

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

Techniky zpracování plodové fonokardiografie  
Fetal PCG Signal Processing

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

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Tomáš Pučan**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Techniky zpracování plodové fonokardiografie  
Fetal PCG Signal Processing**

Jazyk vypracování: čeština

### Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se věnuje vybraným technikám zpracování plodové fonokardiografie (fPKG). Cílem diplomové práce je návrh a realizace systému pro zpracování fPKG (např. extrakce fPKG z abdominálního záznamu, detekce tepové frekvence plodu fHR, variabilita frekvence tepu plodu, apod.). Pro ověření funkčnosti navrženého systému poslouží syntetická i reálná data z klinické praxe.

### Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky zpracování fPKG.
2. Matematický popis vybraných metod zpracování fPKG (např. přímá analýza, adaptivní filtrace, lineární rozklad, DFT, SFT, WT, apod.).
3. Návrh a softwarová realizace systému pro zpracování fPKG signálů ve vývojovém prostředí LabVIEW nebo Matlab (např. extrakce fPKG z abdominálního záznamu, detekce tepové frekvence plodu fHR, variabilita frekvence tepu, modelování fPKG, apod.).
4. Ověření funkčnosti navrženého systému na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
5. Srovnání vlastností vybraných neadaptivních metod.
6. Diskuze dosažených výsledků.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ADITHYA, P. C., R. SANKAR, W. A. MORENO a S. HART. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2017, vol. 33, p. 289-305. ISSN 1746-8094. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2016.11.007>.
- [2] CESARELLI, M., M. RUFFO, M. ROMANO a P. BIFULCO. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2012. Volume 107, Issue 3, pp. 513-523. ISSN 0169-2607. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2011.11.008>.
- [3] VAISMAN, S., S. Y. SALEM, G. HOLCBERG a A. B. GEVA. Passive fetal monitoring by adaptive wavelet denoising method. *Computers in biology and medicine*. 2012. Volume 42, Issue 2, pp. 171-179. ISSN 0010-4825. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2011.11.005>.
- [4] KOVÁCS, F., C. HORVÁTH, Á. T. BALOGH a G. HOSSZÚ. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2011. Volume 104, Issue 1, pp. 19-25. ISSN 0169-2607. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2010.10.006>.
- [5] RUFFO, Mariano. *Foetal heart rate recording: analysis and comparison of different methodologies*. Dissertation thesis. Alma Mater Studiorum Università di Bologna. Dottorato di ricerca in Bioingegneria. Dostupné také z: <http://amsdottorato.unibo.it/view/dottorati/DOT207/>. DOI 10.6092/unibo/amsdottorato/3345.

- [6] VARADY, P., L. WILDT, Z. BENYÓ a A. HEIN. An advanced method in fetal phonocardiography. *Computer Methods and programs in Biomedicine*. 2003. Volume 71, Issue 3, pp. 283-296. ISSN 0169-2607. Dostupné také z: [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(02\)00111-6](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(02)00111-6).
- [7] MOGHAVVEMI, M., B. H. TAN a S. Y. TAN. A non-invasive PC-based measurement of fetal phonocardiography. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2003. Volume 107, Issue 1, pp. 96-103. ISSN 0924-4247. Dostupné také z: [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(03\)00254-1](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(03)00254-1).
- [8] CHOURASIA, V. S., A. K. TIWARI a R. GANGOPADHYAY. A novel approach for phonocardiographic signals processing to make possible fetal heart rate evaluations. *Digital Signal Processing*. 2014. Volume 30, pp. 165-183. ISSN 1051-2004. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2014.03.009>.
- [9] ZAHORIAN, S. A., A. J. ZUCKEWAR a M. KARNJANADECHA. Dual transmission model and related spectral content of the fetal heart sounds. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2012. Volume 108, Issue 1, pp. 20-27. ISSN.: 0169-2607. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2011.12.006>.

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

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

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018

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



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární  
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 30. dubna 2018

Podpis:  .....

## **Poděkování**

Rád bych chtěl poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za všechny rady a užitečné informace, ochotu a pomoc při zpracování práce. Dále bych chtěl poděkovat mému konzultantovi panu Ing. Renému Jarošovi za konzultace a cenné rady k diplomové práci.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá extrakcí plodového fonokardiogramu (fFKG) ze záznamů pořízených na abdominální oblasti matky neinvazivním senzorem pomocí navrženého softwarového řešení. Abdominální fonokardiogram (aFKG) se skládá ze směsi fFKG, mateřského (mFKG) a šumu ve formě pohybů matky a plodu, zvuků z orgánů a vnějších zvuků. V práci je nejprve popsána teorie o vývoji plodu a jeho srdci. Poté je v práci popsána rešerše zabývající se všemi metodami, pomocí kterých lze extrahovat fFKG a poté jsou popsány algoritmy vybraných metod. Navržený systém se zakládá na FIR filtraci a vlnkové transformaci (WT) a primárně je zaměřen na stanovení plodové tepové frekvence (fHR) a vykreslení průběhů fHR. Funkčnost tohoto softwarového systému je testována na syntetických záznamech a reálných záznamech z databázi. Hodnocení kvality je provedeno stanovením fHR a odstupu signálu od šumu (SNR).

## **Klíčová slova**

Plodová fonokardiografie, extrakce fFKG, filtrace, FIR filtr, vlnková transformace (WT), plodová srdeční frekvence (fHR), odstup signálu od šumu (SNR).

## **Abstract**

This thesis deals with extraction of fetal phonocardiogram (fFKG) from the recorded signals acquired on the abdominal area of the mother with a non-invasive sensor using the proposed software solution. The abdominal phonocardiogram (aFKG) consists of a mixture of fFKG, maternal (mFKG) and noise in the form of mother and fetal movements, organ sounds and external sounds. The thesis describes first the theory of the development of the fetus and its heart. Then, the research describes all the methods by which fFKG can be extracted and algorithms of the selected methods are described. The proposed system is based on FIR filtering and wavelet transformation (WT) and primarily focuses on determining fetal heart rate (fHR) and plotting the fHR waveforms. Functionality of this software system is tested on synthetic records and real records from databases. Quality assessment is performed by determining fHR and SNR.

## **Key words**

Fetal phonocardiography, extraction of fFKG, filtration, FIR filter, wavelet transform (WT), fetal Heart Rate (fHR), Signal-to-Noise Ratio (SNR).

## Obsah

<b>Seznam použitých zkratků.....</b>	<b>9</b>
<b>Seznam použitých symbolů .....</b>	<b>11</b>
<b>Seznam obrázků .....</b>	<b>13</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>15</b>
<b>Úvod.....</b>	<b>16</b>
<b>1 Plodové srdce .....</b>	<b>17</b>
1.1 Vývoj plodového srdce.....	17
1.2 Poloha plodu.....	18
<b>2 Plodová fonokardiografie .....</b>	<b>19</b>
2.1 Kompozice signálu plodového FKG .....	20
2.1.1 Srdeční ozvy plodu.....	20
2.1.2 Pohyby plodu a dýchání .....	21
2.1.3 Mateřské srdeční ozvy.....	21
2.1.4 Zvuky orgánů matky .....	22
2.1.5 Další komponenty signálu fFKG.....	22
2.2 Modelování signálu fFKG.....	24
2.2.1 Modelování srdečních zvuků.....	24
2.2.2 Modelování šumu .....	25
2.3 Srdeční vady .....	26
2.4 Vztah mezi FKG a EKG.....	29
<b>3 Zpracování fFKG .....</b>	<b>30</b>
3.1 Sběr dat.....	30
3.1.1 Metody používané v lékařství .....	31
3.1.2 Fetální dopplery.....	33
3.2 Zpracování signálu fFKG.....	33
3.2.1 Přímá analýza .....	34
3.2.2 Adaptivní filtrace.....	36
3.2.3 Lineární dekompozice .....	36
3.2.4 Nelineární dekompozice.....	38

3.2.5	Multimodální analýza.....	39
3.3	Klasifikace signálu.....	40
<b>4</b>	<b>Implementace vybraných metod.....</b>	<b>42</b>
4.1	FIR filtr.....	42
4.1.1	Metody návrhu FIR filtru.....	44
4.2	Vlnková transformace.....	45
4.2.1	Algoritmus pro odstranění šumu.....	47
4.2.2	Pravidla vlnkového prahování.....	48
<b>5</b>	<b>Použitá data pro realizaci.....</b>	<b>49</b>
5.1	Syntetická data.....	49
5.2	Reálná data.....	50
<b>6</b>	<b>Návrh softwarového uživatelského rozhraní.....</b>	<b>52</b>
6.1	Hlavní prvky programu.....	52
6.2	Ovládací prvky pro filtraci.....	54
<b>7</b>	<b>Metody hodnocení.....</b>	<b>55</b>
7.1	Tepová frekvence.....	55
7.2	Odstup signálu od šumu.....	56
<b>8</b>	<b>Hodnocení výsledků na syntetických datech.....</b>	<b>57</b>
8.1	Hodnocení výsledků filtrace pomocí FIR filtru.....	59
8.2	Hodnocení výsledků filtrace pomocí vlnkové transformace.....	61
8.3	Stanovení odstupu signálu od šumu.....	63
8.4	Průběh fHR v čase a statistika.....	67
<b>9</b>	<b>Hodnocení testování na reálných datech.....</b>	<b>76</b>
<b>10</b>	<b>Diskuze a srovnání dosažených výsledků.....</b>	<b>81</b>
	<b>Závěr.....</b>	<b>82</b>
	<b>Použitá literatura.....</b>	<b>I</b>
	<b>Příloha A.....</b>	<b>VII</b>
	<b>Příloha B.....</b>	<b>VIII</b>
	<b>Příloha C.....</b>	<b>XI</b>



