefaktů pomocí empirického rozkladu.



Obrázek 157: Frekvenční spektrum signálu s okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty před a po empirickém rozkladu.



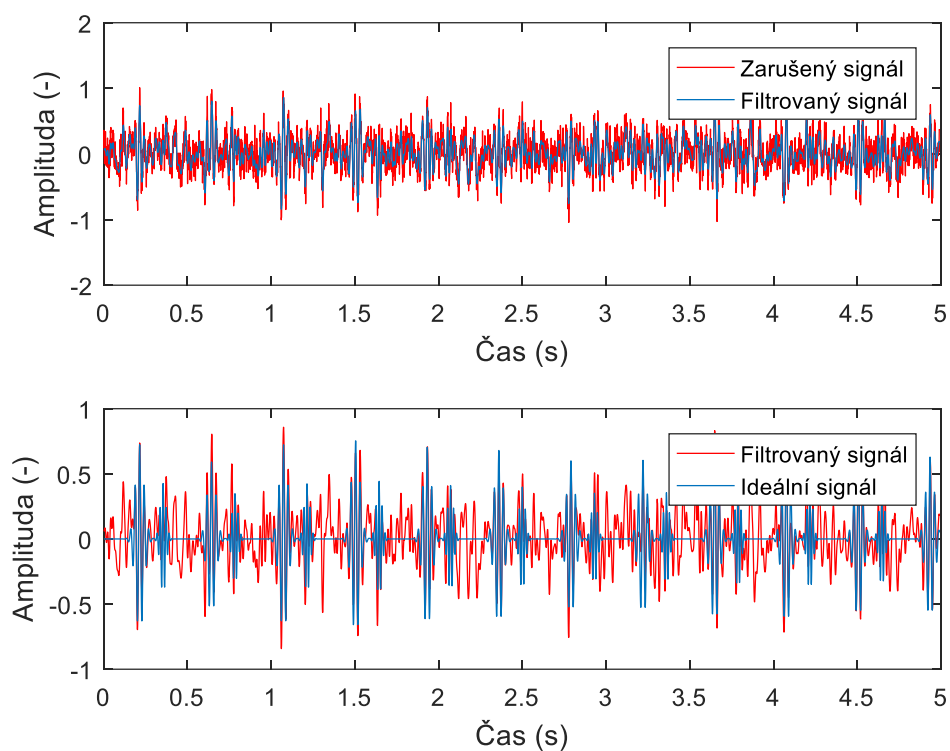
Obrázek 158: Spektrogram signálu s okolním hlukem, Gaussovským šumem a pohybovými artefakty před a po empirickém rozkladu.

### 5.8.3 Okolní hluk + Gaussovský šum + pohybové artefakty + mateřské ozvy

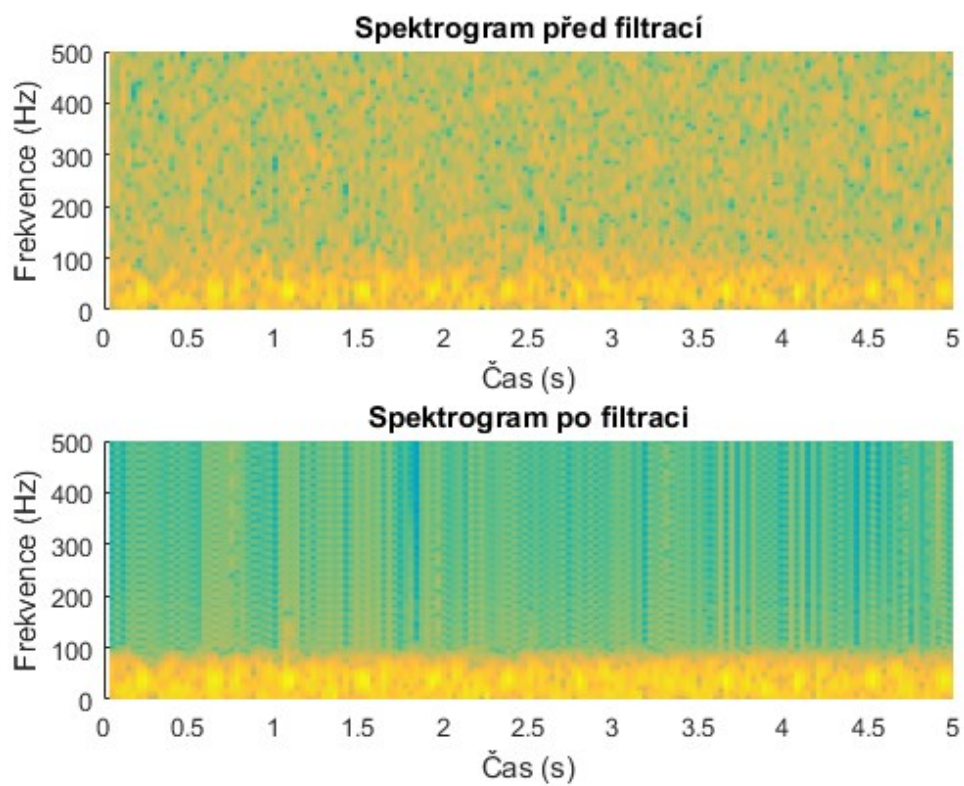
Tato směs rušení byla vytvořena okolním hlukem násobeným hodnotou 0,5, Gaussovským šumem násobeným hodnotou 0,7, pohybovými artefakty násobenými hodnotou 60 a mateřskými ozvami násobenými hodnotou 0,4. Signál byl nejprve filtrován pomocí adaptivní vlnkové transformace. Vstupní a výstupní SNR po této filtraci je zobrazeno v tabulce 27. Z obrázku 159 je viditelný úbytek zarušení po filtraci adaptivní WT. Odfiltrován byl pravděpodobně okolní hluk a bílý Gaussovský šum, což lze vidět také z frekvenčního spektra a spektrogramu na obrázcích 161 a 160.

Tabulka 27: Výsledek filtrace směsi šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

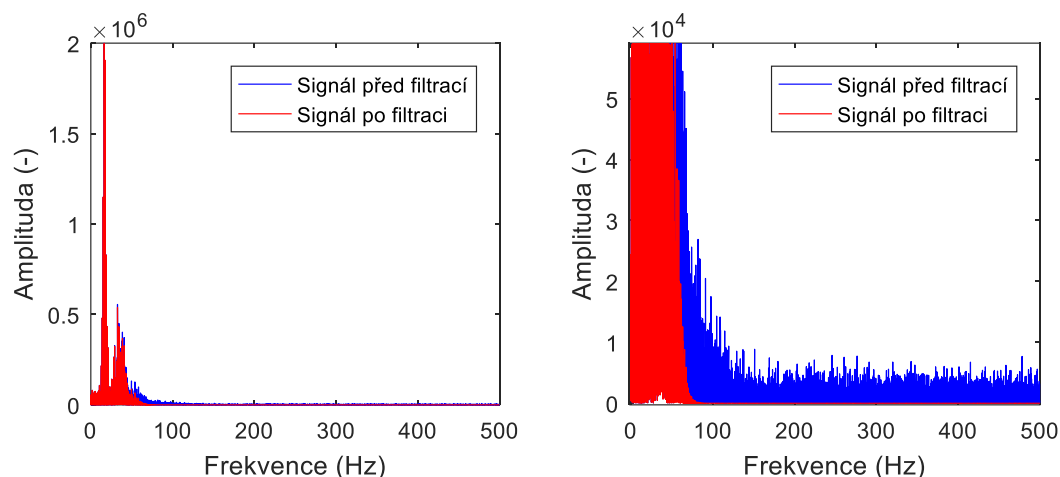
	Amplituda (-)	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
Okolní hluk	0,5	-4,56	0,43
Gaussovský šum	0,7		
Pohybové artefakty	60		
Mateřské ozvy	0,4		



Obrázek 159: Filtrace směsi šumu pomocí adaptivní vlnkové transformace.

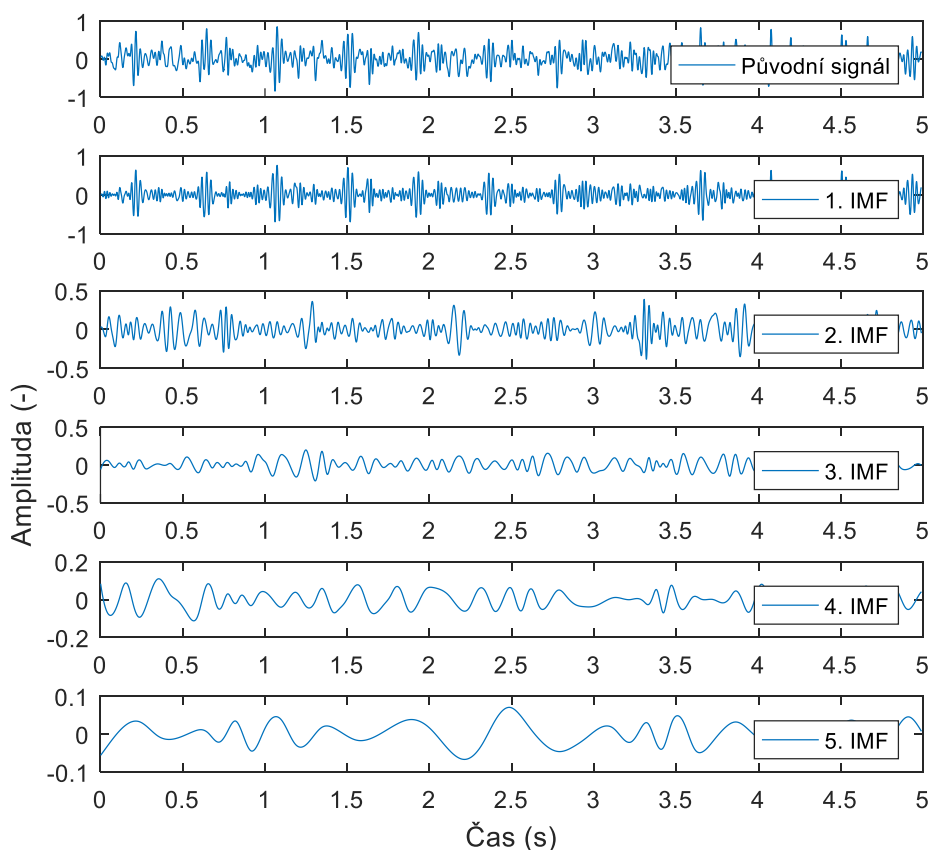


Obrázek 160: Spektrogram signálu se směsí šumu před a po adaptivní vlnkové transformaci.

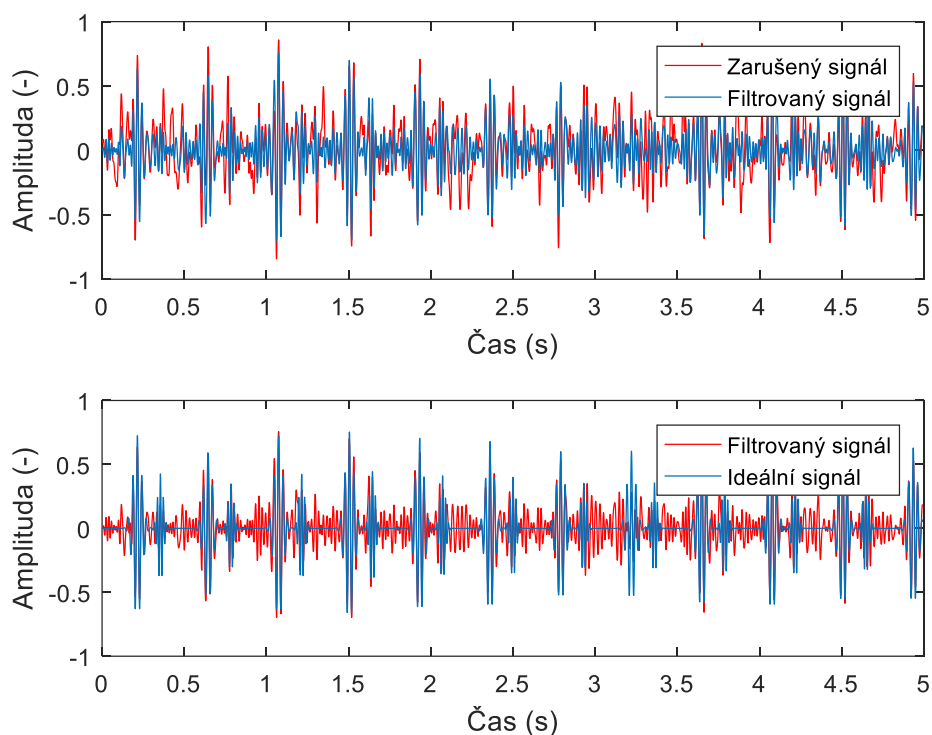


**Obrázek 161: Frekvenční spektrum signálu se směsí šumu před a po filtraci adaptivní vlnkovou transformací.**

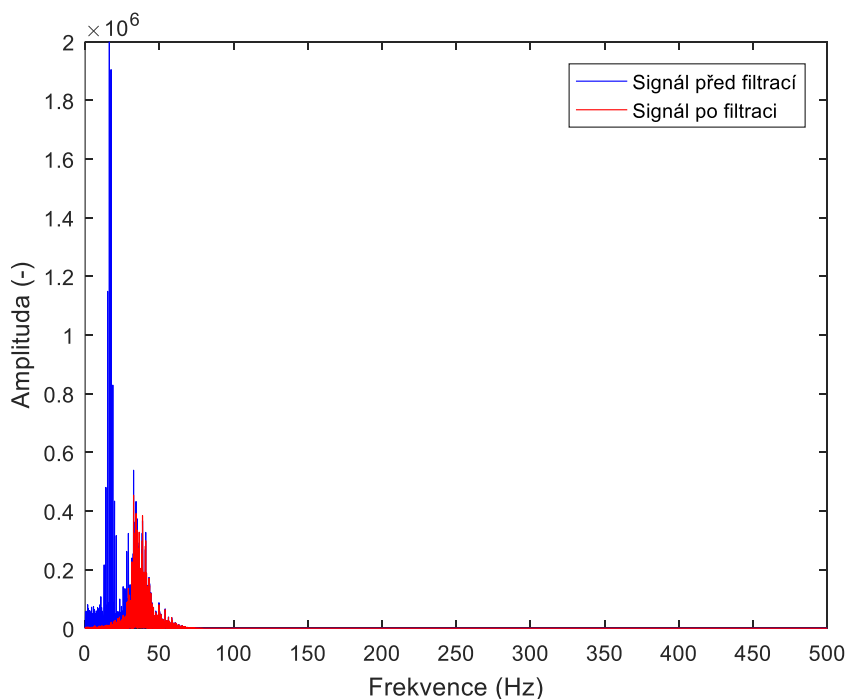
Pohybové artefakty a mateřské ozvy se výrazně překrývají se spektrem, proto byla dále použita také metoda EMD. Po rozkladu byl využit 1. rozklad. Prvních 5 rozkladů lze vidět na obrázku 162. V tabulce 28 je zobrazen výsledek filtrace.



**Obrázek 162: Rozklad signálu směsí šumu pomocí empirického rozkladu.**



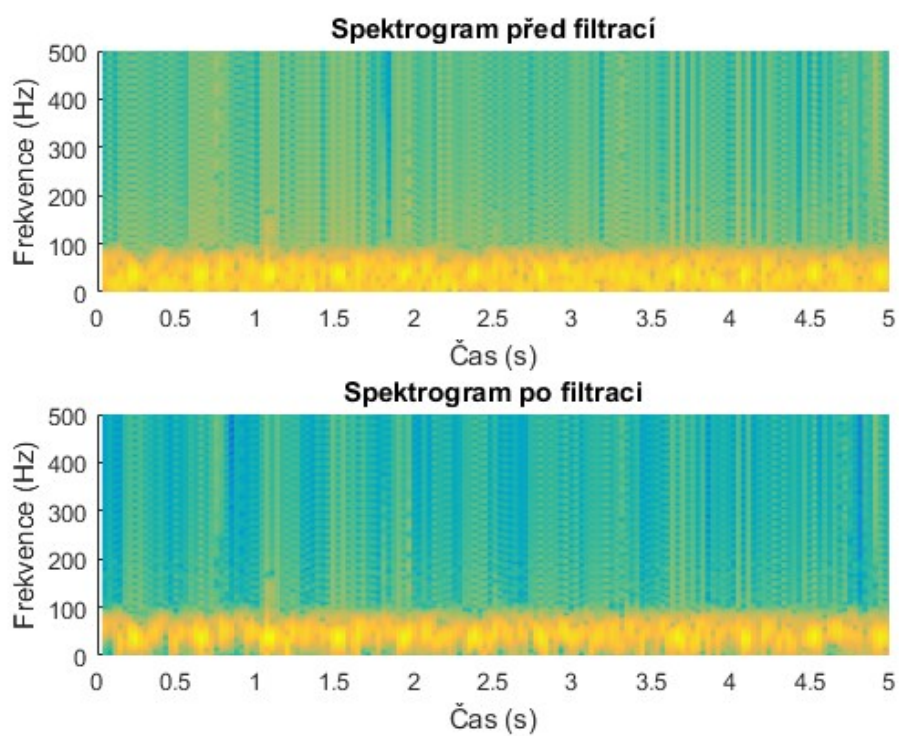
**Obrázek 163: Filtrace směsi šumu pomocí empirického rozkladu.**



**Obrázek 164: Frekvenční spektrum signálu se směsí šumu před a po filtraci empirickým rozkladem.**

Obrázek 163 vyobrazuje filtrace směsi šumu pomocí EMD. Velká část rušení se nachází v oblasti užitečného signálu, a proto nebylo rušení zcela odstraněno. Jak je patrné z frekvenčního spektra na obrázku 164, byly odfiltrovány také mateřské srdeční ozvy. Ze spektrogramu na obrázku 165 lze taktéž vidět odfiltrování šumu na nižších frekvencích.





Obrázek 165: Spektrogram signálu se směsí šumu před a po empirickém rozkladu.

Tabulka 28: Výsledek filtrace směsi šumu pomocí empirického rozkladu.

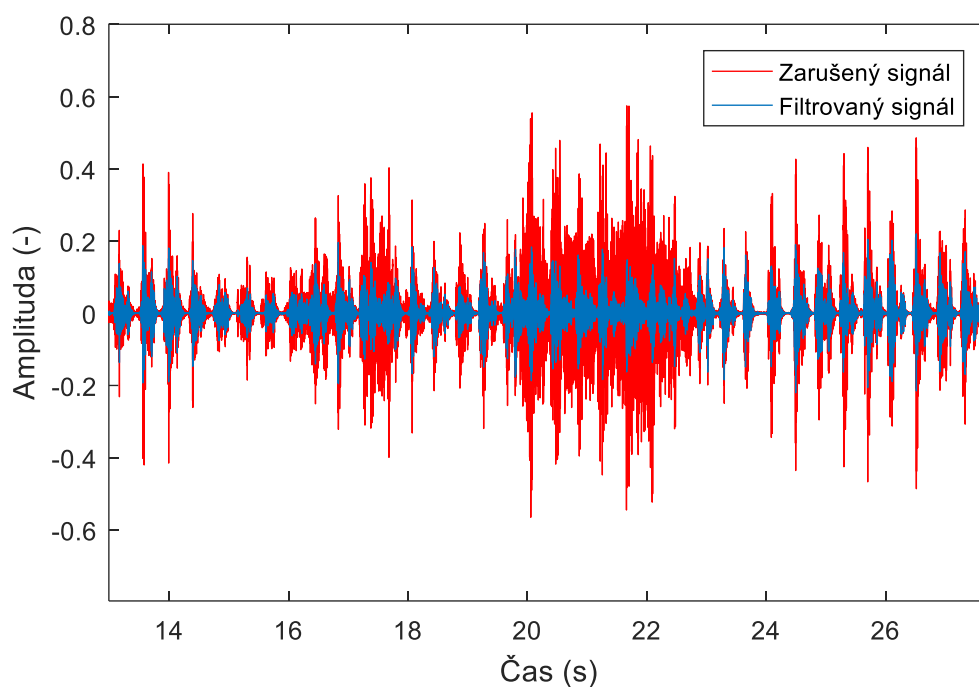
	Amplituda (-)	Pořadí rozkladu	Vstupní SNR (dB)	Výstupní SNR (dB)
Okolní hluk	0,5	1	0,43	9,26
Gaussovský šum	0,7			
Pohybové artefakty	60			
Mateřské ozvy	0,4			

## 6 Testování na reálných datech

Jelikož k reálným datům není k dispozici referenční signál, je hodnocení filtrace provedeno především vizuálně. Další možností hodnocení je poslech záznamu před a po filtraci. Tato subjektivní hodnocení však nejsou velmi přesná, neboť výsledky mohou být špatně posouzeny a ovlivněny lidskou chybou. Použitá data byla získána z databáze „Shiraz University Fetal Heart Sounds Database“ blíže popsané v kapitole 3.3. Tyto signály nejsou příliš kvalitně nasnímané, neboť signály obsahují množství šumu, jako je okolní hluk nebo smykový šum způsobený pohybem senzoru na břicho matky. Testovány byly všechny filtrační metody kromě metody ICA, neboť by byla potřeba data z dvoukanálového snímání.

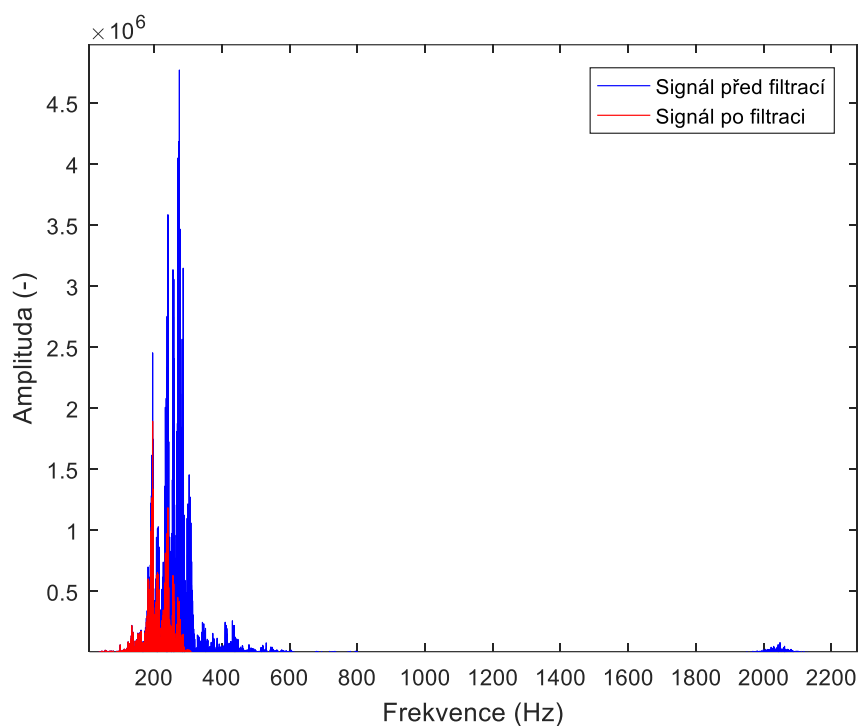
### 6.1 Adaptivní vlnková transformace

Při této filtraci byly oproti syntetickým datům pozmeněny parametry filtrace. Byl použit stupeň rozkladu 5 a vlnka Symlet 4. řádu. Empirická konstanta byla zvolena na 3,5 a vybráno bylo měkké prahování. Po této metodě byly ozvy fS1 zviditelněny, snížila se však amplituda signálu (Obrázek 166).



Obrázek 166: Testování adaptivní vlnkové transformace na reálných datech.

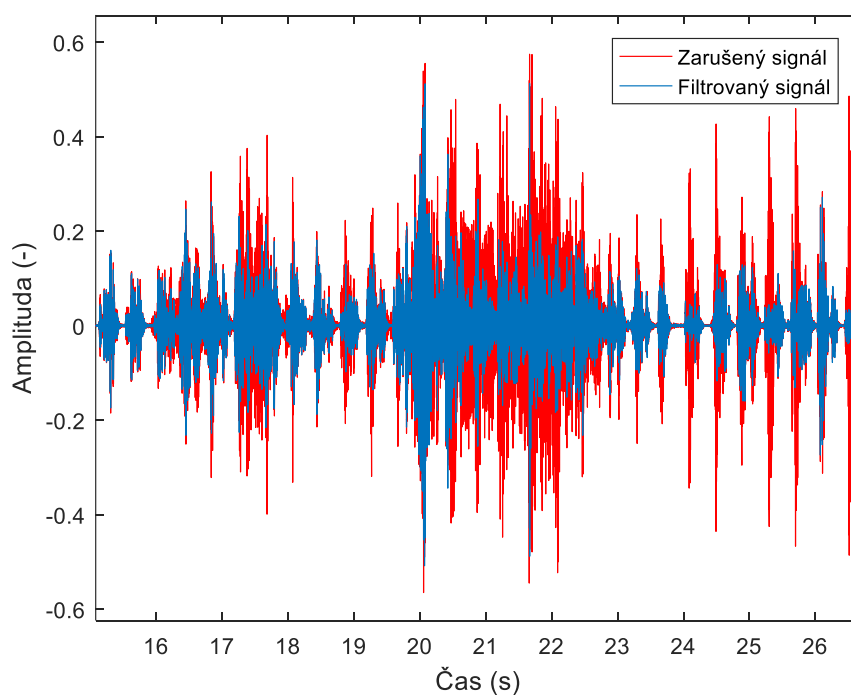
Na obrázku 167 je viditelné frekvenční spektrum signálu, kde byly odfiltrovány vyšší frekvence signálu. Po poslechu signálu lze říci, že ze signálu byly odstraněny artefakty jako je mluvení osob v okolí nebo šum způsobený pohybem snímače, zároveň však byla snížena amplituda užitečného signálu, což se projevilo sníženou hlasitostí zvukového záznamu.



Obrázek 167: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí adaptivní vlnkové transformace na reálných datech.

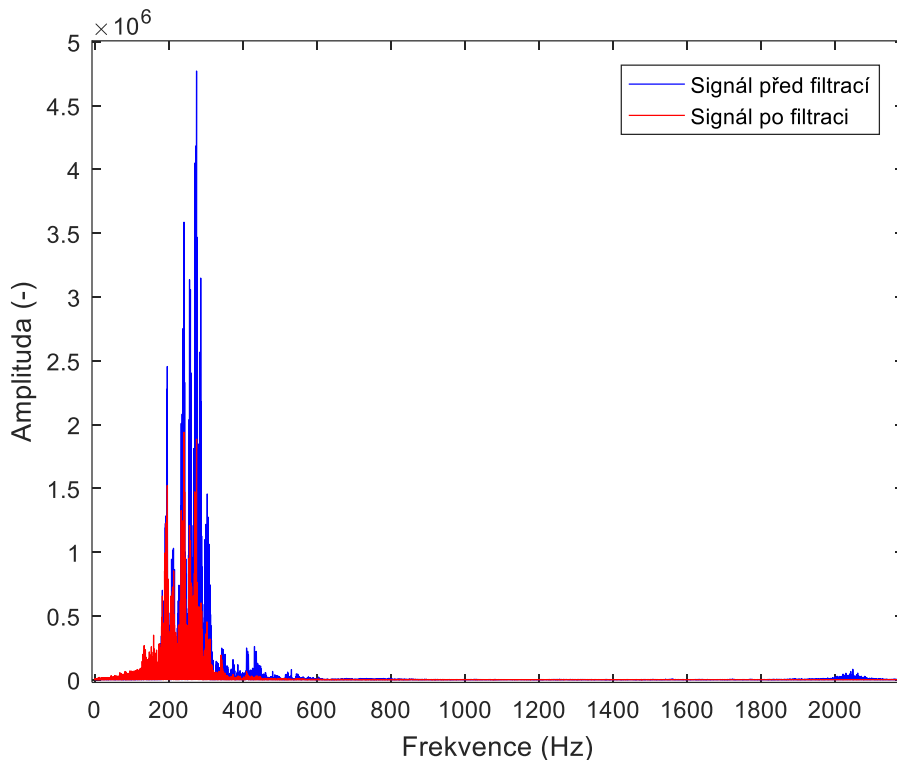
## 6.2 Empirický rozklad

Empirický rozklad nebyl natolik účinný pro zpracování reálných dat, jako vlnková transformace, ale přesto ke zlepšení došlo. Jak je viditelné na obrázku 168, došlo k odstranění šumu, ale také k filtraci užitečného signálu, a tím ke snížení amplitudy. Využit byl součet 2. a 3. IMF z celkem 19 rozkladů.



Obrázek 168: Testování empirického rozkladu na reálných datech.

Na obrázku 169 je viditelné frekvenční spektrum signálu před a po empirickém rozkladu. Zde je viditelné snížení amplitudy a eliminace ze strany vyšších frekvenčních složek. Z poslechu bylo zjištěno mírné zlepšení, ale přesto nebyl odstraněn veškerý okolní hluk, a především v oblasti 20 s nebylo snadné rozpoznat ozvy fS1.

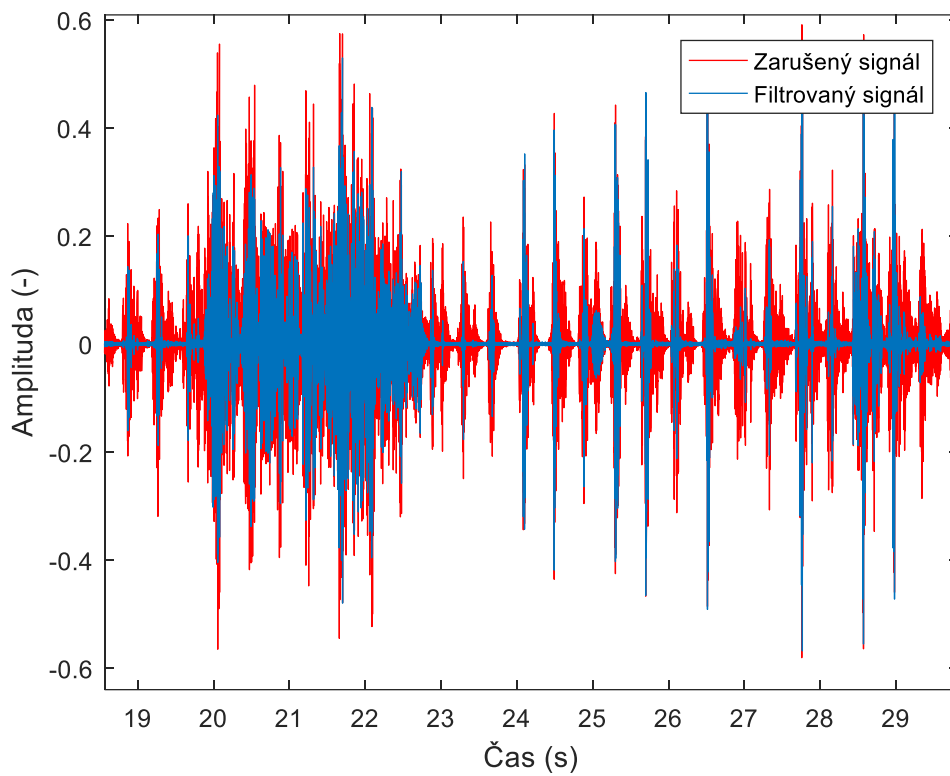


Obrázek 169: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí empirického rozkladu na reálných datech.

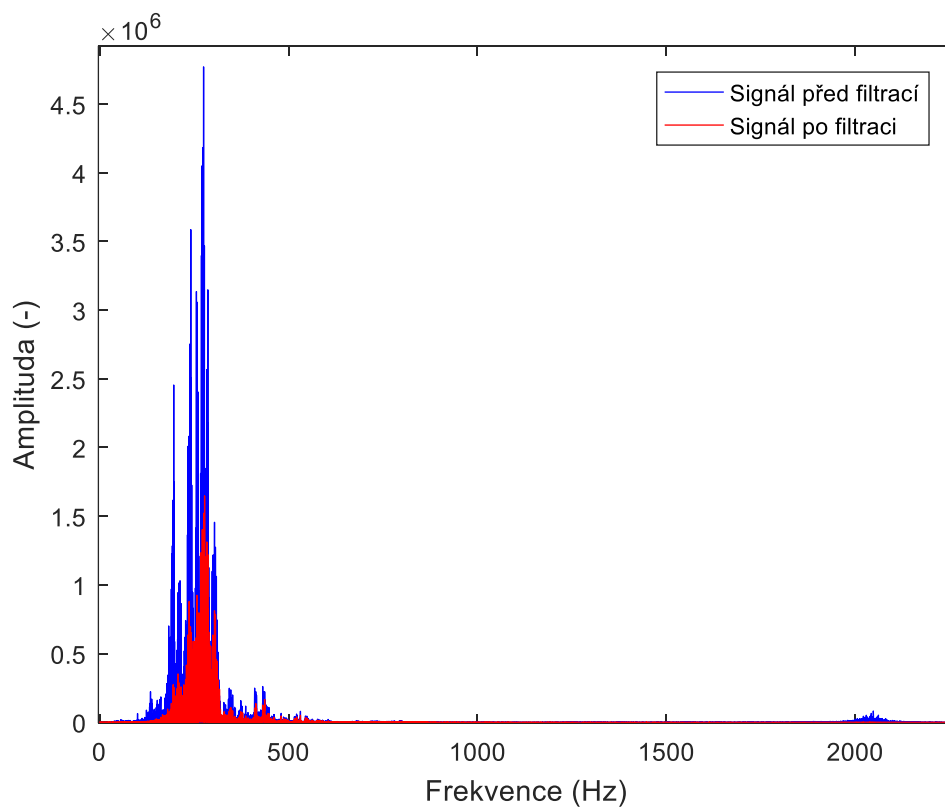
### 6.3 Soubor empirického rozkladu

Metoda EEMD byla účinnější než EMD, ale nedosahovala kvality výsledků jako WT. Signál byl rozložen na 14 IMF, přičemž dále byla použita 3. IMF. Na obrázku 170 je zobrazen průběh signálu před a po rozkladu. Je patrné, že signál byl částečně zbaven šumu, byla však odfiltrována také užitečná část signálu a ozva fS2 zmizela. Nicméně pro stanovení fHR je ozva fS2 nepodstatná.

Z frekvenčního spektra na obrázku 171 je viditelné, že amplituda byla po filtraci snížena. Navíc oproti zbylým filtracím byla eliminována spíše část nižších frekvencí. Z poslechu bylo patrné, že došlo ke zlepšení, ale okolní hluk nebyl zcela eliminován. Jak lze předpokládat dle průběhu signálu po filtraci, ozva fS2 ve zvukovém záznamu nebyla slyšitelná.



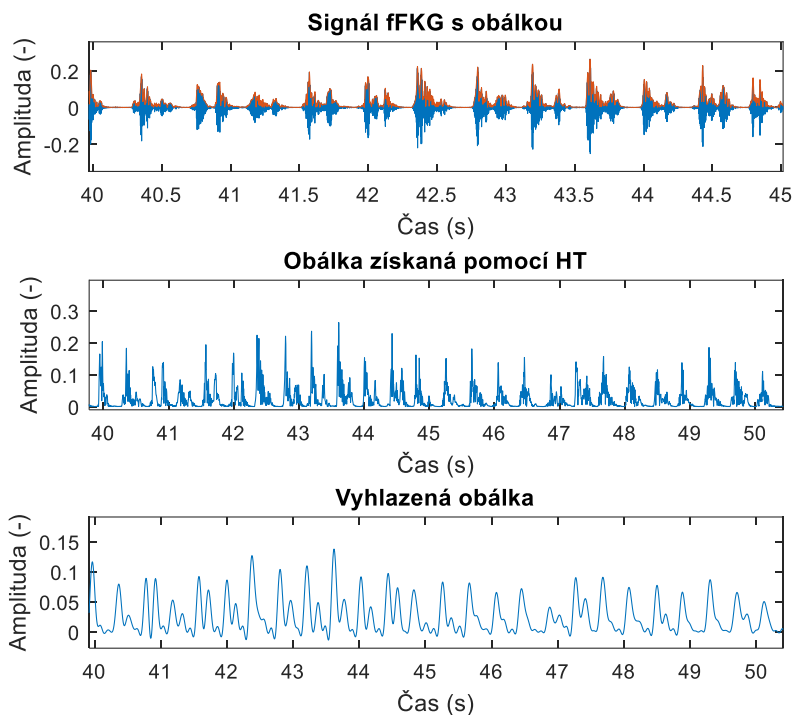
Obrázek 170: Testování souboru empirického rozkladu na reálných datech.



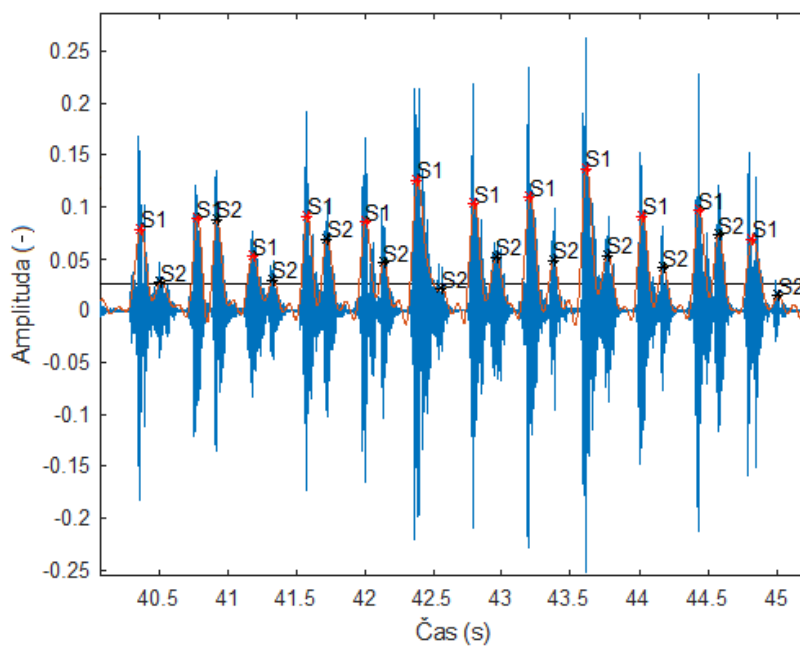
Obrázek 171: Frekvenční spektrum před a po filtraci pomocí souboru empirického rozkladu na reálných datech.

## 6.4 Hilbertova transformace a detekce ozev

Z předchozích testování lze usoudit, že nejlépe dopadla filtrace pomocí adaptivní WT. Proto je dále použita jako filtrační metoda před klasifikací pomocí Hilbertovy transformace. Na obrázku 172 je vyobrazeno nalezení obálky a její vyhlazení pomocí dolní propusti.