## Seznam použitých zkratek

aFKG	Břišní (abdominální) fonokardiografie
bpm	Údery za minutu (beats per minute)
BSS	Metoda slepé separace zdrojů (Blind Source Separation)
CTG	Kardiotokografie
CWT	Kontinuální vlnková transformace
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
DP	Dolní propust
DWT	Diskrétní vlnková transformace
EFICA	Účinná verze analýzy nezávislých komponent
EMD	Empirický rozklad (Empirical Mode Decomposition)
fEKG	Plodová (fetální) elektrokardiografie
fFKG	Plodová (fetální) fonokardiografie
fHR	Plodová (fetální) tepová frekvence (fetal Heart Rate)
fHS	Plodové (fetální) srdeční ozvy (fetal Heart sounds)
FIR	Filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
fMRI	Plodová (fetální) magnetická rezonance
fQRS	Plodový (fetální) QRS komplex
fR	Dýchání plodu
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
HP	Horní propust
ICA	Analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis)
IIR	Filtr s nekonečnou impulzní odezvou (Infinite Impulse Response)
LMS	Least Mean Square
mFKG	Mateřská fonokardiografie
mHS	Mateřské srdeční ozvy
mPSD	Mateřská výkonová spektrální hustota (mother Power Spectral Density)
mR	Dýchání matky
MSE	Střední kvadratická chyba
mS1	První srdeční ozva (mateřská)
mS2	Druhá srdeční ozva (mateřská)
PCA	Analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
PP	Pásmová propust
PSD	Výkonová spektrální hustota (Power Spectral Density)
PZ	Pásmová zádrž
RLS	Recursive Least Square
SCICA	Jednokonálová analýza nezávislých komponent
SD	Směrodatná odchylka
SNR	Odstup signálu od šumu (Signal-to-noise Ratio)
ST	Čas rozdělení (Split Time)
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace (Short Time Fourier Transform)
SURE	Prísne Steinovo nestranné prahové hodnoty

SVD	Rozklad singularity (Singular Value Decomposition)
S1	První srdeční ozva
S2	Druhá srdeční ozva
S3	Třetí srdeční ozva (protodiastolická)
S4	Čtvrtá srdeční ozva (presystolická)
TDSEP	Dočasný dekorelačný zdroj separace
WHO	Světová zdravotnická organizace (World Health Organization)
WT	Vlnková transformace (Wavelet Transform)
WVD	Distribuční systém Wigner Ville (Wigner Ville Distribution)

## Seznam použitých symbolů

$a$	Koeficient stupnice spojený s roztažením nebo kompresí signálu v čase
$A_1, A_2$	Amplitudy zvuků srdečních chlopní
$b$	posun spojený s časovou polohou
$b_{j,k}$	Detailní koeficienty
$c_{j,k}$	Aproximační koeficienty
$f(t)$	Výsledný srdeční zvuk
$\varphi(t)$	Fáze
$g_n$	Posloupnost získaná pomocí DFT
$G(\omega)$	Reálná frekvenční charakteristika
$h_n(1)$	Impulzní odezva filtru
$h_n(2)$	Koeficienty Fourierovy řady
$j$	Úroveň rozlišení
$k$	Určuje pozici vlnky a udává čas
$K_i$	Hodnoty rekurzivní části
$L_i$	Násobičky nerekurzivní části
$n$	Celkový počet hodnot rekurzivní části
$n(t)$	Signál - Šum
$r$	Celkový počet hodnot nerekurzivní části
$s(t)$	Složený signál z $s_f(t)$
$S_{j,k}$	k-tý koeficient vlnky
$s_f(t)$	Signál - Tlukot srdce plodu
$s_m(t)$	Signál - Tlukot srdce matky
$t_d$	Zpoždění
$\tau$	Časová konstanta rozpadu
$\omega_s$	Vzorkovací kmitočet
$x(n)$	Vstup do FIR filtru
$x_n$	Vstupní proměnné filtru
$x(t)$	Senzorem snímaný signál
$X(z)$	Posloupnost – vstup filtru
$y(n)$	Výstup z FIR filtru
$y_{DP}(k)$	Výstup z dolnoproústného filtru
$y_{HP}(k)$	Výstup z hornoproústného filtru
$Y(z)$	Posloupnost – výstup filtru
$z^{m-i}$	Zpoždění pólů
$z^{r-i}$	Zpoždění nul
$\psi$	Mateřská vlnka
$\psi_{a,b}^*$	funkce vlnky mateřská vlnka
$\psi_{j,k}$	Dceřiná vlnka
$\psi_{j,k}^*(t)$	Dilatována a posunutá verze vlnkové funkce

$\phi_{j,k}$	Funkce měřítka
$\sigma$	Směrodatná odchylka
$\lambda$	Prahová hodnota (úroveň)

## Seznam obrázků

Obr. 1: Vývoj fHR během těhotenství. ....	17
Obr. 2: Poloha dítěte během těhotenství. ....	18
Obr. 3: Poslechové místa pro různé polohy. A – Nad pupíkem, B – Pod pupíkem, R – pravá, L – Levá, S – kost křížová, A – přední, O – týl, P – zadní, M – brada.....	19
Obr. 4: Příklad signálu fFKG. ....	21
Obr. 5: Blokové schéma přenosu zvuků srdce. ....	22
Obr. 6: Amplitudy a frekvence PSD1, PSD2 v 38 týdnu těhotenství, mPSD1 a mPSD2. ....	23
Obr. 7: Nasimulované signály, a) plod, b) matka.....	25
Obr. 8: Signál fFKG. a) čistý signál, b) zašuměný signál. ....	26
Obr. 9: Tvary šelestů. A – normální signál, B – aortální stenóza, C – mitrální regurgitace, D – aortální regurgitace, E – mitrální stenóza, F – perzistující ductus arteriosus. ....	29
Obr. 10: Události srdečního cyklu.....	30
Obr. 11: Pinardův stetoskop. ....	32
Obr. 12: Akustický stetoskop. ....	32
Obr. 13: Blokové schéma analýzy signálu. ....	34
Obr. 14: Bloky pro realizaci číslicových filtrů, a) sčítací člen, b) násobička, c) zpožďovací člen. ....	42
Obr. 15: Blokové schéma FIR filtru.....	43
Obr. 16: Syntetická data z databáze, a) aFKG signál se SNR -4.4 dB, b) aFKG signál se SNR - 15,4 dB. ....	49
Obr. 17: Reálné záznamy z databáze, a) první naměřený signál aFKG, b) druhý naměřený signál aFKG, c) třetí naměřený signál aFKG. ....	51
Obr. 18: Hlavní ovládací tlačítka programu.....	52
Obr. 19: Grafické uživatelské rozhraní. ....	53
Obr. 20: Ovládací prvky pro filtraci.....	54
Obr. 21: Tlačítko pro vykreslení průběhu a vypočtení fHR, SNR. ....	54
Obr. 22: Vytvořený referenční signál.....	57
Obr. 23: Spektrogram referenčního signálu. ....	58
Obr. 24: Spektrum referenčního signálu. ....	58
Obr. 25: Ukázka filtrace pomocí FIR filtru na signálu se SNR -10,2 dB, a) vstupní signál, b) signál po filtraci. ....	59
Obr. 26: Spektrogramy před a po filtraci signálu, a) spektrogram signálu před filtrací, b) spektrogram signálu po filtraci.....	60
Obr. 27: Spektra signálu před a po filtraci, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	60
Obr. 28: Ukázka provedení vlnkové transformace na signálu se SNR -10,2 dB, a) vstupní signál, b) signál po filtraci.....	61
Obr. 29: Spektrogramy před a po filtraci signálu, a) spektrogram signálu před filtrací, b) spektrogram signálu po filtraci.....	62
Obr. 30: Spektra signálu před a po filtraci, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	62
Obr. 31: Srovnání SNR výstup pro různé řády FIR filtru. ....	63

Obr. 32: Srovnání SNR výstup pro různé typy vlněk vlnkové transformace.....	64
Obr. 33: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -4,4 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000. ....	69
Obr. 34: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -4,4 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.....	69
Obr. 35: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -20 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000. ....	70
Obr. 36: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -20 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.....	70
Obr. 37: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -25,3 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000. ....	71
Obr. 38: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -25,3 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.....	71
Obr. 39: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	76
Obr. 40: Spektra signálu f2m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. .	77
Obr. 41: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	78
Obr. 42: Spektra signálu f2m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	78
Obr. 43: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	79
Obr. 44: Spektra signálu f16m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.	79
Obr. 45: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	80
Obr. 46: Spektra signálu f16m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	80
Obr. 47: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	XII
Obr. 48: Spektra signálu f27m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	XII
Obr. 49: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	XIII
Obr. 50: Spektra signálu f27m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	XIII
Obr. 51: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	XIV
Obr. 52: Spektra signálu f29m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	XIV
Obr. 53: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	XV
Obr. 54: Spektra signálu f29m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	XV
Obr. 55: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	XVI
Obr. 56: Spektra signálu f35m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	XVI
Obr. 57: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	XVII
Obr. 58: Spektra signálu f35m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	XVII
Obr. 59: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál. ....	XVIII
Obr. 60: Spektra signálu f55m.mat, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci. ....	XVIII
Obr. 61: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.....	XIX
Obr. 62: Spektra signálu f55m.mat, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.....	XIX

## Seznam tabulek

Tab. 1: Složky fFKG signálu.....	22
Tab. 2: Vypočtené parametry.....	23
Tab. 3: Plody s klinickou diagnózou a parametry zjištěných srdečních šelestů.....	27
Tab. 4: Základní srovnání účinnosti algoritmů pro zpracování signálů fFKG.....	39
Tab. 5: Přehled algoritmů klasifikace signálu.....	41
Tab. 6: Hodnoty SNR pro vstupní signál a pro výstupní signály s různým řádem filtru.....	65
Tab. 7: Hodnoty SNR pro vstupní signál a pro výstupní signály s různými typy vlnek.....	66
Tab. 8: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 1000.....	72
Tab. 9: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 100.....	73
Tab. 10: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Coiflet čtvrtého řádu.....	74
Tab. 11: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Symlet čtvrtého řádu.....	75
Tab. 12: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 500.....	IX
Tab. 13: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Daubechies čtvrtého řádu.....	X
Tab. 14: Ukázka reálných záznamů s různými druhy šumu a jejich filtrace.....	XI

## Úvod

Je velkým zájmem získat klinické informace o zdraví plodu během těhotenství a porodu. Auskultace plodového srdce přiložením ucha na břišní oblast těhotné ženy je starou praxí. Po vynálezu stetoskopu na počátku 19. století se zvýšila diagnostická schopnost. Stetoskopická auskultace plodového srdce se rozvíjela po celé století, jelikož byl zjištěn potenciál tohoto přístroje, který představoval sledování zdravotního stavu plodu. Zájem rostl o to, jak rozpoznat změny v plodové srdeční frekvenci (dále fHR), které by mohly předvídat nesprávný vývoj a zabránit úmrtí plodu při porodu prostřednictvím porodnických zásahů. Pinardova verze fetálního stetoskopu se objevila v roce 1876. Kritéria pro normální fHR nastavená v druhé polovině 19. století zůstala až do padesátých let téměř nezměněna. Během stejného období vzrostl zájem a výzkum této metody jako prostředku předpovídání dobrého stavu plodu. Počátkem 20. století byla auskultace plodového srdce zavedenou praxí. Pokroky v metodách auskultace byly omezené, zejména neschopností odhalit malé změny nebo nepřetržitý dohled až do příchodu audiovizuálních technologií na počátku 20. století. Ty slíbily možnost kontinuálního sledování. Značný pokrok v technologii, s nímž lze detekovat fetální srdeční tep, přišel v roce 1964, kdy byl aplikován Dopplerův princip. Fetální diagnostika je v klinické praxi velmi důležitá pro správné plánování těhotenství a porodu. V současné době je aplikace této metody omezena na analýzu tepové frekvence plodu nebo srdečních šelestů. Plodová fonokardiografie je plně neinvazivní a na plod matky není přenášena žádná energie. Signál je snímán senzorem na břišní oblasti matky bez použití gelu. Ovšem problémem této metody je způsob měření, protože signál je zatížen nežádoucími šumy, které ztěžují analýzu signálu. Záleží na vybrané oblasti snímání, na stáří plodu či kvalitním senzoru a také na okolních podmínkách při snímání signálu.

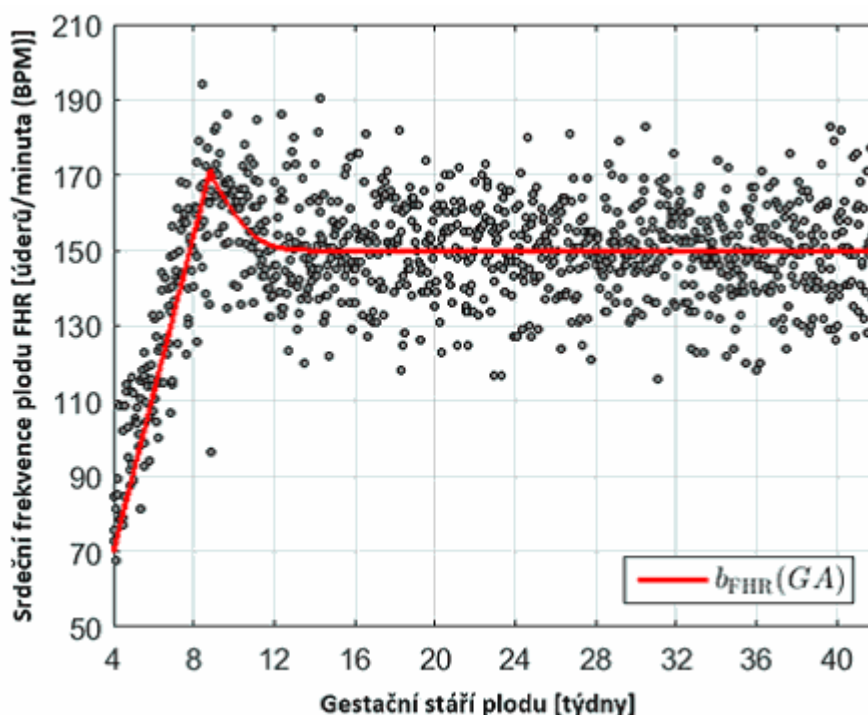
Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části je shrnuta rešerše současného stavu v oblasti plodové fonokardiografie, vychází z poznatků výzkumu a odborných článků a shrnuje problematiku metod zpracování fFKG. Cílem práce je extrakce fFKG ze záznamu snímaného na břišní oblasti matky (aFKG) pomocí vybraných metod. V úvodní kapitole je popsán plodové srdce a jeho vývoj a poloha plodu v dutině břišní. V další kapitole je popsána plodová fonokardiografie, ve které je popsána kompozice signálu fFKG a jeho modelování. V následující kapitole je popsáno zpracování signálu a také jednotlivé metody. Následující kapitole se věnuje popisu vybraných metod ke zpracování signálu a tím je filtrace filtrem typu FIR a vlnková transformace (WT). Dále jsou popsány použité syntetické záznamy a reálné záznamy, které byly použity k testování a realizaci programu.

V praktické části je popsán vytvořený softwarový systém použitý k testování vybraných metod na záznamech. Tento program byl vytvořen v programovacím prostředí MATLAB. Dále je provedeno hodnocení jednotlivých metod na syntetických datech a to na základě stanovení tepové frekvence a stanovení odstupů signálu od šumu (SNR). Dále je provedena statistická analýza, Bland-Altmanova statistika a stanovení průběhů fHR. Poslední část práce se věnuje testování a hodnocení testování na reálných datech. Dosažené výsledky testování jsou srovnány a diskutovány a je proveden závěr.



# 1 Plodové srdce

Srdce je jedním z nejdůležitějších orgánů a vyvíjí se na počátku těhotenství. Jedná se o velký svalový orgán, který pohání krev přes cévy do všech částí těla a umožňuje tak výživu a výměnu látek ve tkáních. Krev přichází z horní a dolní duté žíly do srdce, odkud odchází do plic, kde se okyslíčí. Následně se krev vrací do srdce odkud je rozvedena aortou a tepnami po celém těle. Činnost plodového srdce má počátek již ve třetím týdnu těhotenství. Tepová frekvence plodu (fHR) je vyšší než tepová frekvence srdce dospělého člověka. Fyziologická tepová frekvence plodu se mění v průběhu těhotenství. Okolo 18. týdne těhotenství se tato tepová frekvence ustálí a pohybuje se v rozmezí 120 až 160 úderů za minutu (bpm). Na Obr. 1 [2] je zobrazen vývoj fHR v průběhu těhotenství [1].



Obr. 1: Vývoj fHR během těhotenství.

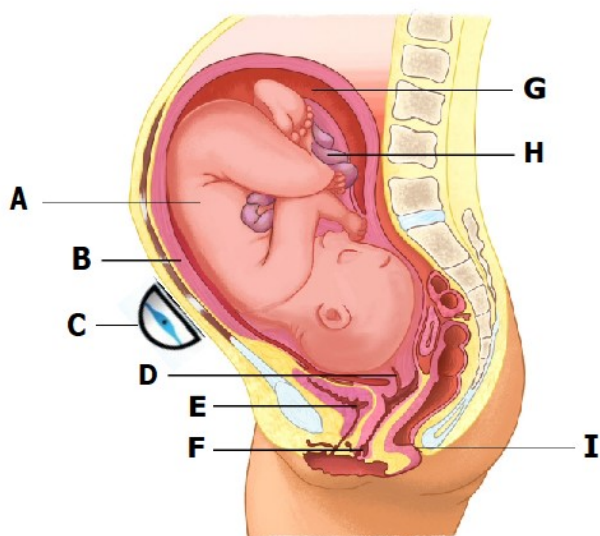
## 1.1 Vývoj plodového srdce

Kardiovaskulární systém dosahuje velmi brzo funkčního stavu, který je schopný podporovat plodový vývoj. Nejvíce významné období vývoje srdce je mezi čtvrtým a sedmým týdnem po oplodnění, kdy srdce už efektivně pumpuje krev. Ze dvou epitelových trubiček se vytvoří jediná jednoduchá epiteliální srdeční trubice. V průběhu pátého týdne srdeční trubice začíná slabý tlukot srdce, který ale není slyšitelný. Srdeční trubice obsahuje několik vrstev buněk, které jsou základem myokardu a epikardu. Srdeční trubice obsahuje tři specifické oblasti: kraniální část, kaudální část a bulbus cordis. Jak postupuje vývoj, kraniální dilatace vytváří aortální vak, který způsobí vznik aortálních oblouků. Vytváří se tělo pravé komory, aortální kořen a části vzestupné aorty. V 6. týdnu těhotenství plodové srdce dosahuje 110 bpm. Zbývající část spojí primitivní pravou komoru s truncus arteriosus. V této fázi

jsou dvě atria částečně oddělená, ale existuje jen jedna velká komora. Do konce 8. týdne je dokončeno rozdělení a vzniká plodové srdce. V této fázi vývoje srdce plodu dosahuje 150 až 170 bpm. Okolo 18. týdne se tlukot srdce ustálí a v průběhu 20. týdne vývoje je tlukot srdce slyšitelný stetoskopem, ovšem nejlépe je tlukot srdce slyšitelný v rozmezí 36 až 40 týdne těhotenství. Nové změny nastanou až po narození, kdy se oběh plodu sám reorganizuje [1, 3].