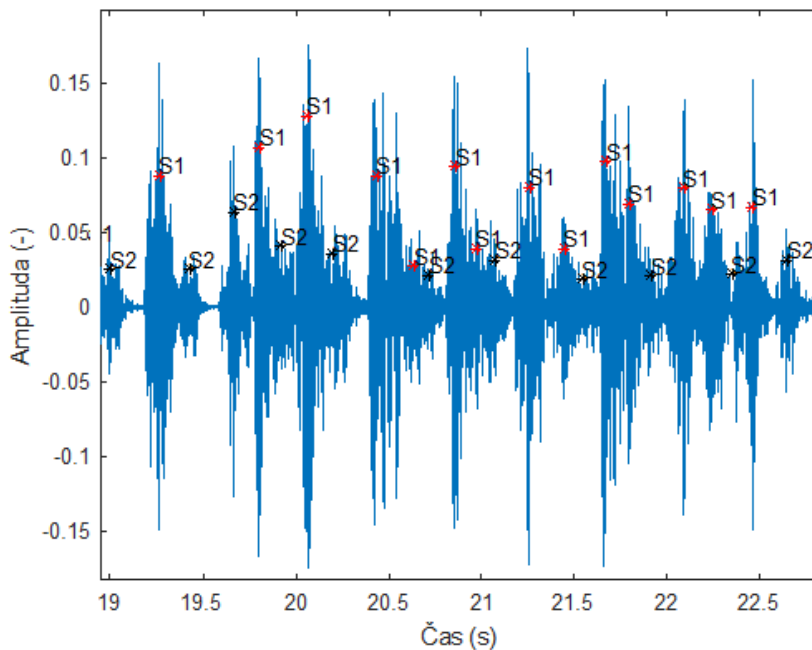


Obrázek 172: Nalezení obálky na reálných datech pomocí Hilbertovy transformace a vyhlazení dolní propustí.

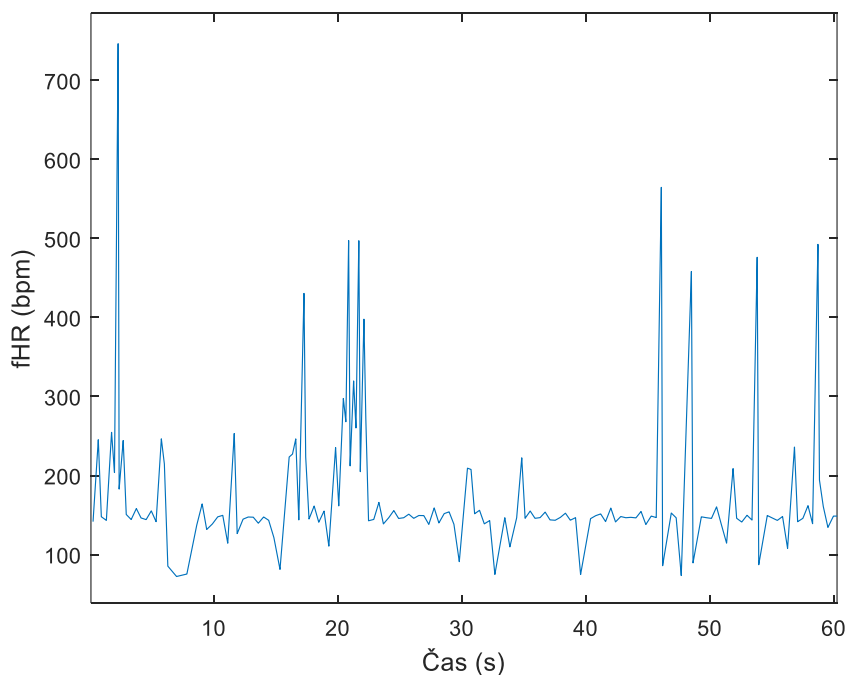


Obrázek 173: Správná detekce a klasifikace ozev na reálných datech.

Na obrázku 173 je zobrazena část signálu, kde byly ozvy detekovány a klasifikovány správně. Naopak na obrázku 174 je zobrazena problematická část signálu okolo 20 s, kde byly ozvy detekovány chybně. Obrázek 175 zobrazuje tachogram vytvořený pomocí detektoru. Lze vidět, že z důvodu chybné detekce jsou na křivce občas zaneseny chyby v podobě zákmitů s extrémními hodnotami. Tyto nepříliš příznivé výsledky jsou mimo jiné způsobeny nízkou položeným prahem tak, aby byla detekována také ozva fS2.



**Obrázek 174: Chybná detekce a klasifikace ozv na reálných datech.**



**Obrázek 175: Tachogram získaný z reálných dat.**

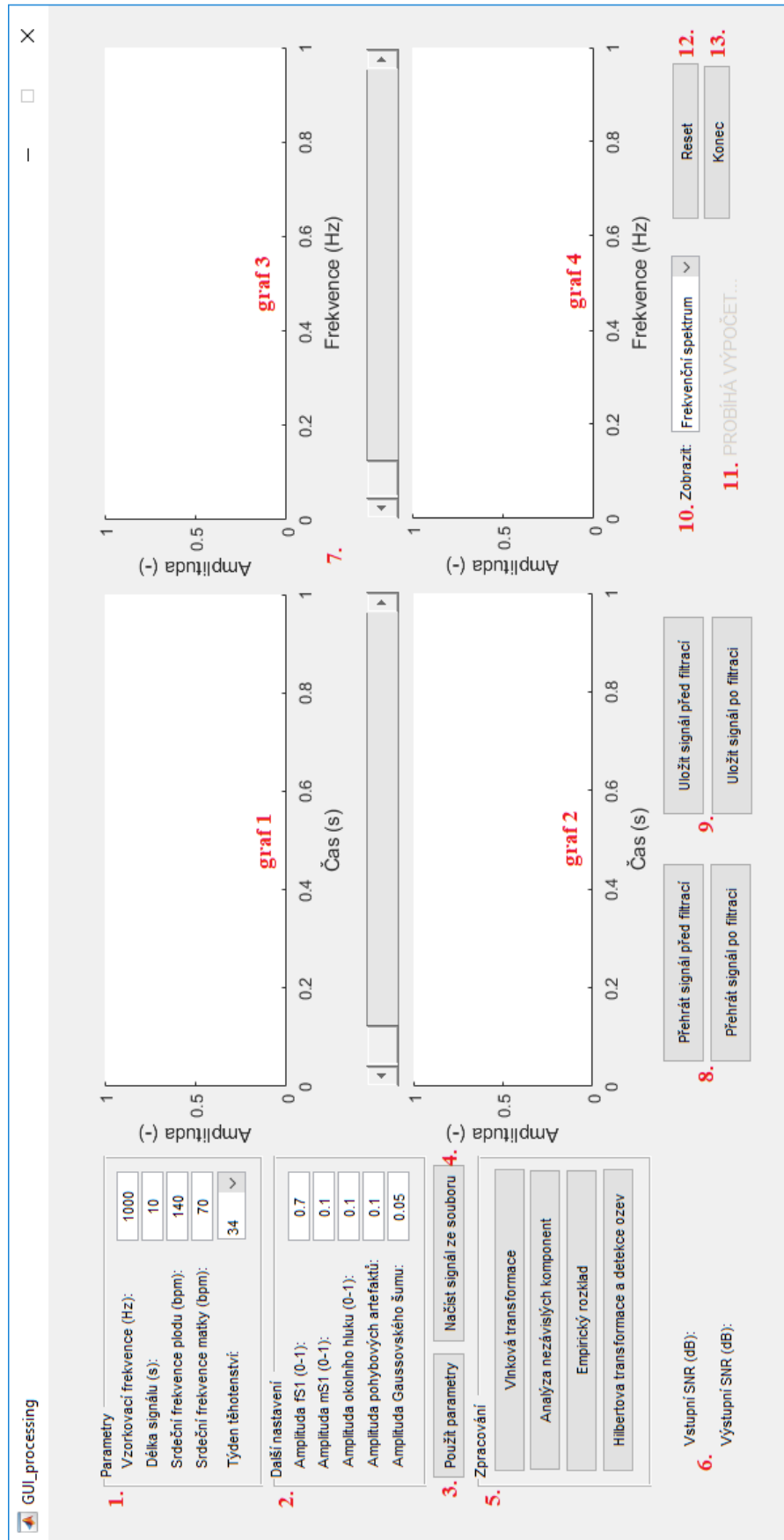
## 7 Realizace grafického uživatelského rozhraní

Pro snadnější ovládání bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní (GUI). Program je možné spustit skriptem FPCGprocessing.m. Grafické uživatelské rozhraní je vytvořeno tak, aby si mohl uživatel nasimulovat vstupní signál s různými hodnotami rušení. Poté si uživatel vybere typ filtrace, která je na signál použita. Při realizaci GUI nebyla použita filtrace EEMD kvůli její velké časové náročnosti (úprava 300s signálů trvala 30-40 minut). Vytvořené GUI je zobrazeno na obrázku 176.

Popis komponent:

1. Výběr parametrů – uživatel si zvolí parametry simulovaného signálu, jako je vzorkovací frekvence, délka signálu, průměrná srdeční frekvence plodu a matky a týden těhotenství.
2. Další nastavení – uživatel vybere amplitudu první srdeční ozvy plodu i matky a amplitudu rušení. V případě, že uživatel chce pouze ideální fFKG, nastaví u amplitudy mS1 a ostatních artefaktů hodnotu 0.
3. Použití parametry – tlačítko použije nastavené parametry a výsledný signál zobrazí v grafu 1 (vlevo nahoře). V grafu 3 (vpravo nahoře) je pak zobrazeno frekvenční spektrum, spektrogram či fHR v čase, dle výběru.
4. Načíst signál ze souboru – uživatel může také načíst vlastní signál ze souboru a použít jej jako vstupní signál pro filtraci. V tomto případě však nebude vypočteno SNR, neboť není dostupný referenční signál.
5. Zpracování – zde si uživatel vybere typ filtrace, přičemž pro každou filtraci je nastaveno vyskakovací okno, kde uživatel zadá parametry filtrace (např. u vlnkové transformace typ vlnky, počet rozkladů, empirickou konstantu, apod.).
6. Výpočet SNR – zde se zobrazí vypočtené vstupní a výstupní SNR.
7. Grafická část – grafy 1 a 2 (vlevo) jsou určeny ke zobrazení signálu před a po filtraci. Grafy 3 a 4 (vpravo) zobrazují dle výběru frekvenční spektrum, spektrogram nebo křivku fHR v čase před a po filtraci.
8. Přehrát signál – záznam před i po filtraci lze přehrát pomocí těchto tlačítek.
9. Uložit signál – signál lze uložit pomocí těchto tlačítek.
10. Zobrazit – výběr možností pro zobrazení frekvenčního spektra, spektrogramu nebo fHR v čase v grafech 3 a 4 (vpravo).
11. Probíhá výpočet – jedná se o indikaci výpočtu, při delších výpočtech tento popis zčervená.
12. Reset – toto tlačítko smaže grafy a parametry přepíše do defaultní nastavení.
13. Konec – ukončí program.





Obrázek 176: Grafické uživatelské rozhraní.

## Závěr

Tato diplomová práce se věnovala problematice zpracování a analýzy plodového fonokardiogramu. Úkolem bylo seznámit se s fyziologickou podobou plodového fonokardiogramu, možnými rušeními a vhodnými metodami k filtraci.

V první části této práce je tedy provedena literární rešerše, kde jsou popsány časové i frekvenční charakteristiky signálu, možné způsoby snímání a nejčastější typy rušení sužující plodový fonokardiogram. K referenčnímu signálu pak byly implementovány čtyři typy rušení – okolní hluk, bílý Gaussovský šum, pohybové artefakty a mateřské srdeční ozvy. Poté již bylo možné vybrat filtrační metody k testování.

Na okolní hluk i bílý Gaussovský šum byla implementována adaptivní vlnková transformace, empirický rozklad a soubor empirického rozkladu. Nejlepší výsledky měla adaptivní WT, poté EEMD a nakonec EMD. Se zvyšující se amplitudou rušení se výsledky jednotlivých metod již nelišily tak podstatně a byly srovnatelné. Při filtraci vlnkovou transformací bylo zjištěno, že při nízkých amplitudách rušení mělo lepší výsledky tvrdé prahování a u vyšších amplitud bylo vhodnější naopak měkké prahování.

Pohybové artefakty matky a plodu byly pro všechny filtrace velmi náročně, neboť se jejich frekvenční spektrum z převážné části překrývalo s užitečným signálem. Adaptivní vlnková transformace neměla při této problematice filtraci žádné významné výsledky. Metody EMD a EEMD byly účinné pouze částečně, ale byly schopny upravit signál tak, aby mohly být detekovány ozvy. Obě metody měly srovnatelné výsledky, metoda EEMD však byla vhodnější. Problémem ale byla její časová náročnost.

Mateřské srdeční ozvy byly filtrovány pomocí metody analýzy nezávislých komponent, do které vstoupily 2 signály. Metoda byla schopna zcela separovat mateřský a plodový fonokardiogram.

Detekce ozev vytvořena na základě Hilbertovy transformace byla účinná pouze na datech, která neobsahovala příliš velkou amplitudu šumu. Důvodem bylo nastavení nižší hodnoty prahu, neboť byly detekovány také druhé srdeční ozvy.

Při testování na reálných datech byla nejúčinnější vlnková transformace. Signály nebyly nasnímány velmi kvalitně a vyskytoval se v nich okolní hluk a smykový šum způsobený pohybem snímače na břiše matky. Signály po filtraci byly hodnoceny pouze subjektivně vizuálně a poslechem. Hilbertova transformace byla na reálných datech po filtraci ve většině případech schopna správné detekce a klasifikace ozev.

Navržený software pro simulaci plodového fonokardiogramu a následného zpracování by se dal vylepšit doplněním dalších adaptivních i neadaptivních filtračních metod a modernějšími algoritmy.

## Seznam použité literatury

- [1] KOVÁCS, Ferenc, et al. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2011, 104.1: 19-25.
- [2] HÁJEK, Zdeněk; EVŽEN, Č. E. C. H. a Karel MARŠÁL, 2014. *Porodnictví*. 3. zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4529-9.
- [3] ADITHYA, Prashanth Chetlur, et al. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 289-305.
- [4] ZAHORIAN, Stephen A.; ZUCKERWAR, Allan J.; KARNJANADECHA, Montri. Dual transmission model and related spectral content of the fetal heart sounds. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012, 108.1: 20-27.
- [5] CESARELLI, Mario, et al. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012, 107.3: 513-523.
- [6] BALOGH, Adám Tamás. Analysis of the heart sounds and murmurs of fetuses and preterm infants. 2015. PhD Thesis. Pázmány Péter Katolikus Egyetem.
- [7] CHOURASIA, J., V. CHOURASIA a A. K. MITTRA. Prenatal Detection of Congenital Heart Defects: Study & Comparative Analysis of Existing Techniques. ISSN 2321 -9017.
- [8] MARTINEK, R., J. NEDOMA, M. FAJKUS, et al. A Phonocardiographic-Based Fiber-Optic Sensor and Adaptive Filtering System for Noninvasive Continuous Fetal Heart Rate Monitoring. *Sensors*. DOI: 10.3390/s17040890. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/4/890>
- [9] KENNEDY, E. a J., barrister SMITH. Observations on obstetric auscultation, with an analysis of the evidences of pregnancy, and an inquiry into the proofs of the life and death of the foetus in utero. Dublin: Hodges and Smith, 1833. Dostupné z: <https://books.google.be/books?vid=GENT900000179379>
- [10] FREEMAN, R. K. a T. J. GARITE. *Fetal Heart Rate Monitoring*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN 0781735246, 9780781735247.
- [11] Littmann: 3M™ Littmann® Stethoscopes [online]. [cit. 2018-11-15]. Dostupné z: <http://www.littmann.com/>.
- [12] Neoventa [online]. 2012 [cit. 2018-11-15]. Dostupné z: <http://www.neoventa.com/products/stan>.
- [13] NAGEL, Joachim. New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 1986, 23.5-6: 295-303.

- [14] MCDONNELL, J. T. E. Knowledge-based interpretation of foetal phonocardiographic signals. In: IEE Proceedings F-Radar and Signal Processing. IET, 1990. p. 311-318.
- [15] CESARELLI, Mario, et al. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012, 107.3: 513-523.
- [16] CHOURASIA, Vijay S.; TIWARI, Anil Kumar. Development of a signal simulation module for testing of phonocardiography based prenatal monitoring systems. In: India Conference (INDICON), 2009 Annual IEEE. IEEE, 2009. p. 1-4.
- [17] JIMÉNEZ-GONZÁLEZ, Aída; JAMES, Christopher J. Extracting sources from noisy abdominal phonograms: a single-channel blind source separation method. *Medical & biological engineering & computing*, 2009, 47.6: 655-664.
- [18] PRETLOW III, Robert A.; STOUGHTON, John W. Signal processing methodologies for an acoustic fetal heart rate monitor. 1992.
- [19] CHOI, Samjin; JUNG, Gyeong Bok; PARK, Hun-Kuk. A novel cardiac spectral segmentation based on a multi-Gaussian fitting method for regurgitation murmur identification. *Signal Processing*, 2014, 104: 339-345.
- [20] RICHESON, William E., et al. A transducer for intra-uterine fetal phonocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, 1964, 2.2: 173-178.
- [21] KHANDOKER, Ahsan, et al. Validation of beat by beat fetal heart signals acquired from four-channel fetal phonocardiogram with fetal electrocardiogram in healthy late pregnancy. *Scientific reports*, 2018, 8.1: 13635.
- [22] MITTRA, Arun Kumar; CHOUDHARI, Nitin K. Development of a low cost fetal heart sound monitoring system for home care application. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 2009, 2.06: 380.
- [23] MEINBERG, David, Steven HATCHER, Marcial SANCHEZ a Samuel BEYER. View TI IC North America: Portable Adult and Fetal Phonocardiograph - Southern Methodist University. Texas Instruments [online]. Texas, 2014 [cit. 2018-11-24]. Dostupné z: [https://e2e.ti.com/support/archive/universityprogram/students/m/students\\_repository/665625#](https://e2e.ti.com/support/archive/universityprogram/students/m/students_repository/665625#)
- [24] Household Passive Wireless Fetal Heart Sound Monitoring System. Tsinghua Integrated Circuits and Systems [online]. Tsinghua, 2015 [cit. 2018-11-27]. Dostupné z: <http://www.thu-icas.org/ticas-deeEng/cgDetail.aspx?nId=49>
- [25] ROWSELL, Tim. Baby bugging: Design of a miniature integrated fetal microphone. Miniature integrated fetal microphone [online]. 1994 [cit. 2018-11-27]. Dostupné z: <http://www2.eng.cam.ac.uk/~dmh/sig/hrm2.htm>
- [26] TelehealthTechnology [online]. [cit. 2018-11-28]. Dostupné z: <http://www.telehealthtechnology.org/toolkits/electronic-stethoscopes/about-electronic-stethoscopes/technology-overview>

- [27] Základní parametry senzorů. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií [online]. Brno [cit. 2018-11-30]. Dostupné z: [http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s\\_1\\_3.htm](http://www.umel.feec.vutbr.cz/~adamek/uceb/DATA/s_1_3.htm)
- [28] VYLEGALA, Pavel. Rozdělení snímačů, požadavky kladené na snímače, vlastnosti snímačů. Docplayer[online]. [cit. 2018-11-30]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/6534867-Rozdeleni-snimacu-pozadavky-kladene-na-snimace-vlastnosti-snimacu.html>
- [29] Ruffo M, Cesarelli M, Romano M, Bifulco P, Fratini A. An algorithm for FHR estimation from foetal phonocardiographic signals. *Biomedical Signal Processing and Control* 2010 Jan; 5:131-141.
- [30] PhysioBank Databases [online]. [cit. 2018-12-01]. Dostupné z: <https://www.physionet.org/physiobank/database/>
- [31] M. Samieinasab and R. Sameni, Fetal phonocardiogram extraction using single channel blind source separation, 2015 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering, Tehran, 2015, pp. 78-83. doi: 10.1109/IranianCEE.2015.7146186
- [32] Chengyu Liu, David Springer, Qiao Li, Benjamin Moody, Ricardo Abad Juan, Francisco J Chorro, Francisco Castells, José Millet Roig, Ikaro Silva, Alistair E W Johnson, Zeeshan Syed, Samuel E Schmidt, Chrysa D Papadaniil, Leontios Hadjileontiadis, Hosein Naseri, Ali Moukadem, Alain Dieterlen, Christian Brandt, Hong Tang, Maryam Samieinasab, Mohammad Reza Samieinasab, Reza Sameni, Roger G Mark, and Gari D Clifford. An open access database for the evaluation of heart sound algorithms, *Physiological Measurement*. 2016 Dec;37(12):2181-2213.
- [33] Fetaphon Home Monitoring System. PentaVox [online]. [cit. 2018-12-01]. Dostupné z: <http://www.pentavox.hu/fetaphonen.html>
- [34] Electronic Stethoscope JABES. Medical Expo [online]. [cit. 2018-12-01]. Dostupné z: <http://www.medicalexpo.com/prod/gs-technology-co-ltd/product-108494-787605.html>
- [35] EKUORE PRO. Ekuore [online]. [cit. 2018-12-01]. Dostupné z: <https://www.ekuore.com/en/wireless-stethoscope/>
- [36] [MATIS] my baby's beat [online]. [cit. 2018-12-01]. Dostupné z: <http://mybabysbeat.com/>
- [37] It takes a village [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://ittakesavillage.tips/baby-heartbeat-monitor/>
- [38] UnbornHeart Fetal Doppler (iOS, Android) [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.unbornheart.com/>
- [39] BabyScope [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://babyscopeapp.com/>
- [40] ZUCKERWAR, Allan J., et al. Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 1993, 40.9: 963-969.
- [41] CHOURASIA, V. S. a A. K. TIWARI. Design Methodology of a New Wavelet Basis Function for Fetal Phonocardiographic Signals. *The Scientific World Journal*. DOI: 10.1155/2013/505840. ISSN 1537-744X.
- [42] KÄHLER, C., et al. The application of fetal magnetocardiography (FMCG) to investigate fetal arrhythmias and congenital heart defects (CHD). *Prenatal diagnosis*, 2001, 21.3: 176-182.