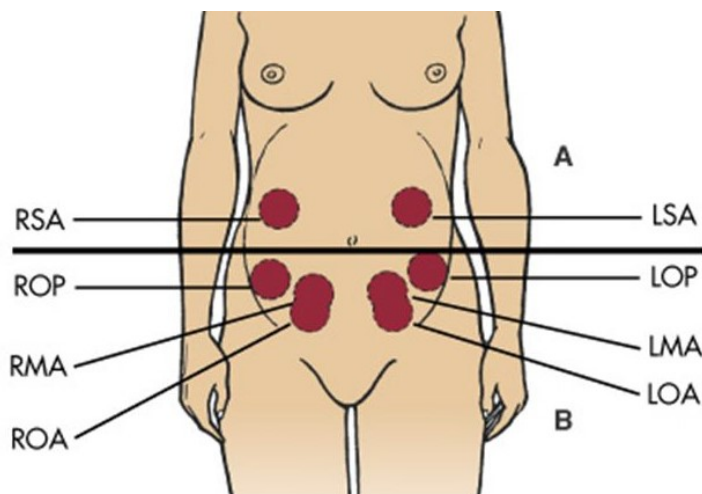
## 1.2 Poloha plodu

Poloha plodu se nejvíce mění ve 20. týdně těhotenství. Plod je ještě malý a v děloze je velké množství plodové vody, to umožňuje velkou pohyblivost plodu. V polovině třetího trimestru se poloha obvykle ustálí. Poslechem pomocí stetoskopu lze určit polohu plodu a také jeho zdravotní stav. Nejvhodnější a také nejčastější polohou je poloha podélná, kde je osa plodu rovnoběžná s podélnou osou dělohy a plod naléhá hlavičkou na vchod pánevní, viz Obr. 2 [5]. Poloha plodu hraje velkou roli ve fonokardiografii, protože se změnou polohy se mění i poloha srdce plodu, které je zdrojem fetální fonokardiografie (fFKG). V případě nevhodné polohy srdce plodu od zvukového senzoru musí užitečný signál urazit větší vzdálenost, čímž dochází k jeho zeslabení a zarušení. Tlukot srdce plodu je nejsilnější v horní části nebo v dolní části zad (záleží na poloze) naléhá-li plod zády na břišní stěnu matky. Je-li tlukot srdce nejsilnější pod pupíkem matky, znamená to, že plod je orientovaný hlavou dolů. V případě, že je tlukot nejsilnější nad pupíkem matky, plod je orientovaný hlavičkou nahoru. Někdy je možné, že je plod orientován čelem k vnitřní straně abdominální oblasti matky. Tlukot srdce je v tomto případě těžší stetoskopem nalézt, protože v cestě k senzoru jsou umístěny nohy a ruce plodu. Na Obr. 3 [6] jsou zobrazeny nejlepší lokace poslechu při různých polohách. Obecně platí, že srdeční zvuky plodu mohou být detekovány pouze v malém prostoru abdominální oblasti matky, který obvykle nepřesahuje 3 cm [4].



Obr. 2: Poloha dítěte během těhotenství.

A – Plod, B – Děloha, C – Akustický senzor, D – Krček děložní, E – Močový měchýř, F – Vagina, G – Placenta, H – Pupeční šňůra, I – Řitní otvor.



Obr. 3: Poslechové místa pro různé polohy. A – Nad pupíkem, B – Pod pupíkem, R – pravá, L – Levá, S – kost křížová, A – přední, O – týl, P – zadní, M – brada.

## 2 Plodová fonokardiografie

Fetální fonokardiografie byla vynalezena v 17. století [10]. První poznámka o fetálních tónech srdce je v poezii od Phillipa LeGausta, který jako první slyšel srdeční ozvy plodu. Nicméně až do roku 1820, kdy švýcarský porodník popsal potenciální diagnostický význam fetálních srdečních zvuků. Poslech plodového srdce se stal klinickou praxí až po roce 1833, kdy Evora Kennedy z Dublinu publikoval rozsáhlou knihu s cílem přesvědčit klinické lékaře o používání fFKG ke klinické diagnóze [16]. První vyšetření zvuků srdce plodu bylo provedeno umístěním ucha na břišní stěnu matky. Později byla věnována velká pozornost tomu, zda auskultace se stetoskopem je vhodnější než auskultace s přímým kontaktem. V roce 1917 David Hillis, americký porodník popsal nástroj nazvaný jako stetoskop [17]. V současné době je aplikace fFKG omezena na analýzu fHR a případně analýzu šelestů a je považována za neinvazivní prostředek pro získávání dat. Používá se pouze jako sekundární diagnostický nástroj v průběhu těhotenství a nepoužívá se k úplné klinické diagnóze, protože tato metoda není tak přesná jako například echokardiografie plodu či fEKG. Lékař, který obsluhuje fetální stetoskop, musí mít dobře vycvičený sluch, aby mohl úspěšně analyzovat zvukový signál. Fetální fonokardiografie je plně neinvazivní (přístroj neproniká do břišní dutiny matky, ale signál je snímán z abdominální oblasti) a na plod matky není přenášena žádná energie. Tato metoda je nízkonákladová a úkolem je nahrávání akustických srdečních ozev plodu během těhotenství. Tento signál lze zachytit umístěním senzoru na břišní oblast matky bez použití gelu. Je to signál, který může být užitečný ke stanovení léčebného postupu. Tato metoda poskytuje cenné informace o stavu plodu v děloze a má potenciál pro detekci srdečních anomálií jako je šelest, extra systola a další. Záznam se nazývá fonokardiogram [10].

## 2.1 Kompozice signálu plodového FKG

Tato kapitola je zaměřena na složení signálu fFKG, který se skládá ze srdečních ozev plodu, pohybů plodu a jeho dýchání, mateřských zvuků a dalších komponent. Tyto složky jsou podrobně vysvětleny.

### 2.1.1 Srdeční ozvy plodu

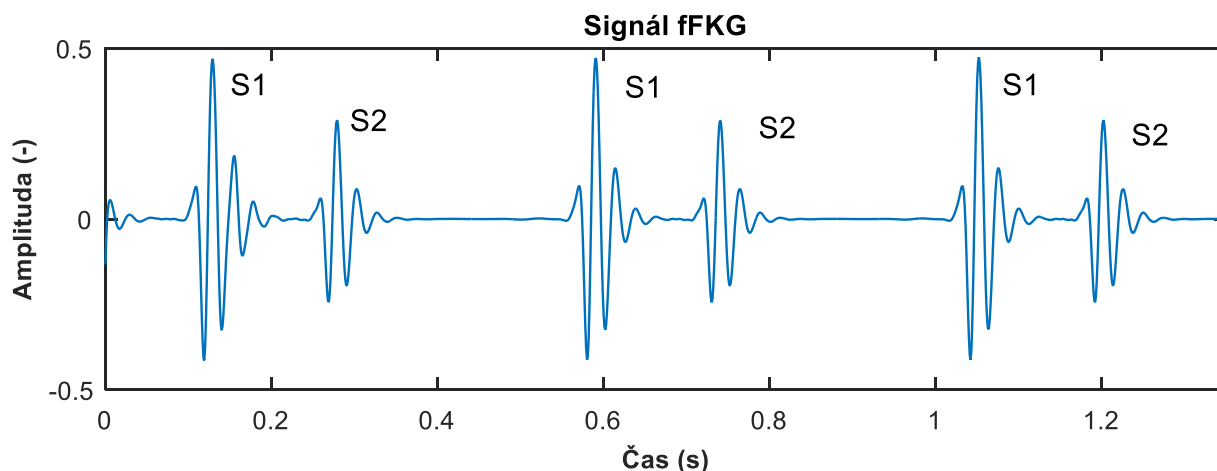
Srdeční ozvy (HS - z angl. Heart sounds) jsou generovány vibracemi myokardu, otevřením a uzavřením srdečních chlopní a průtokem krve. V dospělosti jsou generovány čtyři srdeční ozvy. První srdeční ozva (S1 - z angl. Sound 1) souvisí s uzavíráním cípových chlopní na začátku fáze izovolumické kontrakce a také s následnými ději v této fázi. První srdeční ozva je způsobena vzestupem tlaku na začátku systoly a náhlým rozepnutím a rozechvěním mitrální a trikuspidální chlopně. Po první srdeční ozvě následuje signál s nízkou frekvencí, který představuje fázi komorové ejekce [11]. Během této fáze se krev pumpuje do aortální a plicní tepny [11,12].

Druhá srdeční ozva (S2) vzniká vibracemi při zavírání poloměsíčitých chlopní během izovolumické relaxační fáze diastoly. Aortální chlopeň se uzavírá dříve než plicní chlopeň. Obecně platí, že S2 má obvykle tendenci mít nižší amplitudu, vyšší frekvenci a dobu trvání menší než S1 kvůli rozdílům ve vlastnostech chlopní [11,12].

Dalším zvukem je protodiastolická ozva (S3) a představuje fázi rychlého plnění komor krví na začátku diastoly. Objevuje se po diastolické ozvě (S2) a vzniká vždy po repolarizaci komor. Fyziologicky je slyšitelná jen u dětí, výskyt u dospělých je patologický (u selhávajícího srdce).

Posledním zvukem je presystolická ozva (S4), která vzniká při plnění komor kontrakcí síní na konci diastoly. Tato ozva chybí při fibrilaci síní. Zvuky S3 a S4 u plodu jsou prakticky nedetekovatelné, protože mají malou energii. Ve studii Adithy a kol. [11] je poznamenáno, že srdeční ozvy plodu (fHS) jsou označeny jako periodický signál s frekvencí v rozmezí 20 až 110 Hz a fHR se pohybuje v rozmezí 120 až 160 bpm [11,12].

Na Obr. 4 [12] je zobrazen signál fFKG. První srdeční ozva obsahuje řadu nízkofrekvenčních vibrací a je to obvykle nejdelší a nejhlasitější zvuk srdce. Druhá srdeční ozva má frekvenci vyšší než S1 a její trvání je kratší. Jak už bylo řečeno, na začátku diastoly může být při rychlém naplnění komor slyšet zvuk S3 a poté může být během pozdní diastoly během atriální kontrakce slyšet zvuk S4. Je důležité zmínit, že v nahrávkách signálu fFKG jsou zvuky S3 a S4 prakticky nezjistitelné a spektrální hustota výkonu a relativní intenzita těchto zvuků je funkcí věku plodu [12].