- [43] SMRCEK, Jan Michael, et al. Detection rate of early fetal echocardiography and in utero development of congenital heart defects. *Journal of ultrasound in medicine*, 2006, 25.2: 187-196.
- [44] MANGANARO, L., et al. Assessment of congenital heart disease (CHD): is there a role for fetal magnetic resonance imaging (MRI)?. *European journal of radiology*, 2009, 72.1: 172-180.
- [45] ALFIREVIC, Zarko, et al. Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour. *Cochrane Database Syst Rev*, 2006, 3.3: 81.
- [46] MAULIK, Debabrata; NANDA, Navin C.; SAINI, Vasant D. Fetal Doppler echocardiography: methods and characterization of normal and abnormal hemodynamics. *American Journal of Cardiology*, 1984, 53.4: 572-578.
- [47] GRAATSMA, E. M., et al. Fetal electrocardiography: feasibility of long-term fetal heart rate recordings. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 2009, 116.2: 334-338.
- [48] NEILSON, James P. Fetal electrocardiogram (ECG) for fetal monitoring during labour. *Cochrane database of systematic reviews*, 2006, 3.
- [49] STRASBURGER, Janette F.; CHEULKAR, Bageshree; WAKAI, Ronald T. Magnetocardiography for fetal arrhythmias. *Heart Rhythm*, 2008, 5.7: 1073-1076.
- [50] TOBLER, David R.; DIAB, Mohamed K.; KOPOTIC, Robert J. Fetal pulse oximetry sensor. U.S. Patent No 6,285,896, 2001.
- [51] GOOVAERTS, H. G.; VAN GEIJN, H. P.; ROMPELMAN, O. An inductive sensor for recording of fetal movements and sounds. In: *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1991. Vol. 13: 1991., *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 1991. p. 1622-1623.
- [52] DOLEŽEL, Jiří. Jednoduchý vlnkový filtr EKG signál. Brno, 2014, 41 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [53] JANU, Joshua. Vlnkový wienerovský filtr EKG signálů. Brno, 2014, 64 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Lukáš Smital.
- [54] KAMDI, Trushna; PATHAN, Naziya; DUBEY, Shyam. A Non-Invasive Method for Extraction of Fetal Heart Sound Signals using a Statistical Tool. *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*, 2017, 5.3: 41-44.
- [55] MESSER, Sheila R.; AGZARIAN, John; ABBOTT, Derek. Optimal wavelet denoising for phonocardiograms. *Microelectronics journal*, 2001, 32.12: 931-941.
- [56] CINIBURK, Jindřich. Možnosti využití Hilbert-Huangovy transformace pro detekci evokovaných potenciálů. *Kognice a umělý život*, 57-60.
- [57] TARALUNGA, Dragos Daniel; TAUTAN, Alexandra Maria; UNGUREANU, Georgeta Mihaela. An Efficient Method for Fetal Heart Sounds Detection Based on Hilbert Transform. In: *2018 International Conference and Exposition on Electrical And Power Engineering (EPE)*. IEEE, 2018. p. 0916-0919.
- [58] SAMENI, Reza; CLIFFORD, Gari D. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*, 2010, 3: 4.

- [59] ROMANO, Maria, et al. Analysis of foetal heart rate variability components by means of empirical mode decomposition. In: XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016. Springer, Cham, 2016. p. 71-74.
- [60] WARBHE, Anil Dada; DHARASKAR, Rajiv V.; KALAMBHE, Bharati. A single channel phonocardiograph processing using EMD, SVD, and EFICA. In: 2010 3rd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology. IEEE, 2010. p. 578-581.
- [61] VEVERKA, Michal. Úprava knihovny Hilbert-Huangovy transformace. Plzeň, 2016. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd. Vedoucí práce Tomáš Prokop. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11025/23839>.
- [62] PAPADANIIL, Chrysa D.; HADJILEONTIADIS, Leontios J. Efficient heart sound segmentation and extraction using ensemble empirical mode decomposition and kurtosis features. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2014, 18.4: 1138-1152.
- [63] TARALUNGA, Dragos Daniel; NEAGU, G. Mihaela. An ensemble empirical mode decomposition based method for fetal phonocardiogram enhancement. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018. Springer, Singapore, 2019. p. 387-391.
- [64] WU, Zhaohua; HUANG, Norden E. Ensemble empirical mode decomposition: a noise-assisted data analysis method. Advances in adaptive data analysis, 2009, 1.01: 1-41.
- [65] HYVARINEN, A., Erkki OJA. Independent component analysis: A Tutorial [online]. 1999 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://www.stat.ucla.edu/~yuille/courses/Stat161-261-Spring14/HyvO00-icatut.pdf>.
- [66] PAN, J. a W. J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISBN 10.1109/TBME.1985.325532. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122029/>.
- [67] MARTINEK, R.. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. Ostrava, 2014. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imn429/>. Disertační práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce J. ŽÍDEK.
- [68] BLAND, J. M., D. G. ALTMAN. Measuring agreement in method comparison studies. Stat. Methods Med. Res. 1999.
- [69] TU, Zhihai, Guitao CAO, Qiao LI, XIANXIA ZHANG a JUN SHI. Improved methods for detecting main components of heart sounds [online]. [cit. 2016-12-15]. DOI: 10.1109/ICNC.2010.5584140. ISBN 10.1109/ICNC.2010.5584140. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5584140/>
- [70] HLAVÁČOVÁ, Kristýna Detektor srdečních ozev. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 56 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

## Seznam příloh

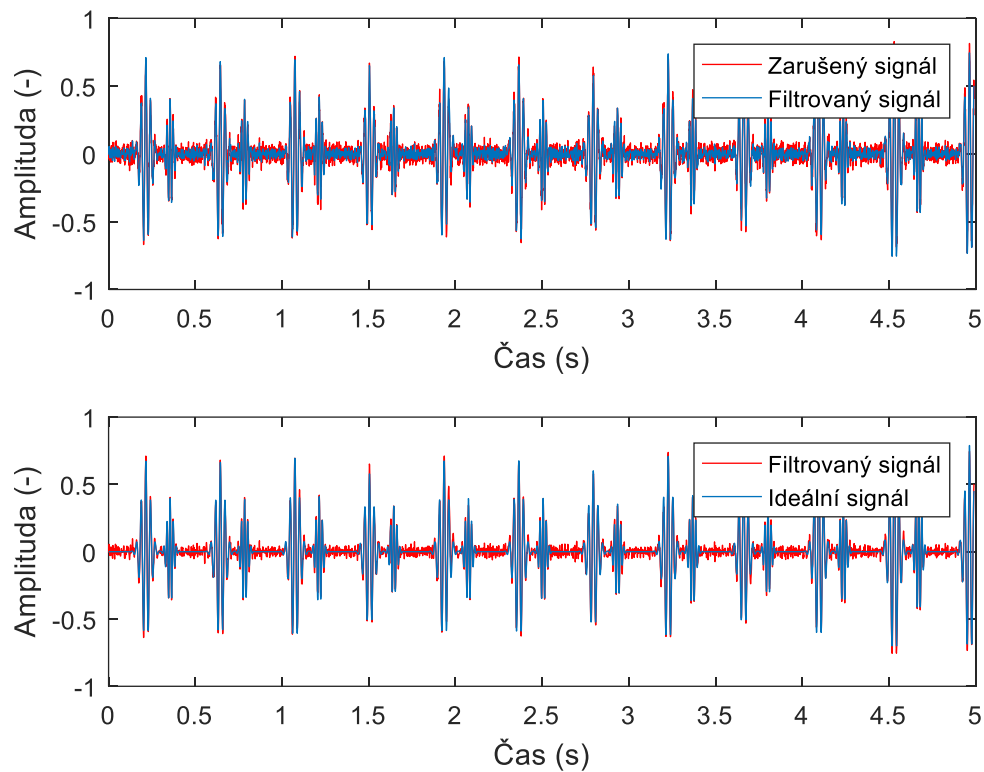
<b>Příloha A: Obsah přiloženého CD .....</b>	<b>147</b>
<b>Příloha B: Výsledky filtrace okolního hluku pomocí EMD .....</b>	<b>148</b>
<b>Příloha C: Výsledky filtrace Gaussovského šumu pomocí EMD .....</b>	<b>158</b>



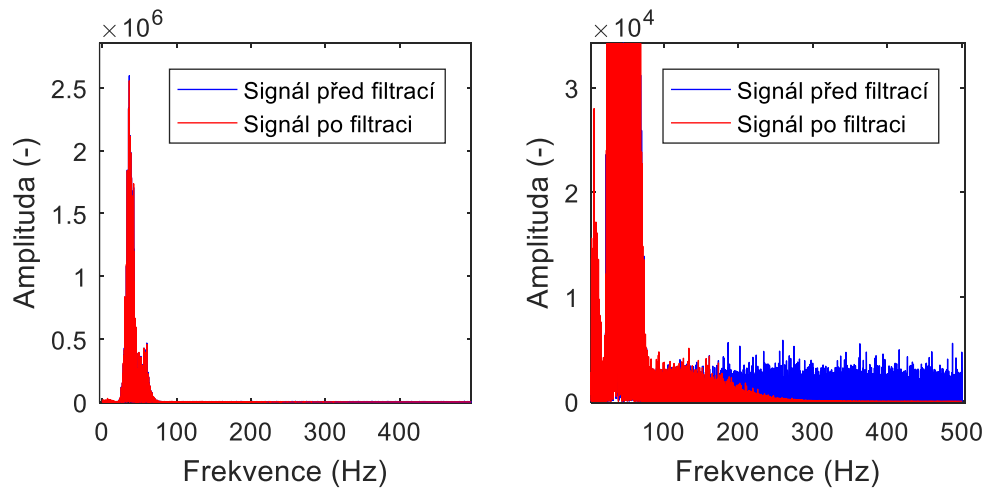
## **Příloha A: Obsah přiloženého CD**

- Soubor DP\_CHO0112\_Cholevova.pdf – PDF soubor obsahuje textovou část bakalářské práce.
- Program\_CHO0112\_Cholevova – Adresář se zdrojovými kódy programu.

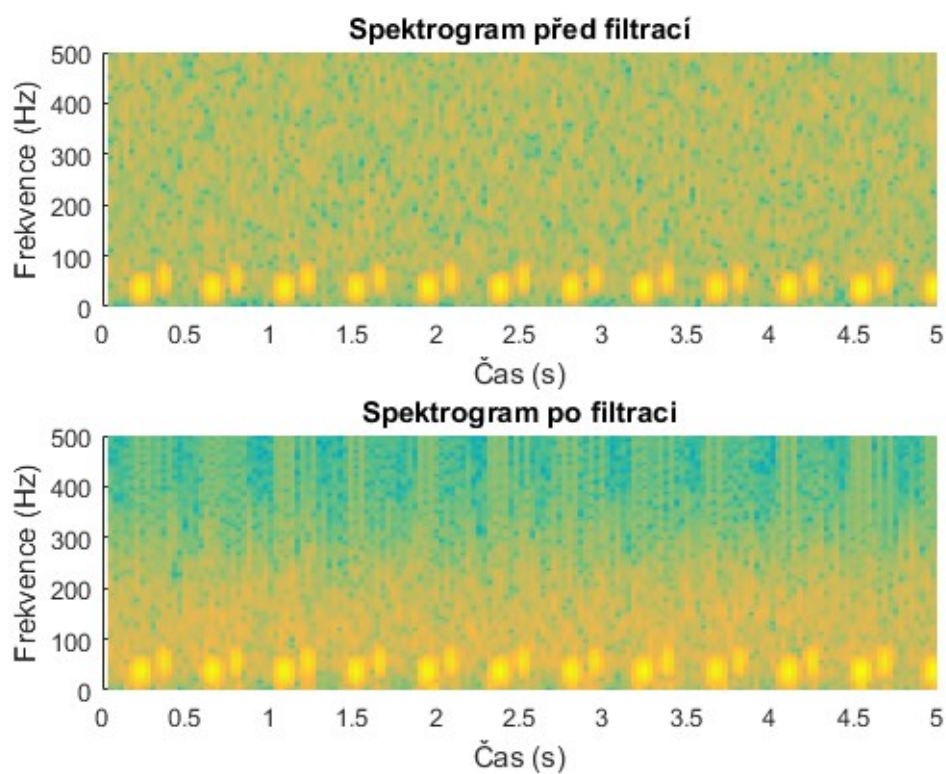
## Příloha B: Výsledky filtrace okolního hluku pomocí EMD



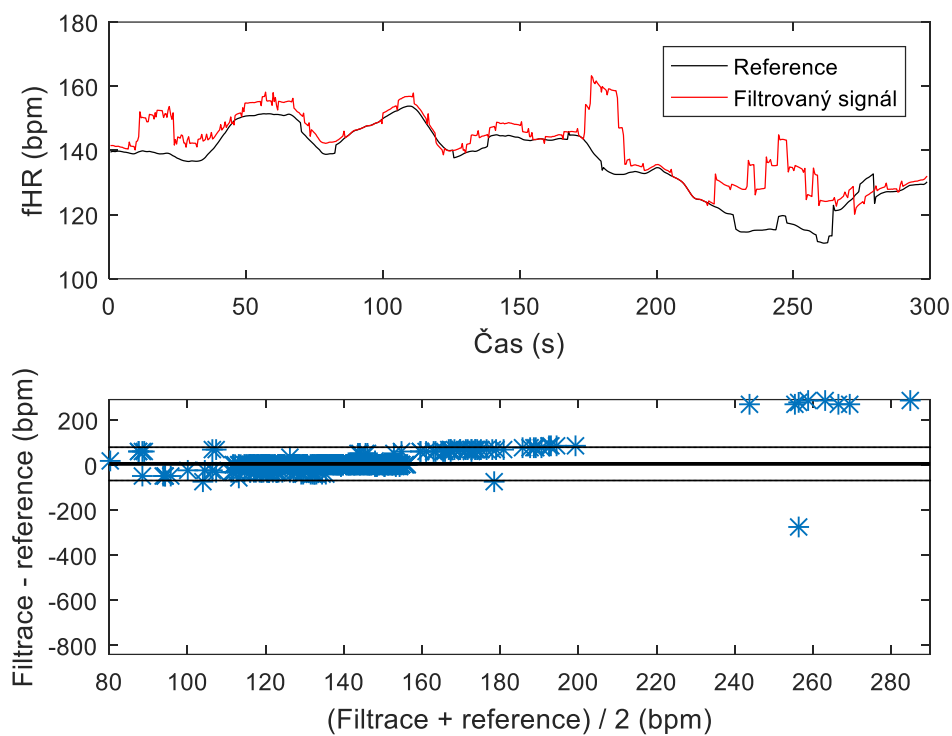
Obrázek 177: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=0,4$ ).



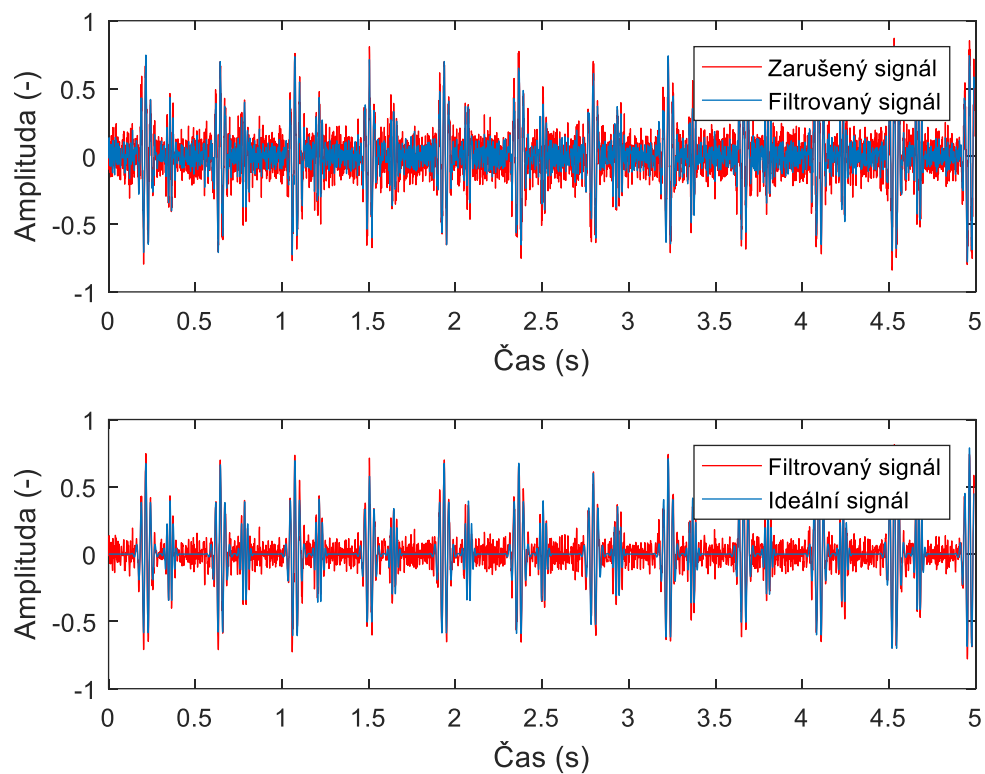
Obrázek 178: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).