Obr. 4: Příklad signálu fFKG.

### 2.1.2 Pohyby plodu a dýchání

Pohyby plodu lze klasifikovat dle délky trvání:

- Pohyby, které trvají déle než 4 s, jsou velké pohyby těla (převalování).
- Pohyby, které trvají od 1 do 3 s, jsou zpravidla způsobeny pohybem hlavy a končetin.
- Prudké pohyby, které trvají méně než 1,5 s, zahrnují fetální dýchání a škytavku.

Všechny pohyby plodu s výjimkou fetálních dýchacích pohybů mohou být považovány za artefakty, které způsobují obtíže při určování fHR ze signálu fFKG. Plod nemá funkční plíce až do jeho narození. Živiny a kyslík získává přes placentu. Přesto plíce plodu vytváří pohyby známé jako fetální dýchání. Fetální dýchání představuje periodický signál s nízkou frekvencí s inspiračními a expiračními složkami tlaku, které náleží intervalu 0,3 - 1,5 Hz. Dýchání plodu způsobuje výchylky v signálu fFKG a pohyby plodu se mohou objevit v signálu jako malá amplituda s frekvencí 0 až 25 Hz [11,12].

### 2.1.3 Mateřské srdeční ozvy

Ve studii od Nagel a kol. [14] popsali mateřské srdeční ozvy (mHS) jako periodický signál s vyšší amplitudou než fHS a s frekvencí v pásmu 8 až 25 Hz. Ve studii Adithy a kol. [11] shrnuli dosavadní informace o mHS a zjistili, že mHS je periodický úzkopásmový nestacionární signál s frekvencí mezi 10 až 40 Hz. Mateřské srdeční ozvy mají vyšší relativní amplitudu než fHS a fetální dýchání [11,12].

### 2.1.4 Zvuky orgánů matky

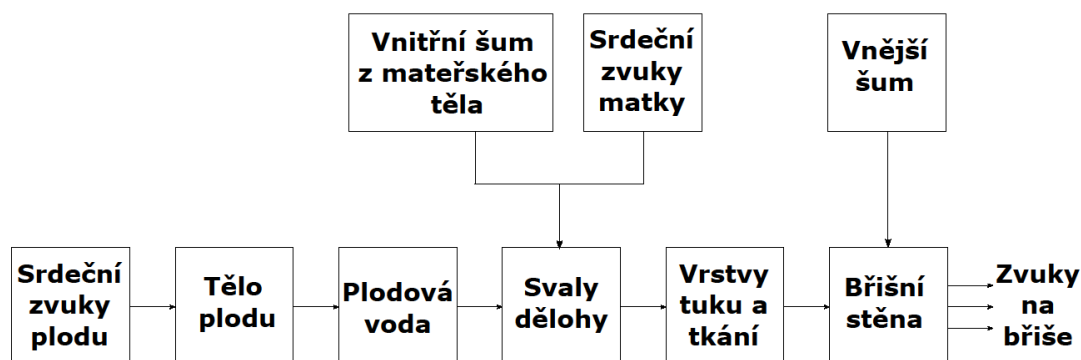
Zvuky produkované orgány matky vytvářejí vibrace a mohou být rozděleny na mateřské dýchání, stah dělohy a zažívací zvuky. Jimenez a kol. [15] ve své studii uvádí, že mateřské dýchání je periodické nízkofrekvenční signálové pásmo v rozmezí 0,2 až 2,5 Hz. Dále ve studii Adithy a kol. [11] také shrnuli informace o těchto zvucích a zjistili, že dýchání a kontrakce dělohy matky jsou úzkopásmové signály s frekvencí v rozmezí 0,2 až 0,5 Hz. Stahy dělohy jsou nízkofrekvenční vibrační signály vytvořené kontrakcí děložních svalů. Frekvence, intenzita a trvání těchto stahů záleží na týdnu těhotenství. Obecně platí, že signály stahů dělohy se vyskytují 2 až 5krát každých 10 minut a jejich doba trvání se pohybuje od 15 do 70 s. Zvuky matky také zahrnují vibrace plodové vody. Bylo zjištěno, že tyto vibrace mají charakteristiku podobnou bílému šumu [11].

### 2.1.5 Další komponenty signálu fFKG

Další komponenty signálu zahrnují síťové rušení (síťový brum). Síťové rušení je úzkopásmový signál se střední frekvencí 50 Hz (EU), 60 Hz (USA). V důsledku tohoto rušení je ovlivněn signál fFKG signál a je zhoršen jeho odstup signálu od šumu (SNR – z angl. Signal to Noise Ratio) signálu fFKG.

Zašumění lze do jisté míry předcházet vhodnou úpravou snímání a v případě nutnosti jej lze odfiltrovat úzkopásmovým filtrem. Na

Obr. 5 [12] je zobrazeno blokové schéma šíření fHS k senzoru. V Tab. 1 je shrnutý frekvenční rozsah všech složek obsažených v signálu fFKG [11,12].

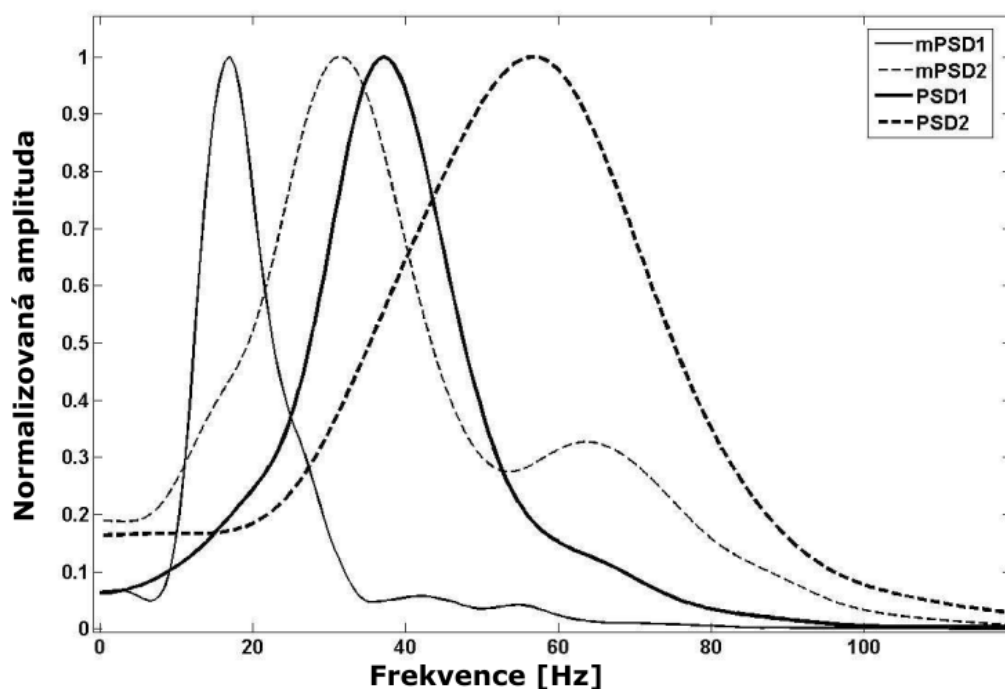


Obr. 5: Blokové schéma přenosu zvuků srdce.

Tab. 1: Složky fFKG signálu.

Složka	Frekvenční rozsah (Hz)
fHS	20 – 110
Pohyby plodu	0 – 25
Dýchání plodu	0,3 – 1,5
Srdeční ozvy matky	10 – 40
Dýchání matky	0,2 – 0,5
Stahy dělohy	0,2 – 0,5

Ruffo a kol.[12] provedli pilotní studii o signálu fFKG. Analyzovali 35 fFKG záznamů (pět pro každý týden těhotenství). Vypočítali výkonovou spektrální hustotu (PSD – z angl. Power Spectral Density) a maximální amplitudu. Vyhodnotili průměry padesáti S1 a S2 PSD (respektive PSD1 a PSD2) získané v každém týdnu těhotenství, dále vyhodnotili průměr poměrů mezi amplitudou S1 a amplitudou S2 (S1S2R) pro každý záznam a průměr S1 a S2 doby trvání (resp. S1D a S2D). Totéž provedli pro mateřské srdeční zvuky. Vypočítali průměr padesáti mS1 a mS2 PSD (respektive mPSD1 a mPSD2) bez ohledu na týden těhotenství, průměr poměrů mezi mS1 amplitudou a mS2 amplitudou (mS1S2R) pro každý záznam a průměr mS1 a mS2 doby trvání (resp. mS1D a mS2D). Na Obr. 6 [12] mPSD1 a mPSD2 ukazují, že mHS mají nižší frekvenční spektrum než fHS [12].



Obr. 6: Amplitudy a frekvence PSD1, PSD2 v 38 týdnu těhotenství, mPSD1 a mPSD2.

Následující Tab. 2 uvádí průměrné hodnoty a standardní odchylky (v závorkách) vypočtených parametrů ze všech vybraných zvuků S1 a S2 plodů a matek, přičemž frekvence mF1 a mF2 odpovídají maximálním píkům mPSD1 a mPSD2. V literatuře je možné nalézt hodnoty některých parametrů (zejména S1D, S2D, mS1D, mS2D, mF1 a mF2), které souhlasí s odpovídajícími odhadovanými středními hodnotami [12].

Tab. 2: Vypočtené parametry.

S1S2R	mS1S2R	S1D (ms)	S2D (ms)	mS1D (ms)	mS2D (ms)	mF1 (Hz)	mF1 (Hz)
1.70 (0.71)	1.54 (0.13)	85 (12)	58 (9)	136 (6)	95 (7)	16.93	30.44

## 2.2 Modelování signálu fFKG

Fonokardiografický signál může být vyjádřen rovnicí (2.1), kde  $x(t)$  je signál neinvazivně snímáný senzorem přiloženým na břišní stěně matky,  $s(t)$  je signál složený ze signálu  $s_f(t)$ , který představuje tlukot srdce plodu a signál  $s_m(t)$ , který představuje tlukot srdce matky,  $n(t)$  je šum. Na základě této rovnice je úkolem vyextrahovat  $s_f(t)$  a vyjádřit srdeční frekvenci plodu z tohoto signálu [11,12].

$$x(t) = s_f(t) + s_m(t) + n(t). \quad (2.1)$$

### 2.2.1 Modelování srdečních zvuků

V této kapitole je popsáno modelování srdečních zvuků pomocí exponenciálně tlumené sinusoidy a Gaussovy modulované sinusoidy.

- **Exponenciálně tlumené sinusoidy**

Srdeční ozvy S1 a S2 jsou superpozicí exponenciálně rozkládajících se sinusových vln s lineárně klesající kmitočtovou frekvencí. Zpoždění mezi dvěma sinusovými vlnami je známé jako čas rozdělení (ST – z angl. Split Time). Všechny parametry následujícího modelu jsou generovány a optimalizovány pomocí simulací Monte Carlo. Následující rovnice (2.2, 2.3, 2.4) poskytují matematický popis generování zvuků srdečních chlopní, kde  $A_1$  a  $A_2$  jsou amplitudy,  $\tau$  jsou časové konstanty rozpadu,  $t_d$  je zpoždění mezi  $f_1(t)$  a  $f_2(t)$ ,  $f(t)$  je výsledný srdeční zvuk a  $\varphi(t)$  je fáze [18]:

$$f_1(t) = A_1 \sin(\varphi_1(t)) e^{\left(\frac{-t}{\tau_1}\right)}. \quad (2.2)$$

$$f_2(t) = A_2 \sin(\varphi_2(t - t_d)) e^{\left(\frac{-(t-t_d)}{\tau_2}\right)}. \quad (2.3)$$

$$f(t) = f_1(t) + f_2(t). \quad (2.4)$$

- **Gaussovy modulované sinusoidy**

V různých studiích jsou srdeční zvuky modelovány jako Gaussovy modulované sinusoidy. Obecná rovnice (2.5) pro Gaussovu modulovanou sinusoidu je následující [18]:

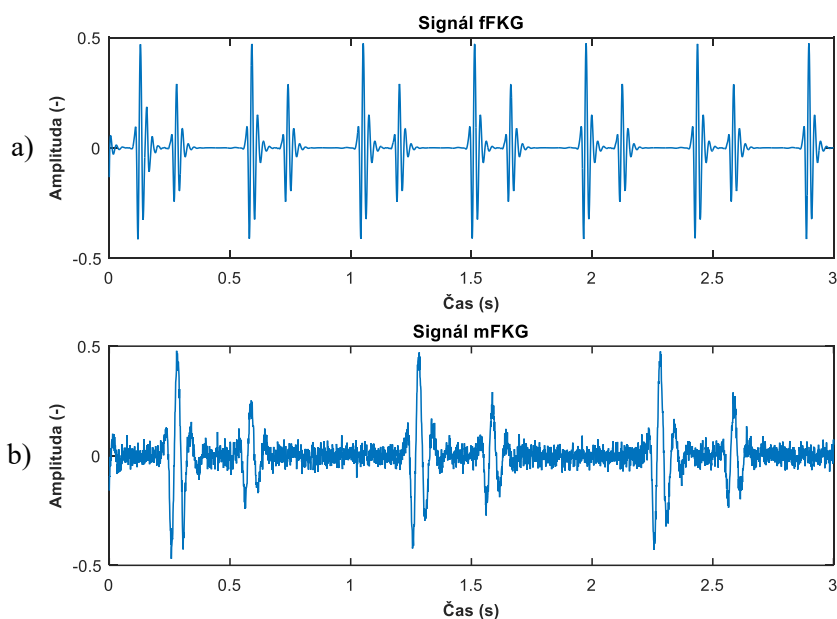
$$f(n) = \sum_{m=0}^{\infty} a_0 2^{\frac{1}{4}} \beta_m e^{-\pi \left(\frac{n-p_m}{\gamma_m}\right)^2} \cos(2\pi f_m n + \phi_m), 0 \leq n \leq N - 1. \quad (2.5)$$

Gaussovo modulované okno  $e^{-\pi \left(\frac{n-p_m}{\gamma_m}\right)^2}$  řídí dobu trvání obálky a časové umístění komponent a  $f_m$ , a dále řídí frekvenci sinusoid. Při modelování vln tento model nezahrnuje časové rozdělení mezi jednotlivými komponenty S1 a S2. Model vyžaduje slovník referenčních funkcí k odvození parametrů modelu [18]. Podle modelu fFKG jsou výkonové spektrální hustoty mHS na nižších frekvencích než fHS. Na Obr. 7 [12] jsou zobrazeny nasimulované signály fHS a mHS [11,18].



## 2.2.2 Modelování šumu

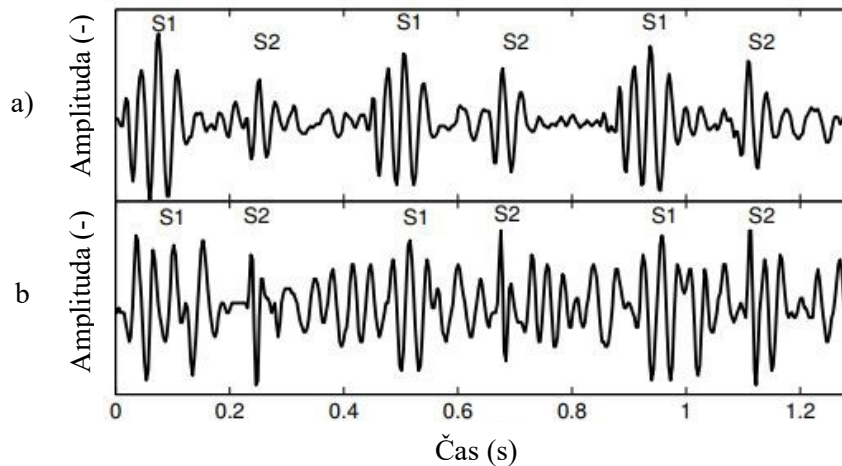
V různých studiích [11] je modelování zvuků zažívacího traktu matky, dýchání matky a pohybů plodu provedeno průchodem bílého šumu přes Butterworthův dolnoprostopustný filtr pátého řádu s mezní frekvencí 25 Hz. Výsledným signálem byl signál s nízkým amplitudovým pásmem v rozmezí 0 až 25 Hz. Šum v pozadí je modelován Butterworthovým hornoprostopustným filtrem pátého řádu s mezní frekvencí 100 Hz. Pohyby matky jsou modelovány jako náhodné impulzy s pevnou amplitudou s trváním 0,5 až 1,5 s [11].



Obr. 7: Nasimulované signály, a) plod, b) matka.

Tento model signálu fFKG je přímá lineární superpozice fHS, mHS a šumu. Bohužel tomu tak není u většiny fFKG v reálném čase. Ve výzkumu Jimenze et al. [15], bylo zjištěno, že zdrojem šumu může být buď mHS nebo pulzní vlna z aorty, která má poměrně mnohem větší amplitudu než signál fHS. Navíc v dřívějším výzkumu Nagel [14] se uvádí, že pulzní vlny, které se šíří v těle, lze zaznamenat z povrchu kůže. Směs fFKG s mateřskými akustickými a tlakovými komponentami významně mění tvar výsledného signálu na měniči, čímž fHS vizuálně zmizí v časové i frekvenční oblasti. Odstranění šumu z výsledného signálu je také otázkou synchronizace, která vyvrací předpoklad o lineární superpozici plodových akustických a tlakových komponent, mateřských akustických a tlakových komponent a dalšího šumu. V závěru tento model poskytuje přijatelné realistické syntetické signály fFKG [11].

Ačkoli speciální konstrukce přístrojů umožňuje citlivé zaznamenávání fHS, ve většině případů nelze kvůli rušení měřit ideální podobu plodových srdeční ozev, viz Obr. 8 [12]. Jedna část těchto rušení pochází z přímo z plodu. Druhý zdroj rušení představují srdeční zvuky matky, dýchání, trávicí orgány a svalový pohyb. Tyto rušení mohou vést ke špatnému stanovení fHR [12].



Obr. 8: Signál fFKG. a) čistý signál, b) zašuměný signál.

### 2.3 Srdeční vady

Převážná většina dětí narozených ve světě je zdravá, ale je také mnoho dětí, které se narodily s nějakými abnormalitami ve struktuře srdce. Hrubá strukturální abnormalita srdce nebo intratorakálních velkých cév je popsána jako vrozená srdeční vada nebo onemocnění. Je to nejčastější vrozená anomálie a je jednou z hlavních příčin morbidity a úmrtnosti po celém světě. Podle Světové zdravotnické organizace (WHO) se narodí 8 dětí z 1000 s vrozenou srdeční vadou [7,8].

Nejlepším obdobím pro detekci vrozených srdečních vad pomocí fFKG může být po prvním trimestru, tj. ve 12. týdnu těhotenství, kdy rozvinutá srdeční vada hraje významnou roli v oběhu a může se objevit z hlediska patologických šelestů. Ve fFKG jsou tedy typickým nálezem srdeční šelesty, které provázejí srdeční postižení. Tyto srdeční šelesty vznikají vibracemi tkání nebo turbulencí krve. Většinou se jedná o systolický šelest, diastolický, kontinuální šelest nebo také nevinný šelest. Na Obr. 9 [13] jsou zobrazeny tvary šelestů. Patologické šelesty vznikají při poškození srdečních struktur a někdy představují vážný stav plodu. U všech těchto šelestů se určuje intenzita a frekvence. Balogh ve své disertační práci [8] uvedl několik případů plodových srdečních šelestů, viz Tab. 3.

Tab. 3: Plody s klinickou diagnózou a parametry zjištěných srdečních šelestů.