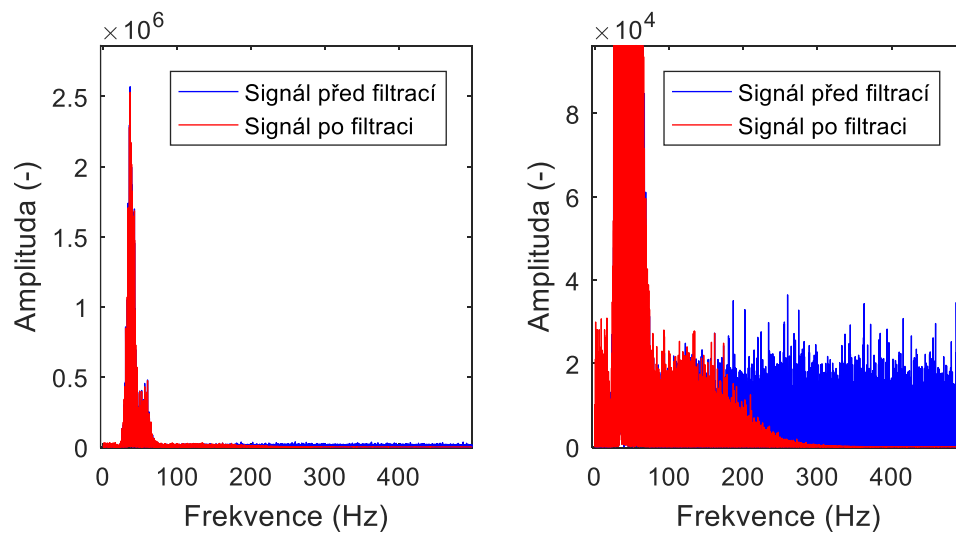
Obrázek 179: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).



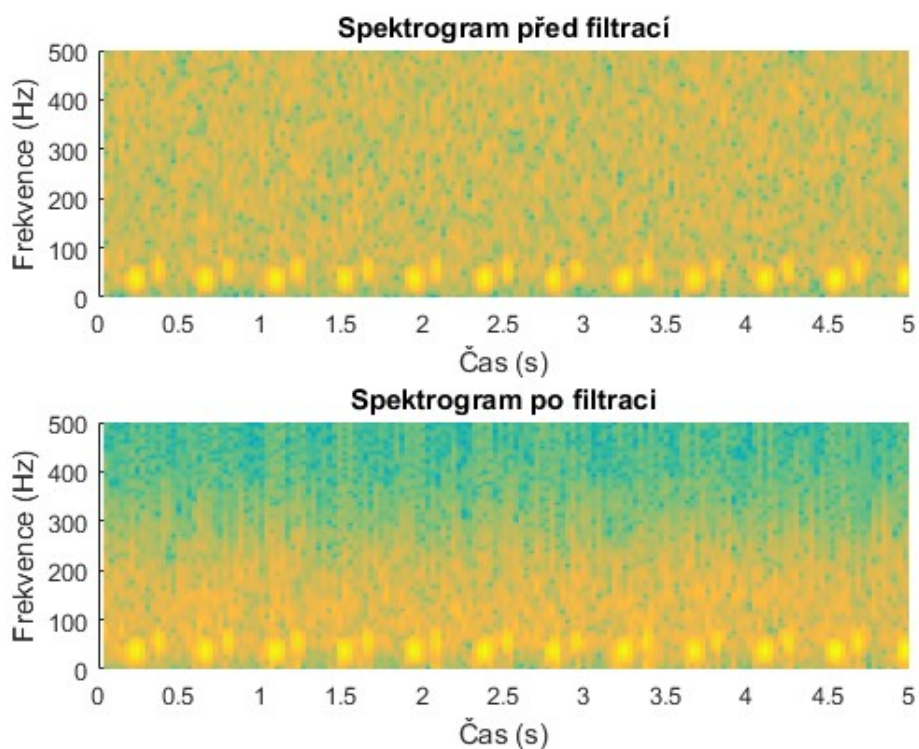
Obrázek 180: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=0,4$ ).



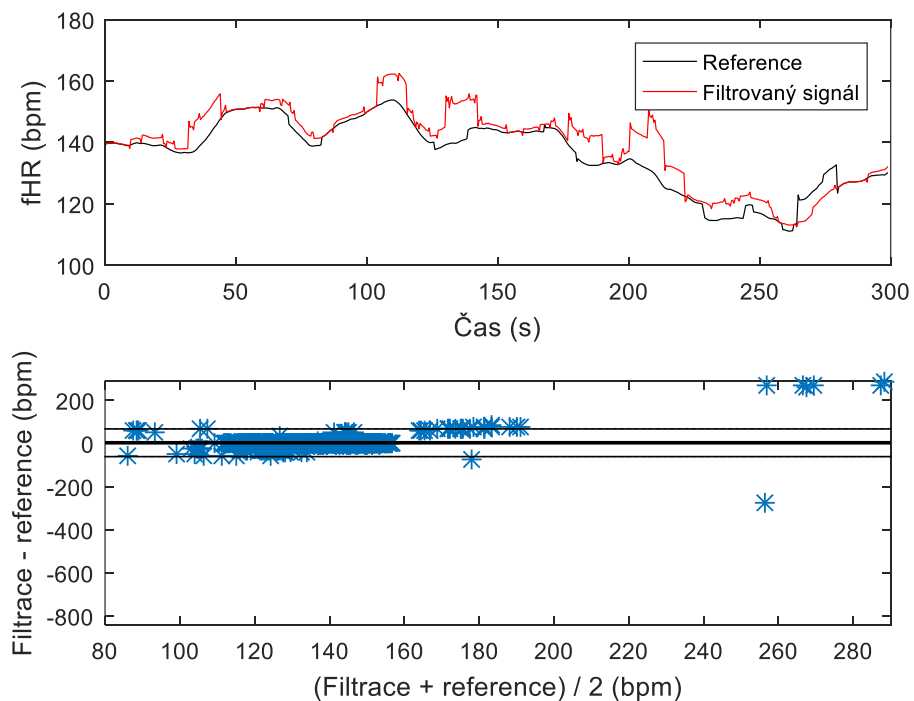
Obrázek 181: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem (A=1).



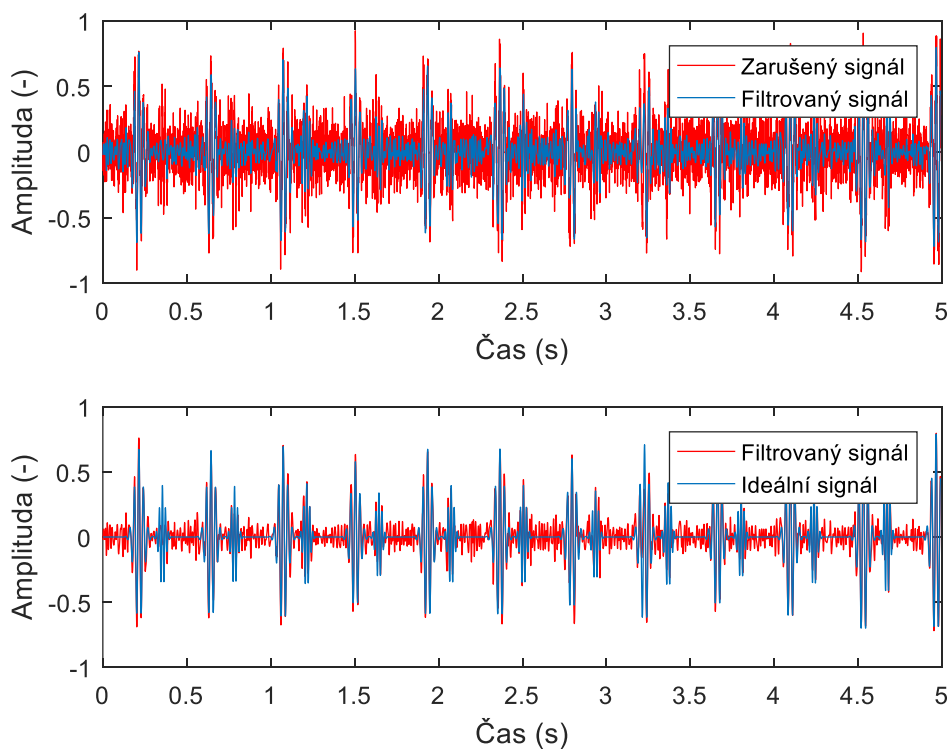
Obrázek 182: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu (A=1).



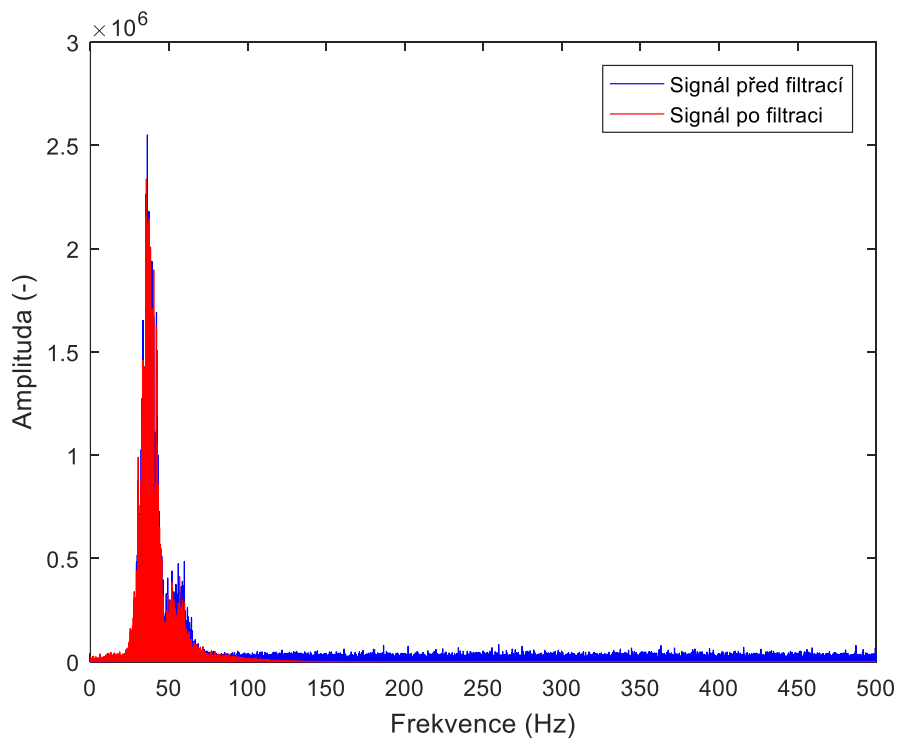
Obrázek 183: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1$ ).



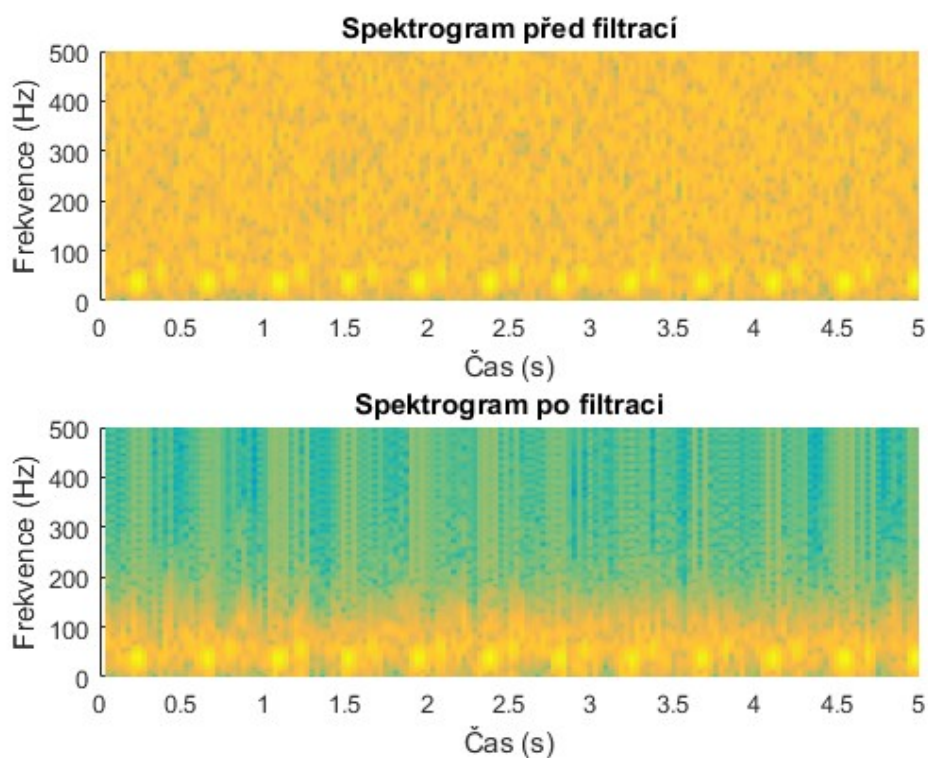
Obrázek 184: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1$ ).



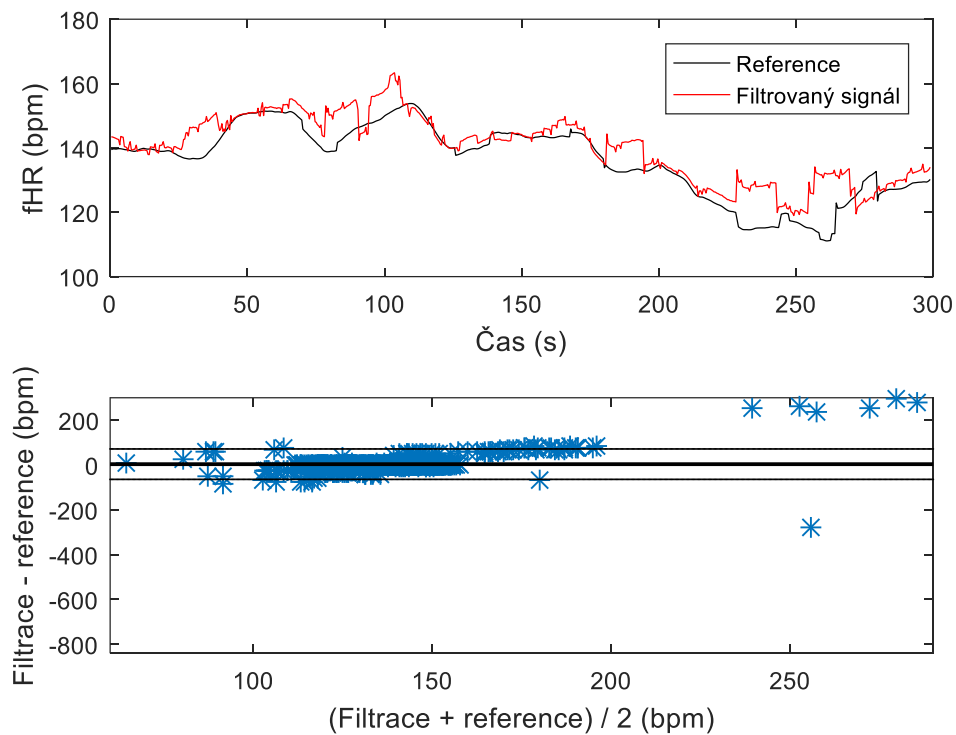
Obrázek 185: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=1,5$ ).



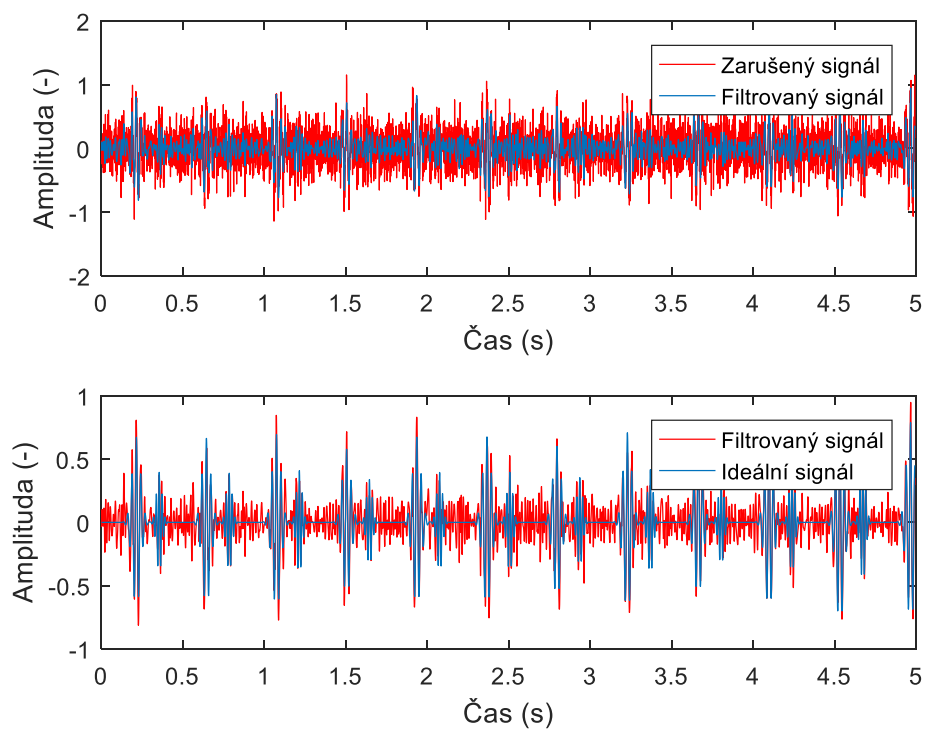
Obrázek 186: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).



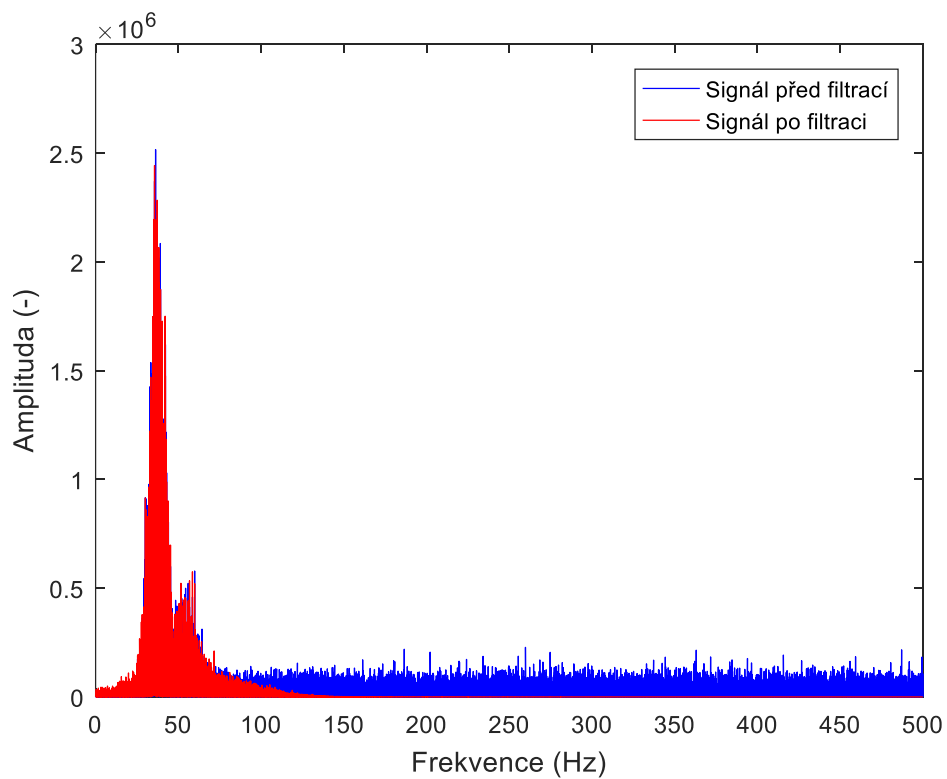
Obrázek 187: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).



Obrázek 188: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=1,5$ ).