<b>Diagnóza</b>	<b>Délka (trvání)</b>	<b>Časování</b>	<b>Intenzita</b>	<b>Dominantní frekvence</b>	<b>Změna intenzity</b>
ASD, TI	24 %	Systola	46 %	36 Hz	Pásmový (nemění se)
Ebsteinova anomálie	23 %	Systola	76 %	45 Hz	Crescendový-decrescendový
VSD	17 %	Systola	120 %	41 Hz	Crescendový-decrescendový
VSD	21 %	Systola	107 %	26 Hz	Crescendový-decrescendový
VSD	15 %	Systola	60 %	30 Hz	Crescendový-decrescendový
VSD	13 %	Systola	22 %	27 Hz	Crescendový-decrescendový
TOF, MAPCA	55 %	Systola, diastola	38 %	30 Hz	Pásmový (nemění se)
PA, MAPCA	25 %	Systola	125 %	27 Hz	Crescendový-decrescendový

ASD – defekt síňového septa, TI – Trikuspidální nedostatečnost, VSD – defekt komorového septa, TOF – Fallotova tetralogie je kombinace 4 různých vad (stenóza plicnice, defekt komorového septa, hypertrofie pravé komory a dextropozice aorty), MAPCA – Hlavní aortopulmonární kolaterální tepny, PA – Plicní atrézie.

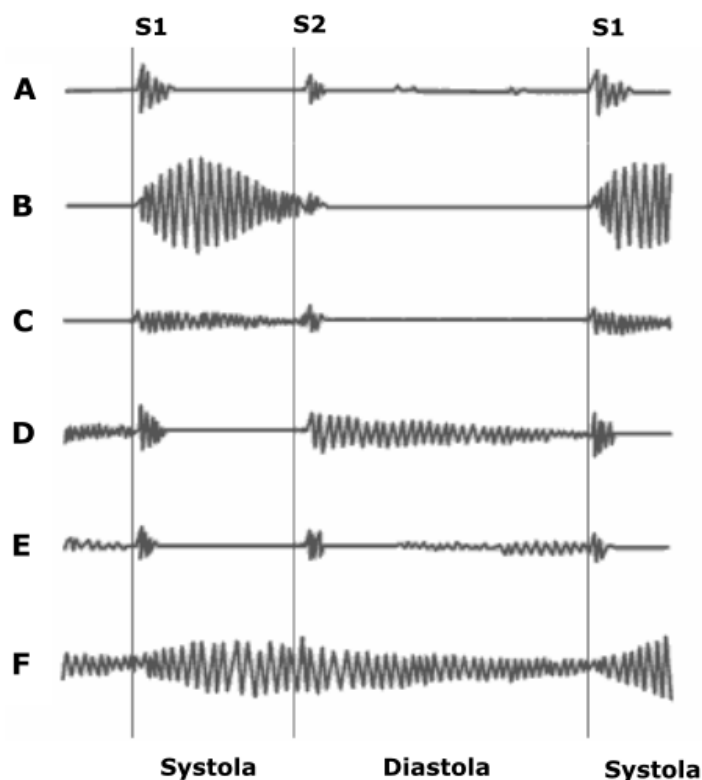
U srdeční auskultace je srdeční šelest obvykle charakterizována pěti parametry. V případě plodového srdečního šelestu nelze určit všechny, nicméně jsou definovány následující parametry:

- **Délka:** je vypočtena jako délka časového okna obsahující šelest vzhledem k délce srdečního cyklu.
- **Načasování:** rozlišuje se mezi systolickým, diastolickým a šelesty s komponenty v systole a diastole.
- **Intenzita:** je průměrný poměr maximální intenzity šelestu k maximální S1 intenzity.
- **Dominantní frekvence:** je určena na základě průměrné míry nulového přechodu nebo frekvence maximální spektrální složky.
- **Změna intenzity:** rozděleno na crescendový (vzrůstající intenzita), decrescendový (klesající intenzita), pásmový (intenzita se nemění), crescendový-decrescendový (vzrůstající a poté klesající intenzita).

Změny šelestů se mohou projevovat také při pohybu plodu. Nejčastější příčinou vzniku šelestů jsou vady chlopní. Ejekční šelest vzniká průchodem krve zúženou chlopní, která se zcela neotvírá a klade tak odpor protékající krvi. Tato šelest začíná za první ozvu srdeční a končí před druhou ozvou srdeční. Opakem zúžení je nedomykavost. Poškozením chlopně nedochází ke kompletnímu uzavření a krev tedy protéká chlopní i v té době, kdy by protékat neměla. Srdeční šelest není onemocnění, ale je projevem změny nebo poškozeného srdce. Tyto šelesty je možné odhalit fonendoskopem, ale je důležité provést i další vyšetření ke zjištění dalších informací. Nejčastěji se používá plodová elektrokardiografie (fEKG) [7,8].

Kovacs a kol. [9] představili práci na detekci srdeční abnormality prostřednictvím fFKG. Ve studii použili fFKG signály 1000 těhotných žen v 28. až 40. týdnu těhotenství, které byly zaznamenány domácím telemedicínským plodovým monitorem v kombinaci s předepsaným testem kardiokografie (CTG). Použili kombinaci vlnkové transformace, automatické korelace a metody shody. V této práci předpovídali šelest na základě identifikace nežádoucího tvaru v systolických nebo diastolických intervalech. Bylo prokázáno, že s parametry zjištěnými z plodového srdečního šelestu, by bylo možné určit vztahy šelestů k různým srdečním vadám [7].

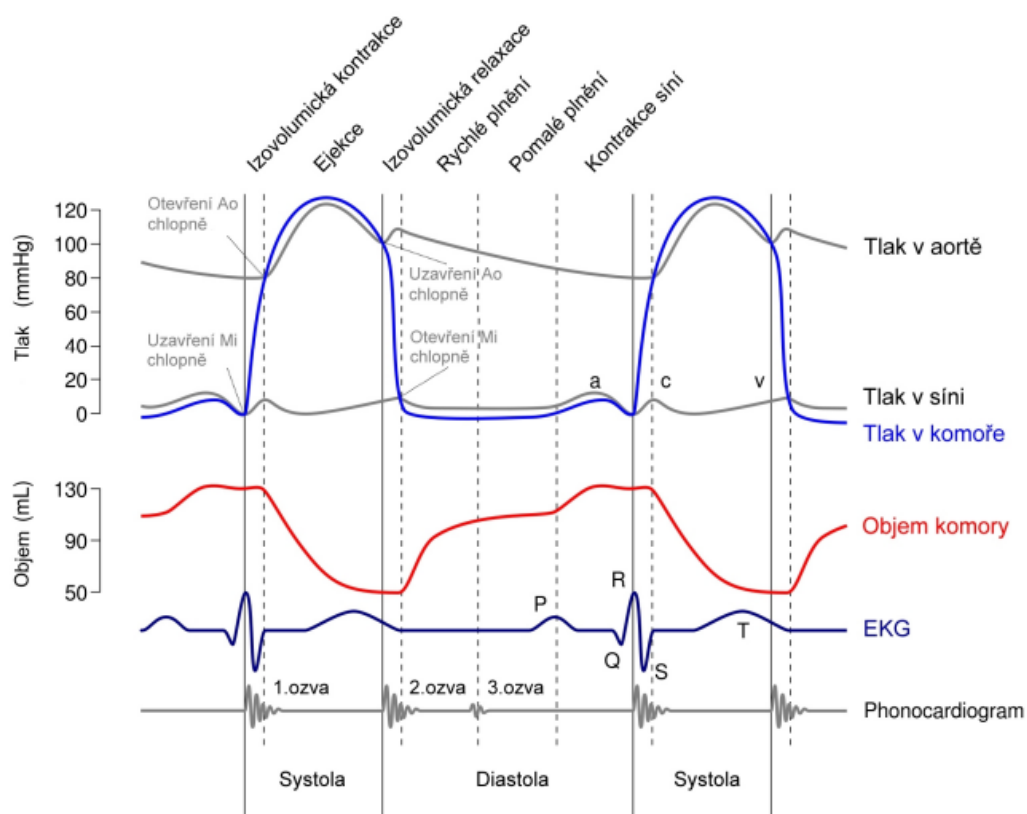
Nejpopulárnějšími diagnostickými technikami používanými pro detekci srdečních defektů plodu kromě fFKG a fEKG jsou plodová echokardiografie, plodová magnetická rezonance (fMRI), aminocentéza a Nuchal-fold scan [7,8].



Obr. 9: Tvary šelestů. A – normální signál, B – aortální stenóza, C – mitrální regurgitace, D – aortální regurgitace, E – mitrální stenóza, F – perzistující ductus arteriosus.

## 2.4 Vztah mezi FKG a EKG

Obecně platí, že signály EKG a FKG jsou souběžné jevy, z nichž první je elektrický signál, zatímco druhý je mechanickým signálem. Tyto dva signály mezi sebou úzce souvisí. Každý srdeční tep (vzruch) začíná v sinoatriálním (SA) uzlu. Jak se signál šíří myokardem síní, nastává jejich kontrakce. V této době jsou otevřeny pouze cípate chlopně (mitrální a trojcípá) a komory se plní krví a připravují se na eejkci. Vzruch se dostává do atrioventrikulárního (AV) uzlu a po krátkém zpoždění nastává kontrakce komor, zavírají se cípate chlopně a vzniká tak první ozva srdeční (S1). Délka této fáze je v rozmezí 50 až 100 ms. Tato srdeční ozva odpovídá R vlně v komplexu QRS signálu EKG. Po systolické pauze (jasně viditelné v signálu FKG) se otevírají poloměsíčité chlopně a krev je vstřikována do aorty a plicnice. Druhá ozva srdeční (S2) vzniká zavřením těchto chlopní a malým zpětným průtokem krve před uzavřením. Délka této fáze je v rozmezí 25 až 50 ms a začíná na konci či po skončení vlny T. Třetí ozva srdeční vzniká přibližně 100 až 120 ms po skončení vlny T a je způsobena vibracemi stěn komor. Čtvrtá ozva srdeční vzniká na konci vlny P. Elektrické fáze srdečního cyklu lze zaznamenat ve formě elektrokardiogramu. Na Obr. 10 [20] jsou zobrazené události srdečního cyklu pro funkci levé komory ukazující změny v tlaku v levé síni, tlaku v levé komoře, tlaku aorty, komorového objemu, elektrokardiogramu a fonokardiogramu [19].