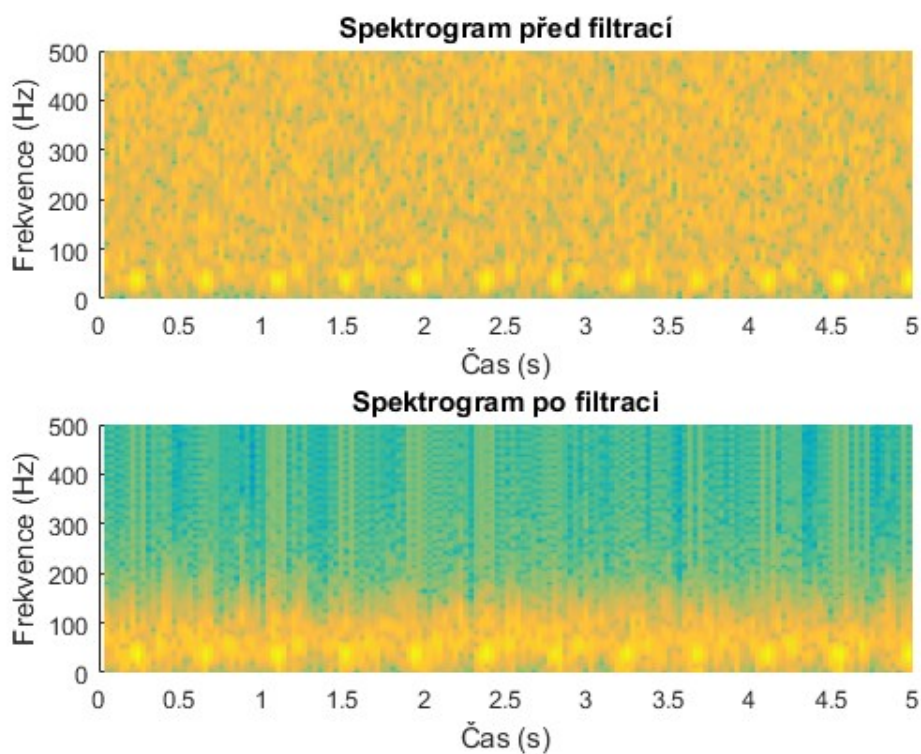


Obrázek 189: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=2,5$ ).

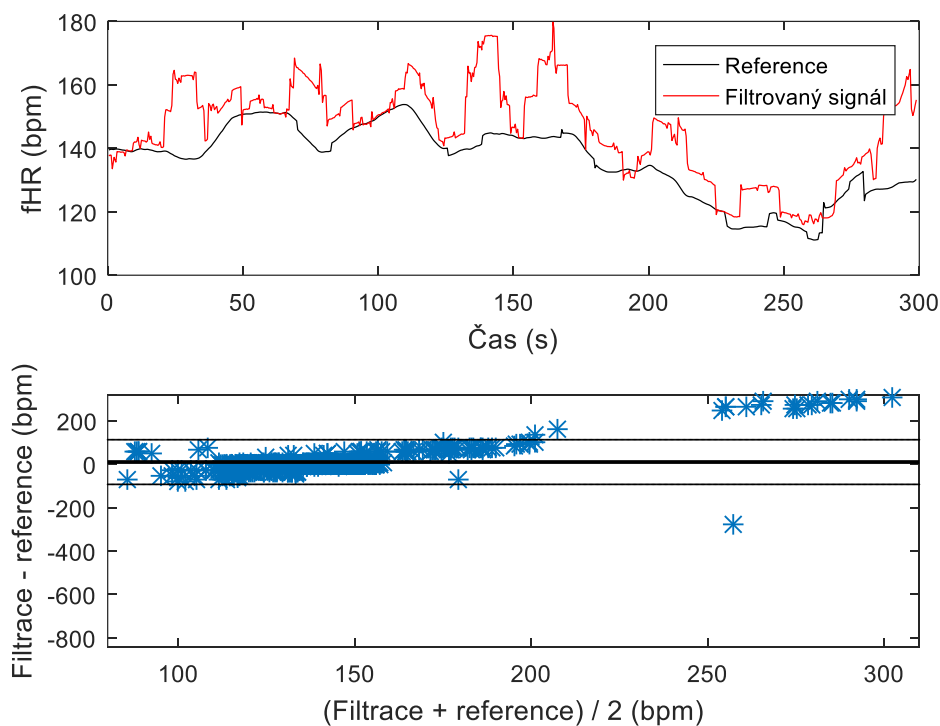


Obrázek 190: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).

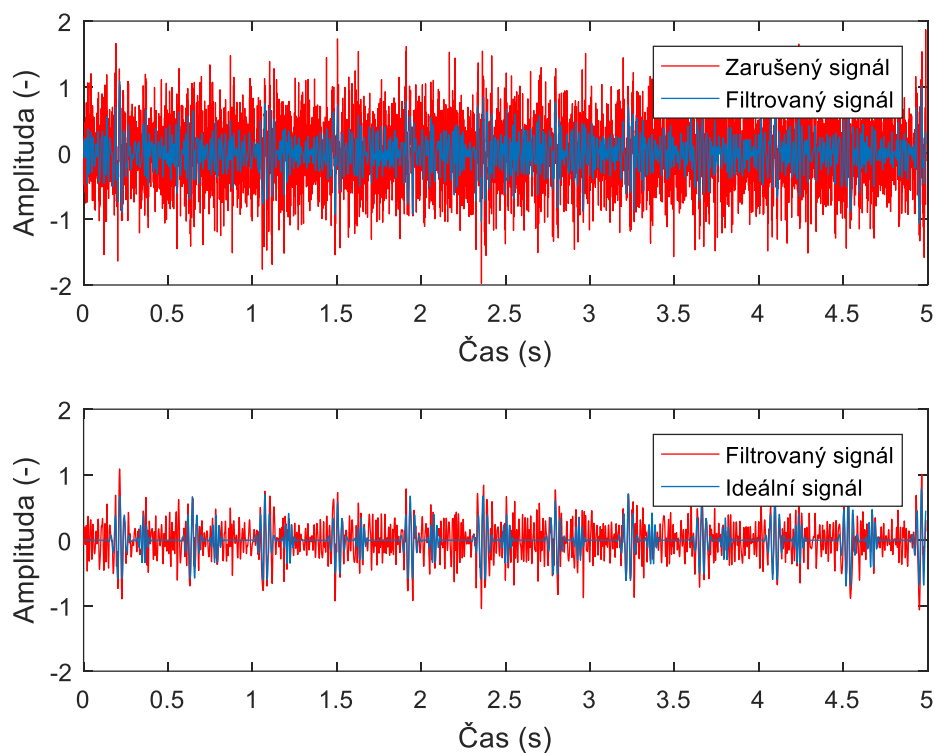




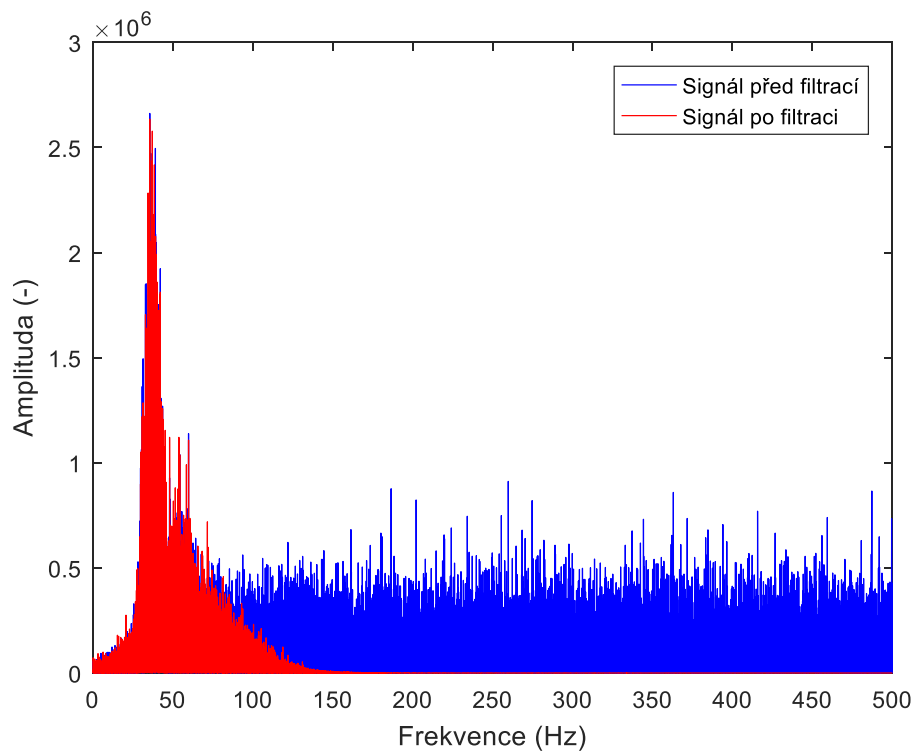
Obrázek 191: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).



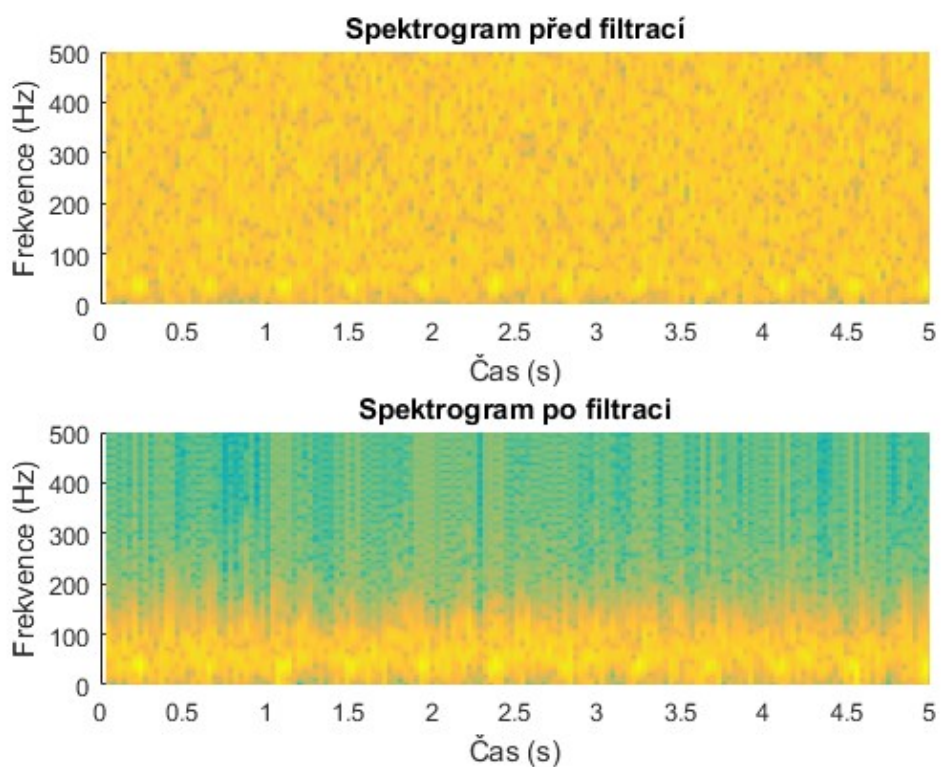
Obrázek 192: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=2,5$ ).



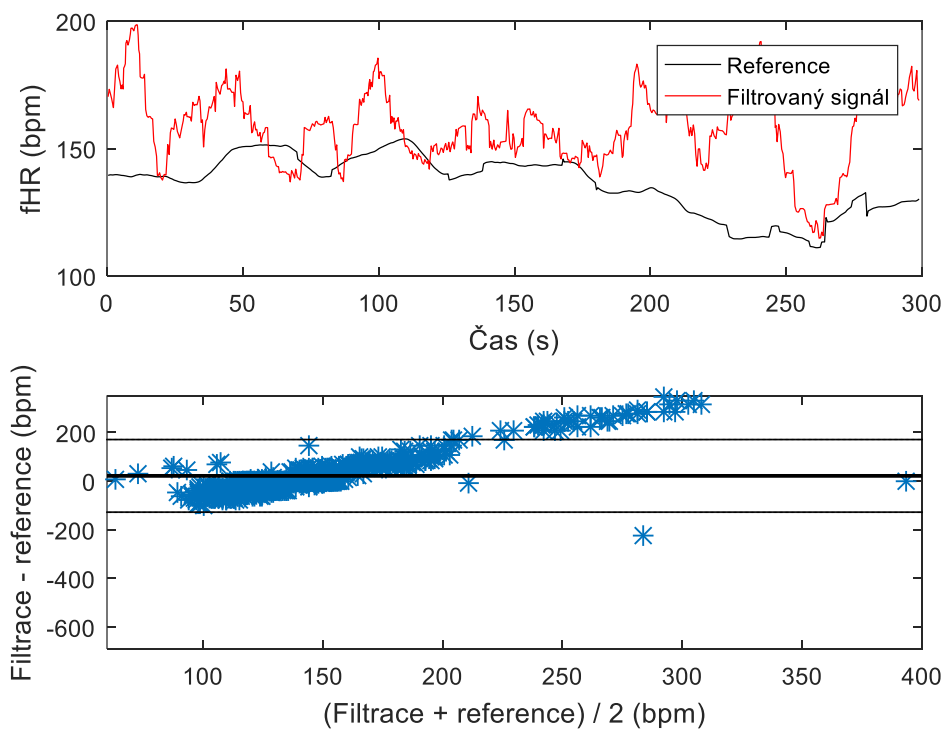
Obrázek 193: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného okolním hlukem ( $A=5$ ).



Obrázek 194: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).

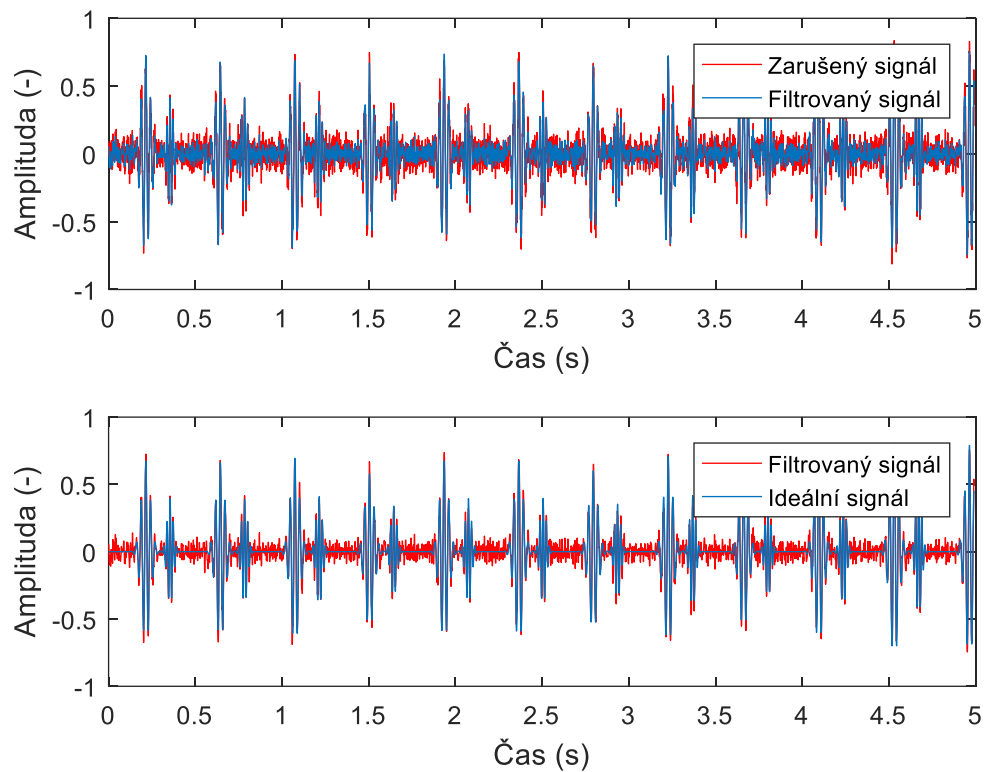


Obrázek 195: Spektrogram signálu před a po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).

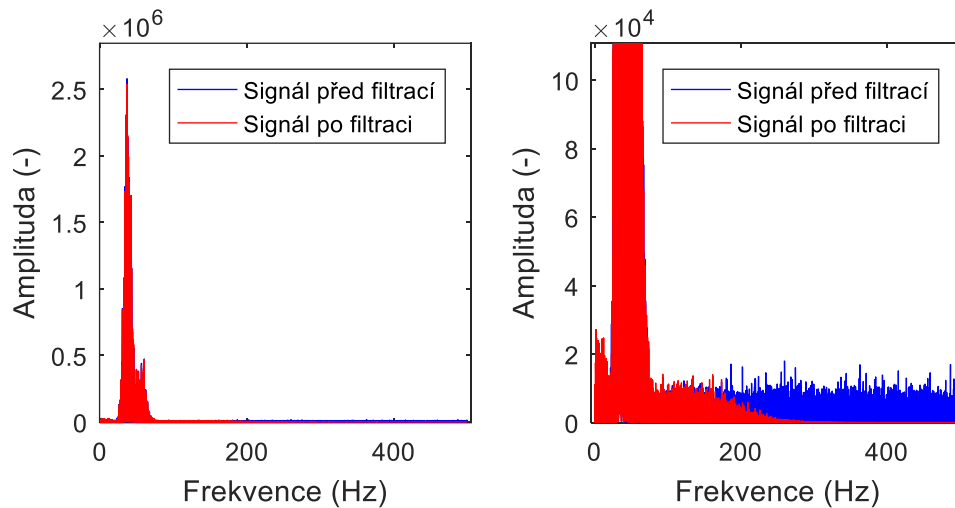


Obrázek 196: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci okolního hluku pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).

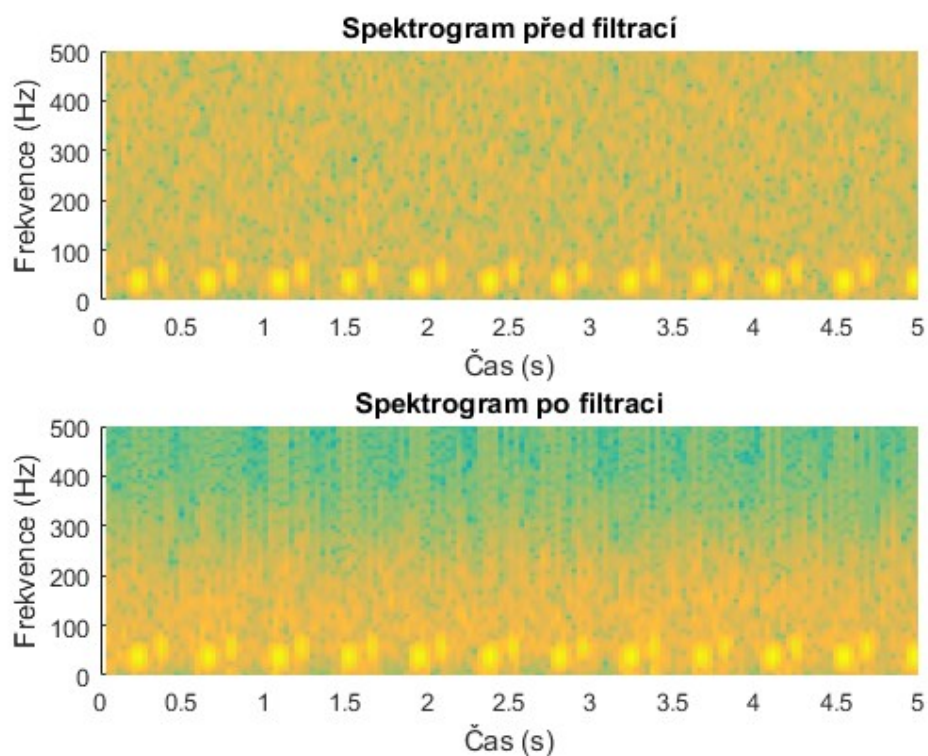
## Příloha C: Výsledky filtrace Gaussovského šumu pomocí EMD



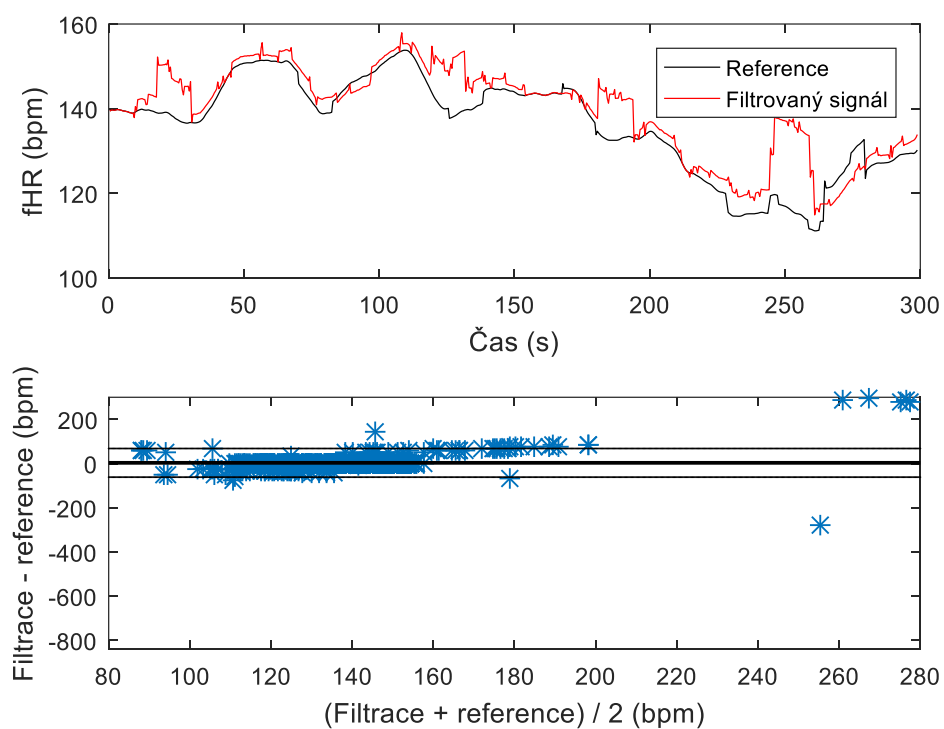
Obrázek 197: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=0,7$ ).



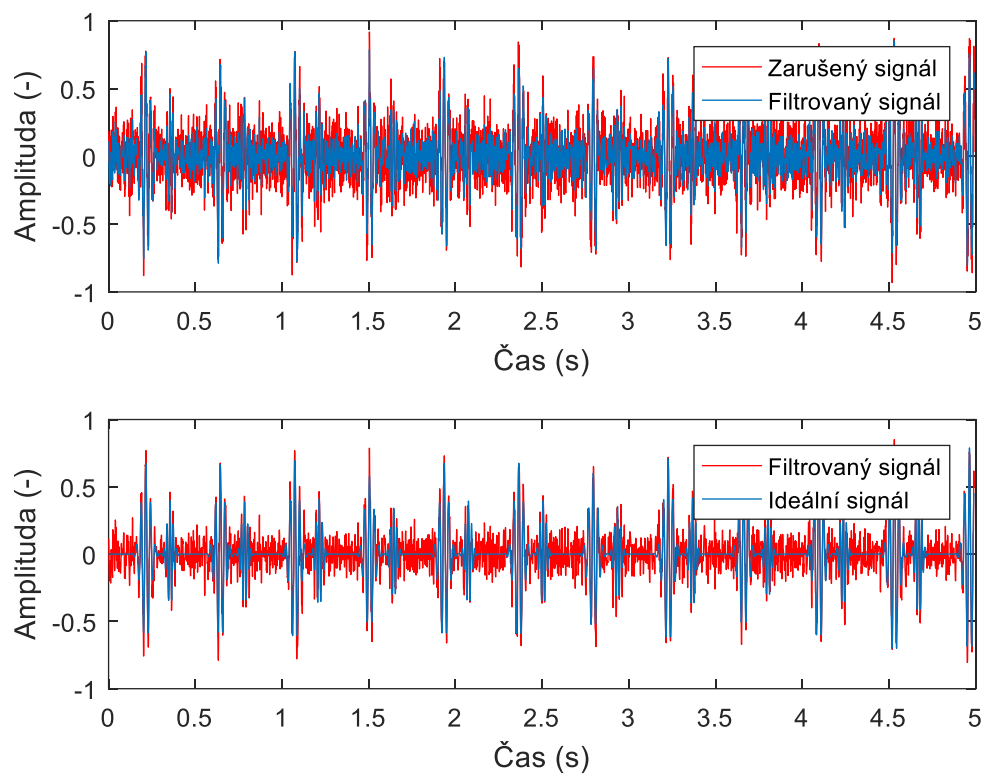
Obrázek 198: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).



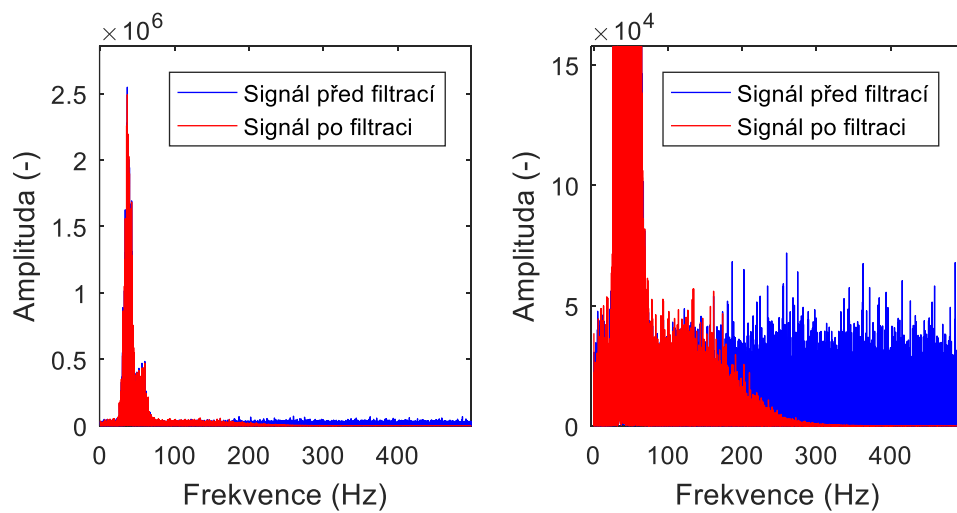
Obrázek 199: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).



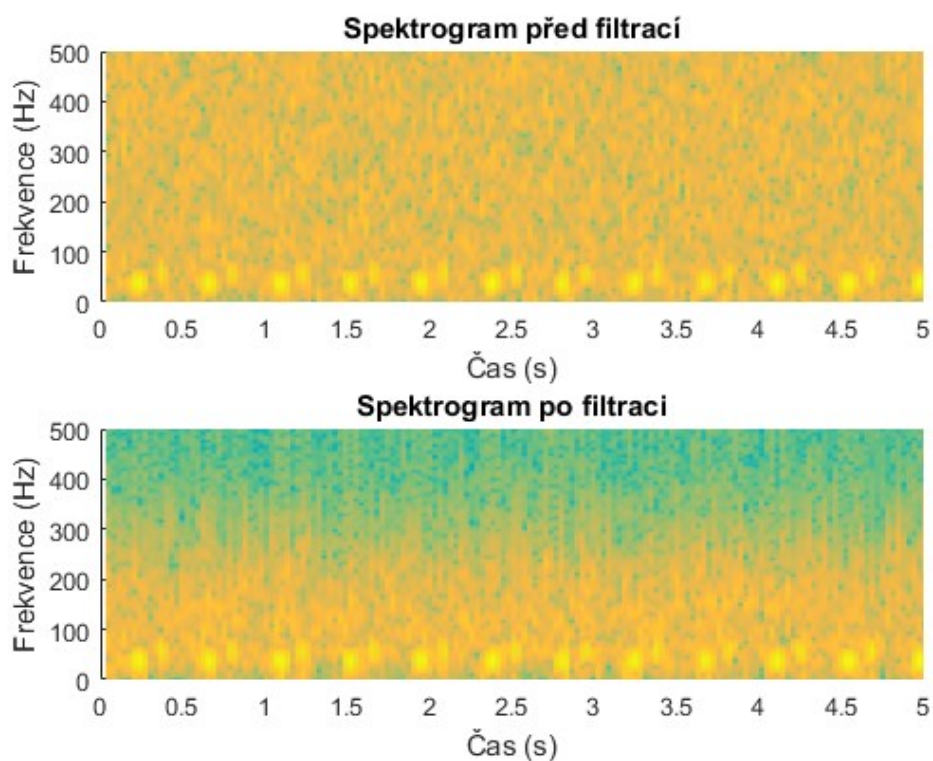
Obrázek 200: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=0,7$ ).



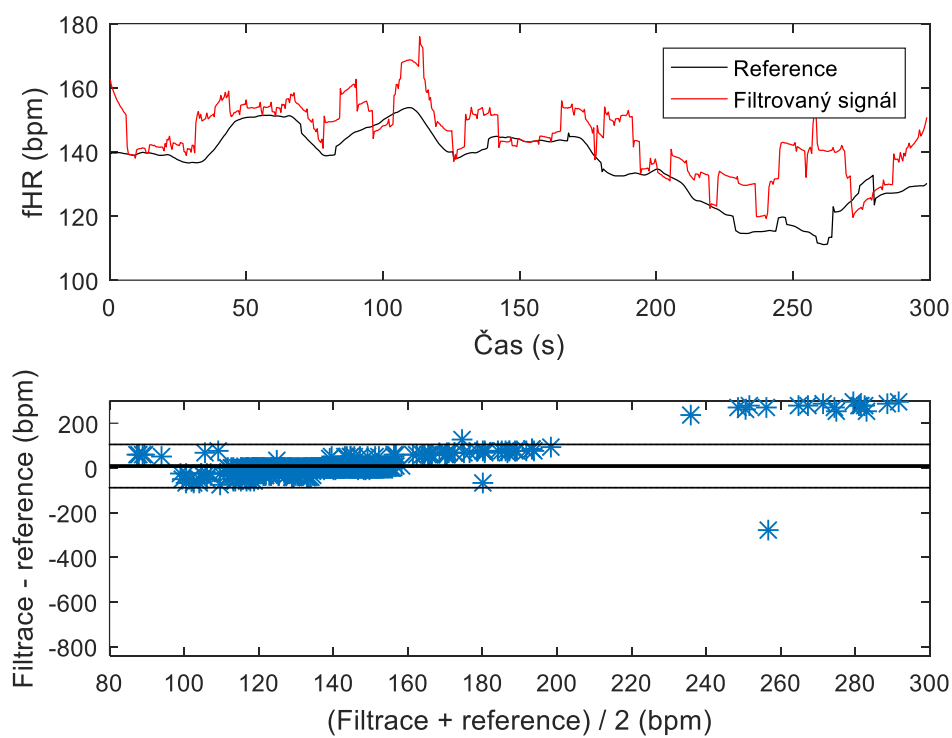
Obrázek 201: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=1,4$ ).



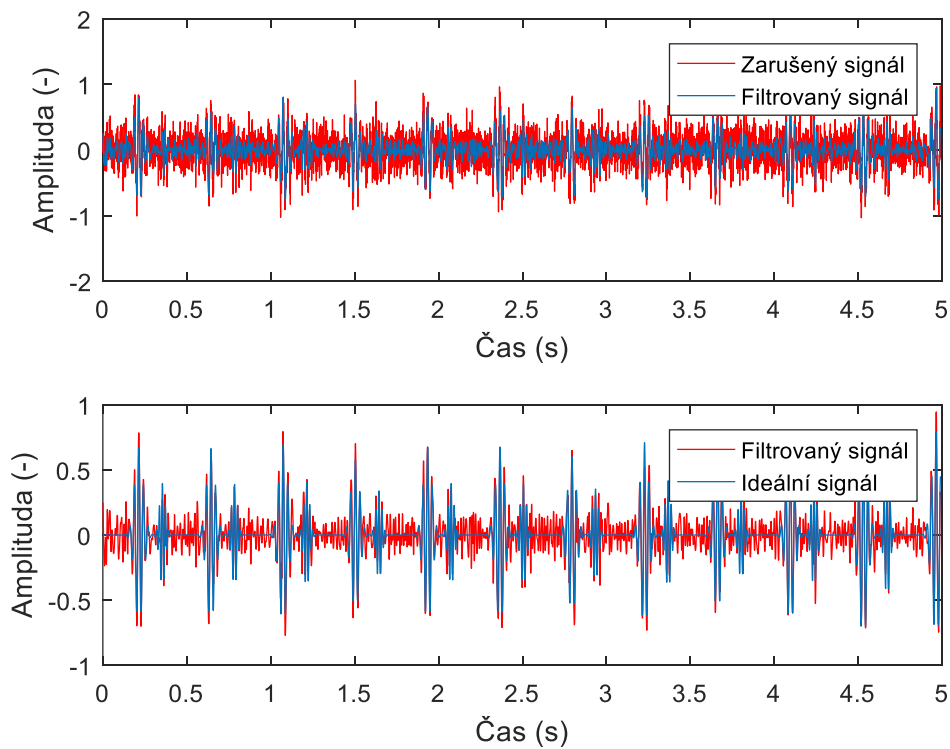
Obrázek 202: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=1,4$ ).



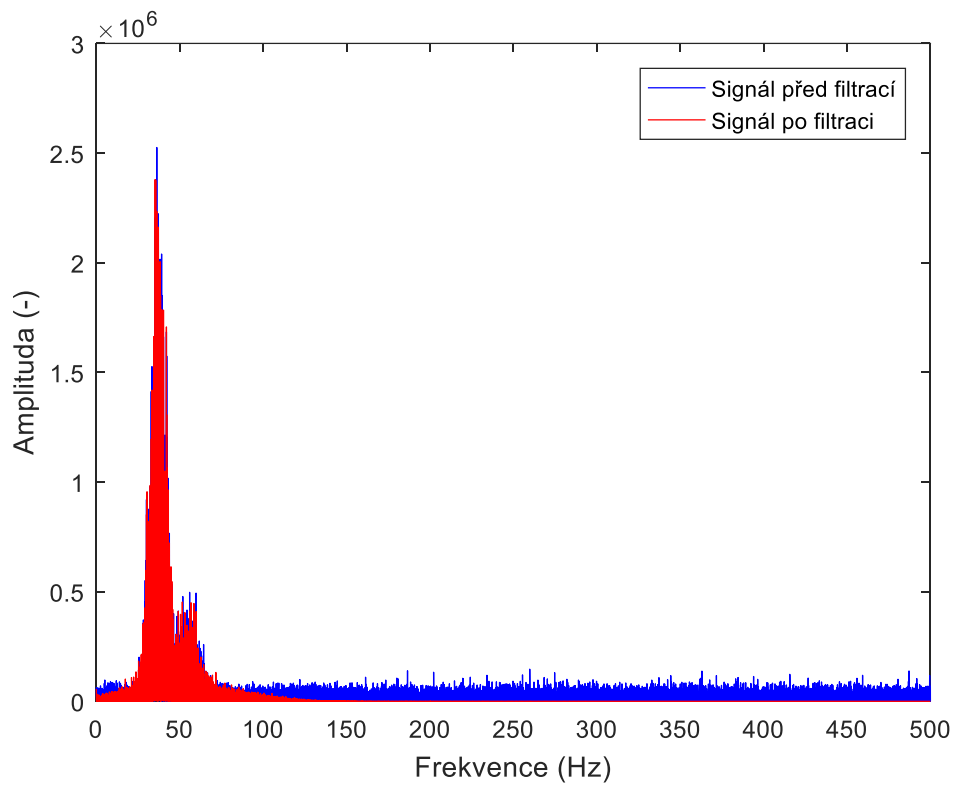
Obrázek 203: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=1,4$ ).



Obrázek 204: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=1,4$ ).

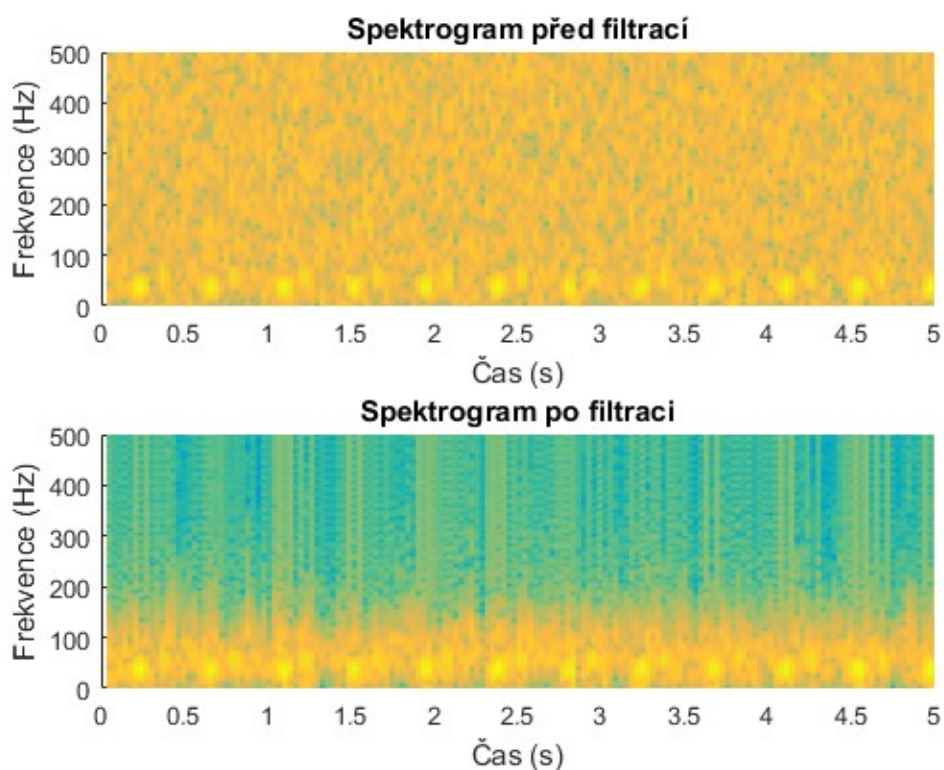


Obrázek 205: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=2$ ).

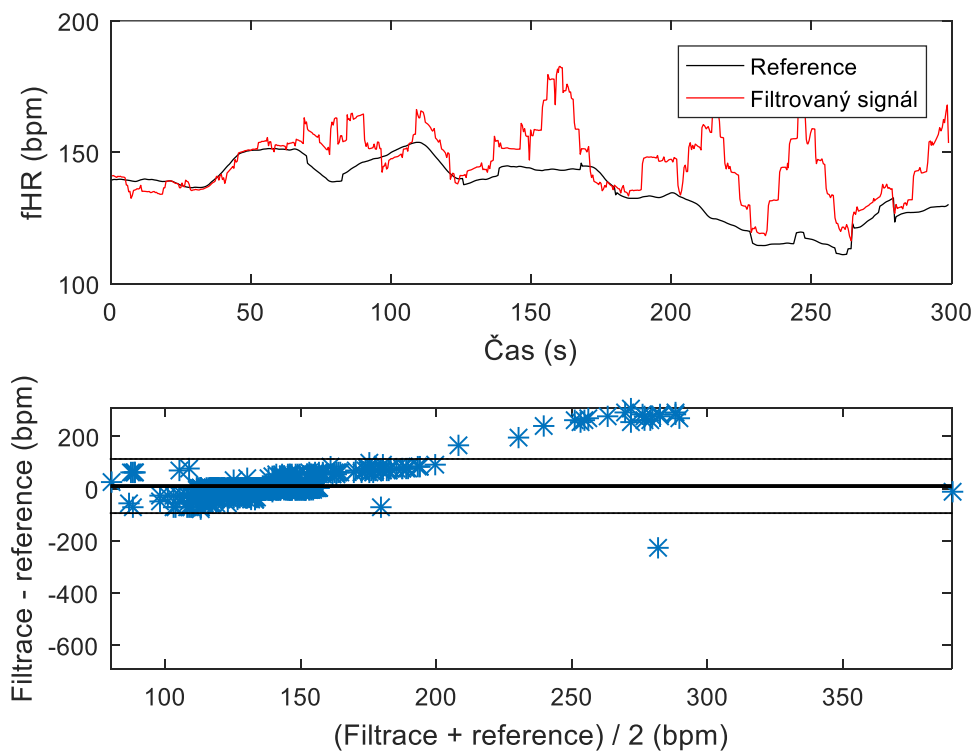


Obrázek 206: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=2$ ).

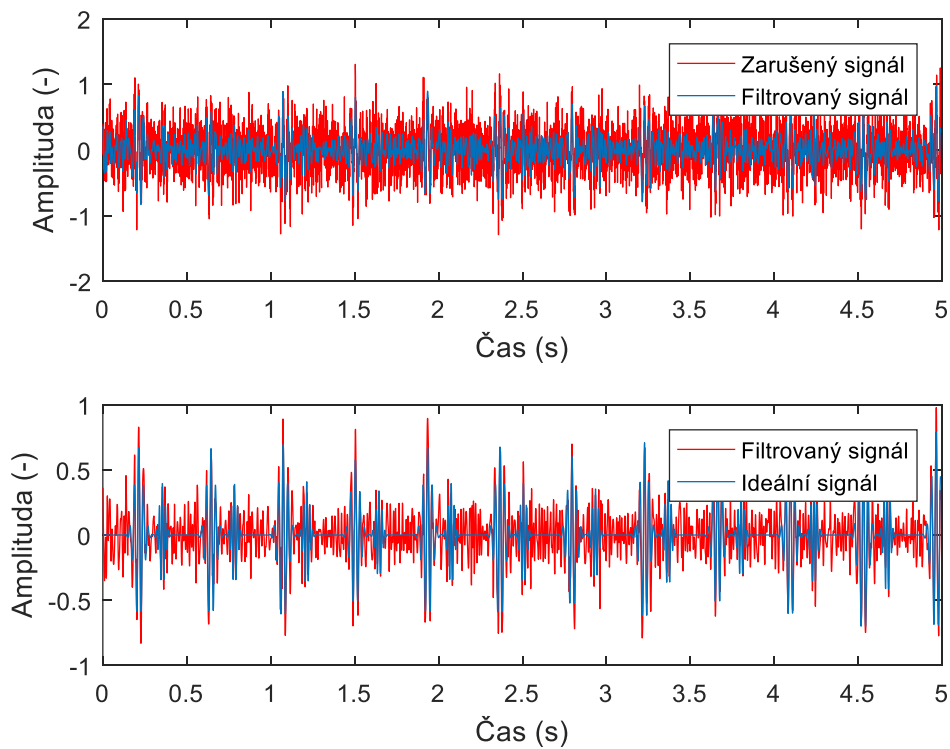




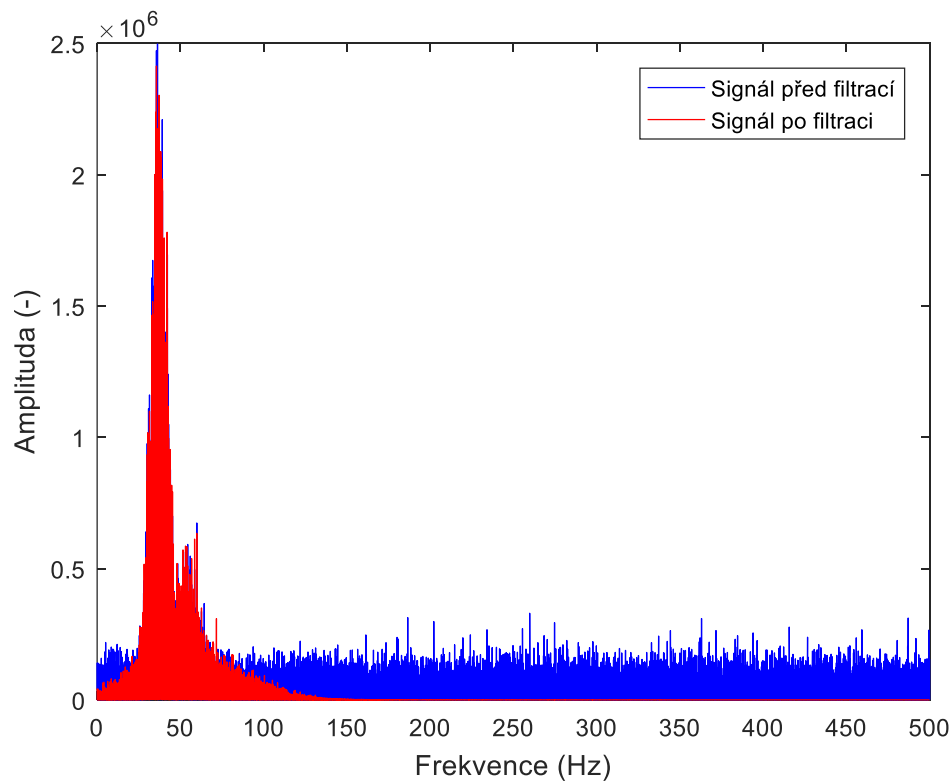
Obrázek 207: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=2$ ).



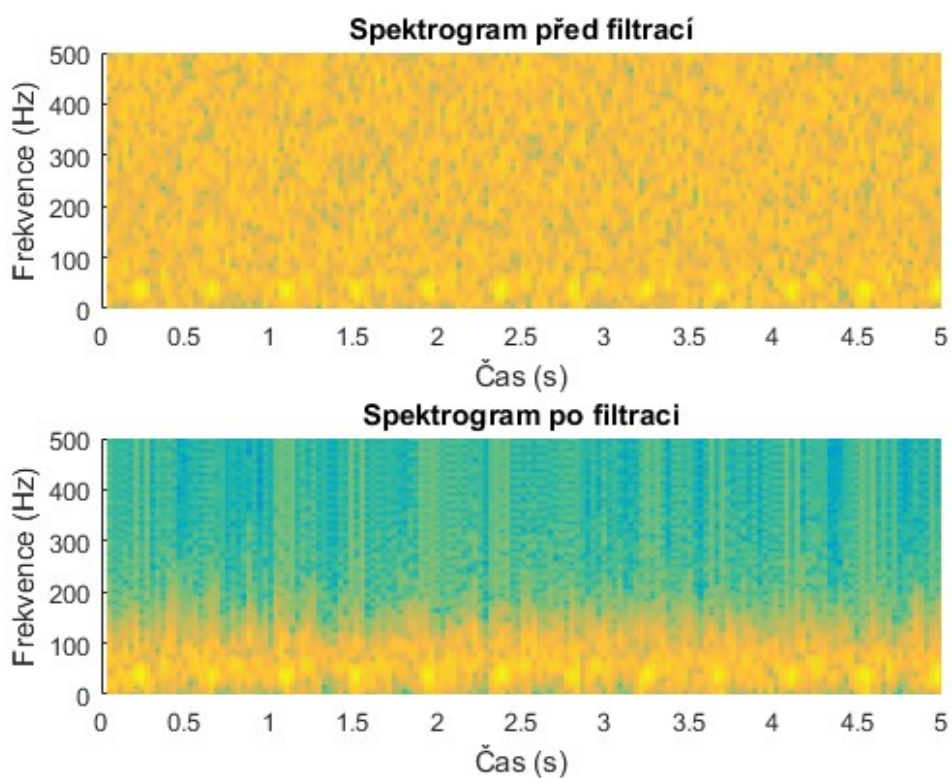
Obrázek 208: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=2$ ).



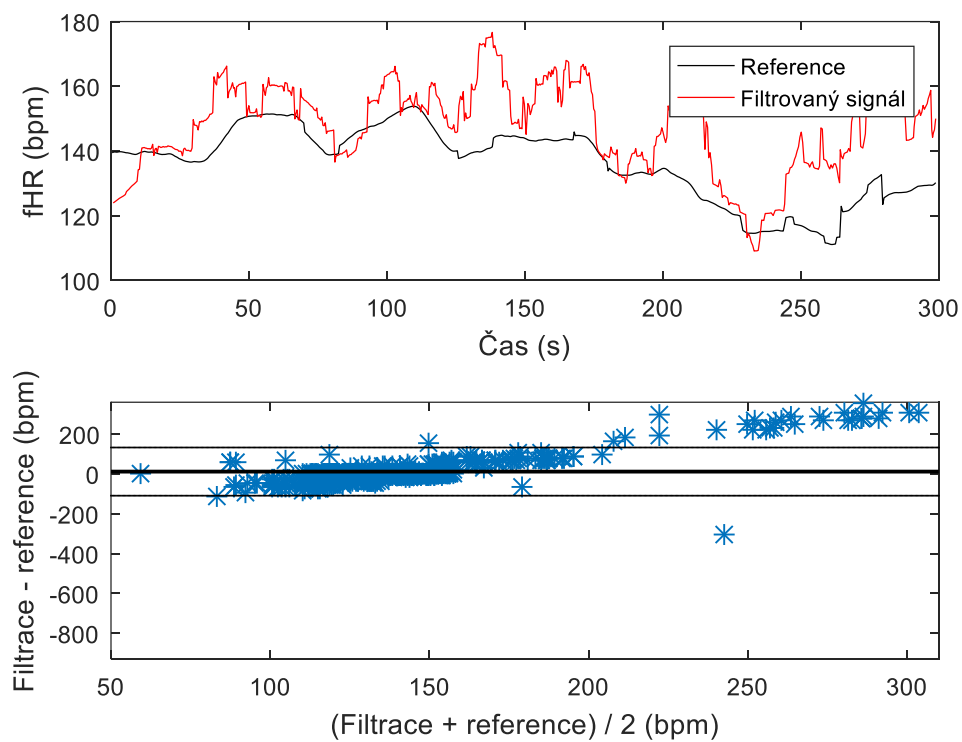
Obrázek 209: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=3$ ).



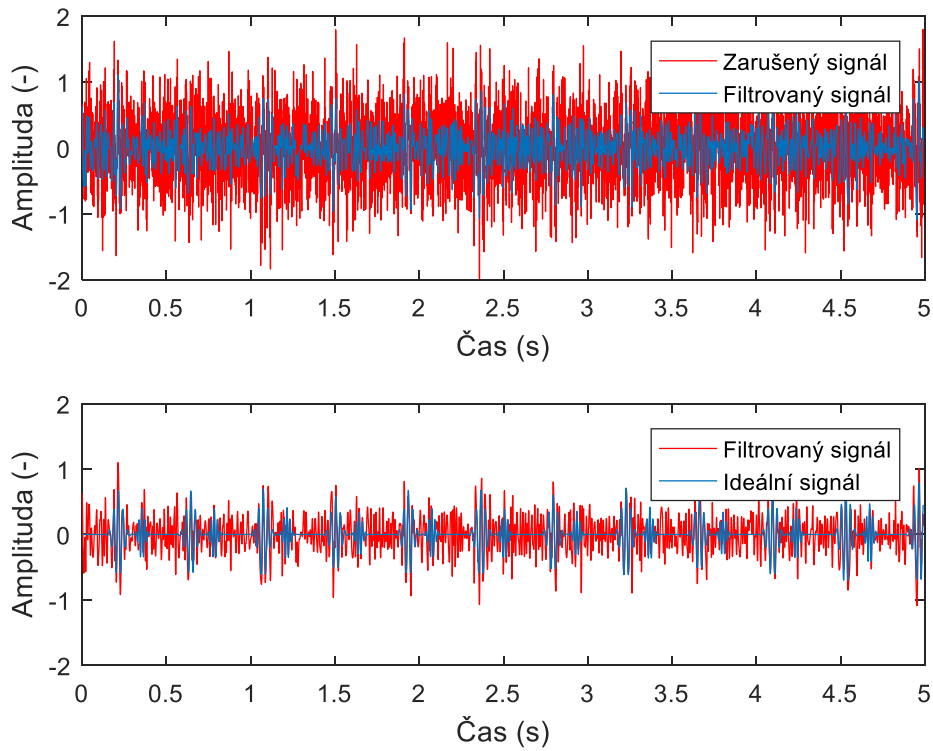
Obrázek 210: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=3$ ).



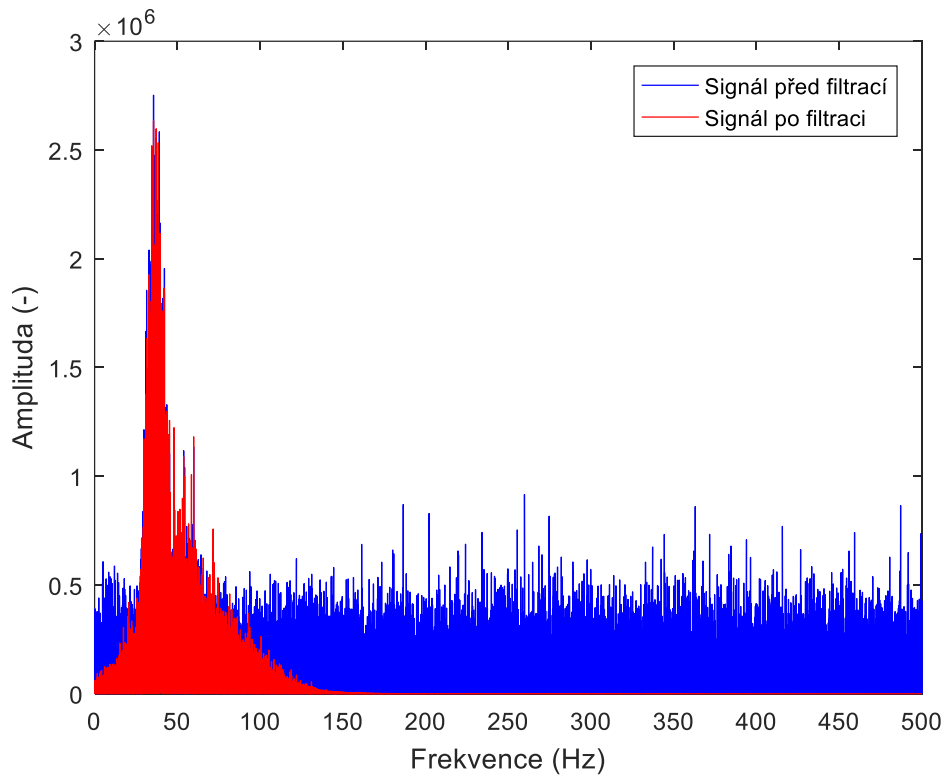
Obrázek 211: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=3$ ).



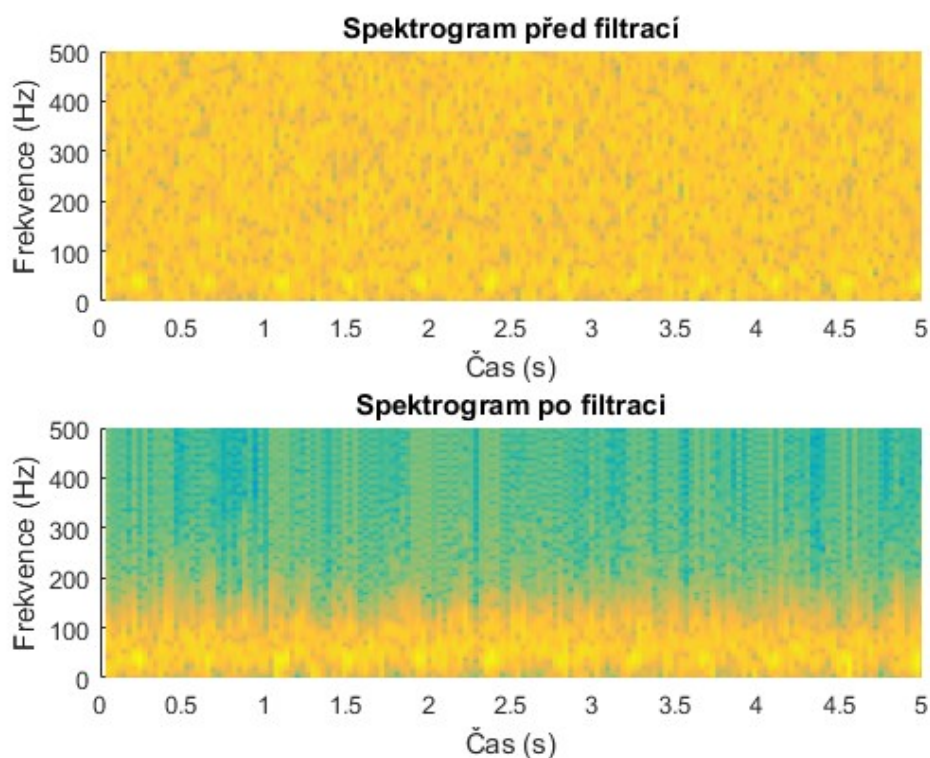
Obrázek 212: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=3$ ).



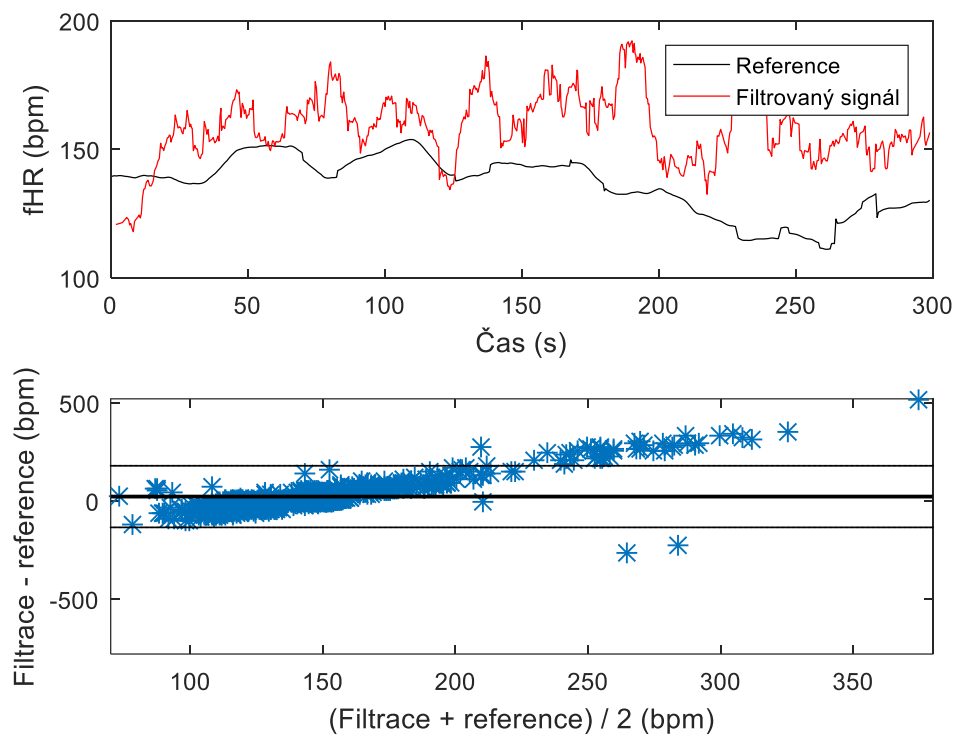
Obrázek 213: Empirický rozklad fonokardiogramu plodu zarušeného bílým Gaussovským šumem ( $A=5$ ).



Obrázek 214: Frekvenční spektrum signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).



Obrázek 215: Spektrogram signálu před a po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).



Obrázek 216: Průběh fHR v závislosti na čase (nahore) a Bland-Altmanova statistika (dole) signálu po filtraci bílého Gaussovského šumu pomocí empirického rozkladu ( $A=5$ ).