Obr. 10: Události srdečního cyklu.

### 3 Zpracování fFKG

V této kapitole je popsáno zpracování signálu fFKG. Je popsán sběr dat tohoto signálu, metody používané v lékařství a jaké zařízení se používají. Poté jsou podrobně shrnuty metody zpracování signálu a klasifikace.

#### 3.1 Sběr dat

Získávání dat může být neinvazivní a invazivní. Neinvazivní se získává z povrchu břišní oblasti matky pomocí akustického senzoru, zatímco invazivní metoda využívá k získávání dat nitroděložního akustického senzoru. Je důležité poznamenat, že neinvazivní fFKG může být použita v jakémkoli stádiu těhotenství, kdy je plně vyvinuto plodové srdce, jehož ozvy jsou slyšitelné. Invazivní metoda rovněž neumožňuje její použití před porodem (před prasknutím membrán a uvolněním plodové vody). Také během porodu zvyšuje možnost infekcí a ohrožuje těhotnou ženu i její plod. Z těchto důvodů není dostatek studií a informací o této invazivní metodě. Ve výsledku bylo zjištěno, že jediný invazivní fFKG výzkum byl publikován Richesonem a kol. z roku 1964 [21]. Neinvazivní senzor s frekvenční odezvou v rozmezí 0,1 až 200 Hz se zesilovačem a antialiasingovým filtrem je pro získání dat pro fFKG optimální [22,23]. Před porodem je pohyb plodu minimální a na základě toho Zuckerwar a kol. [22] vyvinuli senzor, který dokáže snímat fHS signál s vysokým SNR z abdominální oblasti matky. Avšak při porodu je proces získávání dat těžkým úkolem z důvodu pohybu plodu, matky a stahů dělohy. Stávající systém

k získávání dat je tedy možné použít pouze v průběhu těhotenství a před porodem. Na základě neinvazivního fFKG byl v Maďarsku vyvinut komerční produkt nazvaný Pentavox Fetaphon 2000 [24]. V tomto zařízení jsou signály filtrovány pásmovou filtrací (25 až 100 Hz) a digitalizovány na 8 bitů se vzorkovací frekvencí 333 Hz. Fetaphon je vysoce citlivý akustický přístroj vhodný pro nahrávání srdečních ozev plodu. Zařízení využívá dvou senzorů přiložených na břišní stěně matky pomocí pásky. Tyto senzory zachycují signály, které se následně pošlou lékaři, který je vyhodnotí. Na základě výsledků lékař poskytne matce zprávu o stavu plodu, která se zobrazí na displeji jejího zařízení. Fetaphon nemá žádné vedlejší účinky. Dále existují některé příklady, které ilustrují vývoj aplikací smartphonů, jako jsou My Baby's Beat [25], BabyScope [26], Womb Sounds - Baby Heart-beat Monitor [27], Fetal Heartbeat Monitor UnbornHeart [28]. Tyto aplikace využívají mikrofon telefonu k poslouchání, nahrávání zvuků nenarozeného dítěte. Je doporučeno aplikaci používat v tichém prostředí a zároveň v režimu letadlo, které slouží k vypnutí veškeré komunikace telefonu. Zároveň se nastaví stáří plodu a mikrofon se pak musí plně přiložit k abdominální oblasti. Poté je důležité lokalizovat pozici srdce plodu, aby byly nahrány co nejlepší zvuky. Nejlepších výsledků tyto aplikace dosahují v rozmezí 30. až 40. týdnu těhotenství [11].

Je důležité poznamenat, že v současné době jsou k dispozici pouze dvě databáze, která obsahují klinicky získaná data fFKG. K dispozici je i syntetická databáze s názvem „Simulated Fetal PCGs“, která je zpřístupněna prostřednictvím archivu PhysioBank [30]. Tato databáze představuje sérii 37 jednonálových syntetických abdominálních fFKG ve vztahu k různým stavům plodu a podmínkám záznamu, generovaných pomocí simulačního softwaru [29]. Tato databáze je simulována v rozlišení 1 kHz, 16 bitů a ve formátu DAT s různými hodnotami SNR [11,29].

### **3.1.1 Metody používané v lékařství**

Fetální stetoskop se používá k měření srdečního tepu plodu. Přístroj umožňuje zdravotníkům poskytnout informace, zda jsou srdeční změny v plodu nebo novorozence normální. Sledování těchto změn je důležité, aby byl zajištěn dobrý stav plodu [31].

#### **3.1.1.1 Pinardův stetoskop**

Pinardův roh byl vynalezen francouzským lékařem Adolphem Pinardem v 19. Století. Pinardův roh je typ stetoskopu, který slouží k poslechu srdeční frekvence plodu během těhotenství. Jedná se o dutý roh, často z dřeva nebo kovu, viz Obr. 11 [31], dlouhý asi 200 mm. Jeho funkce je podobná jako u ušní trubice, která zvuk zesiluje. Uživatel drží široký konec rohu přiložený na břišní stěně těhotné ženy a poslouchá přes druhý konec srdeční zvuky plodu. Pinardův stetoskop se používá dodnes v nemocnicích a méně často i v domácnostech k poslechu srdečních ozev dítěte, ale je k tomu potřeba mít vytrénovaný sluch. Tento stetoskop může být použit k určení polohy plodu. Stetoskop však nemusí zachytit srdeční ozvy plodu, protože stetoskop musí být přiložen co nejbližší k srdci plodu, jinak nelze srdeční ozvy zachytit [31].



Obr. 11: Pinardův stetoskop.

### 3.1.1.2 Akustický stetoskop

Stetoskop je akustické lékařské zařízení pro auskultaci nebo poslech vnitřních zvuků lidského těla a nejčastěji se používá k poslechu zvuků plic a srdce, viz Obr. 12 [33]. Akustické stetoskopy přenášejí snímaný zvuk z povrchu těla přes duté trubice do uší lékaře. Hlavice se obvykle skládá ze dvou stran, které mohou být umístěny na pacientovi pro snímání zvuku. Jedna strana má membránu (plastový disk) a druhá tuto membránu neobsahuje. Pokud je strana s membránou umístěna na povrch pacienta, zvuky těla vibrují membránu a vytvářejí akustické tlakové vlny, které vedou trubicí do uší lékaře. Naslouchadlo bez membrány slouží k naslouchání nižších frekvencí, naslouchadlo s membránou je vhodnější pro poslech středních a vyšších frekvencí. Tvar a materiál hlavice snižují poslechové ztráty a eliminují dosah okolních zvuků. Zvuky zachycené membránou procházejí jedinou stetoskopickou gumovou trubicí, která je dlouhá 45 až 68 cm. Na gumové trubici navazují kovové trubice s ušními sluchátky [32].



Obr. 12: Akustický stetoskop.

### 3.1.1.3 Elektronický stetoskop

Jeden problém s akustickými stetoskopy je, že hladina zvuku je extrémně nízká. Elektronické stetoskopy využívají technologii k překonání těchto nízkých hladin. Tyto stetoskopy elektronicky zesilují zvuky těla. Elektronické stetoskopy provádí přeměnu akustických zvukových vln získaných na povrchu těla na elektronické signály, které jsou pak přenášeny přes obvody a zpracovány pro optimální naslouchání. Obvody se skládají ze součástí, které umožňují zesílení a optimalizaci energie pro poslech při různých frekvencích. Obvody také umožňují digitalizovat, zakódovat a dekodovat zvukovou energii, snížit nebo eliminovat okolní šum a přehrát je přes reproduktory nebo sluchátka [34].

Na rozdíl od akustických stetoskopů, které jsou všechny založeny na stejné fyzice, měniče v elektronických stetoskopech se velmi liší. Nejjednodušší a nejméně efektivní způsob detekce zvuku je



dosaženo umístěním mikrofonu na povrchu těla. Jiný způsob zahrnuje umístění piezoelektrického krystalu na hlavě kovového hřídele, přičemž dno hřídele je v kontaktu s membránou. Někteří výrobci používají piezoelektrický krystal umístěný uvnitř pěny za tlustou pryžovou membránou. Jiný výrobce používá elektromagnetickou membránu s vodivým vnitřním povrchem pro vytvoření kapacitního čidla. Tato membrána reaguje na zvukové vlny shodně s běžným akustickým stetoskopem, přičemž změny v elektrickém poli nahrazují změny tlaku vzduchu. To zachovává zvuk akustického stetoskopu s výhodami zesílení. Skutečnost, že zvuky jsou přenášeny elektronicky, umožňuje elektronickým stetoskopům nabízet funkce, jako je výstup zvukových nebo sériových dat, bezdrátový přenos a nahrávání. Některé z elektronických stetoskopů nabízejí vizuální výstup srdečního tepu a signálu EKG detekovaných přímo na zařízení [34].

### 3.1.2 Fetální dopplery

V dnešní době je nejvíce využíváný přístroj zvaný fetální doppler. Jedná se o ruční ultrazvukový snímač používaný k detekci fetální srdeční frekvence v těhotenství. Dopplerovské fetální monitory poskytují informace o plodu podobně jako plodový stetoskop. Jednou z výhod dopplerovského plodového monitoru oproti (akustickému) fetálnímu stetoskopu je elektronický výstup zvuku, který umožňuje i jiným uživatelům si poslechnout tlukot srdce. Nevýhodou je větší složitost a náklady elektronického zařízení. Některé typy umožňují mimo přehrávání srdečních zvuků zobrazit i tepovou frekvenci srdce plodu v bpm. Nahrané zvuky lze případně poslat lékaři k analýze [31].

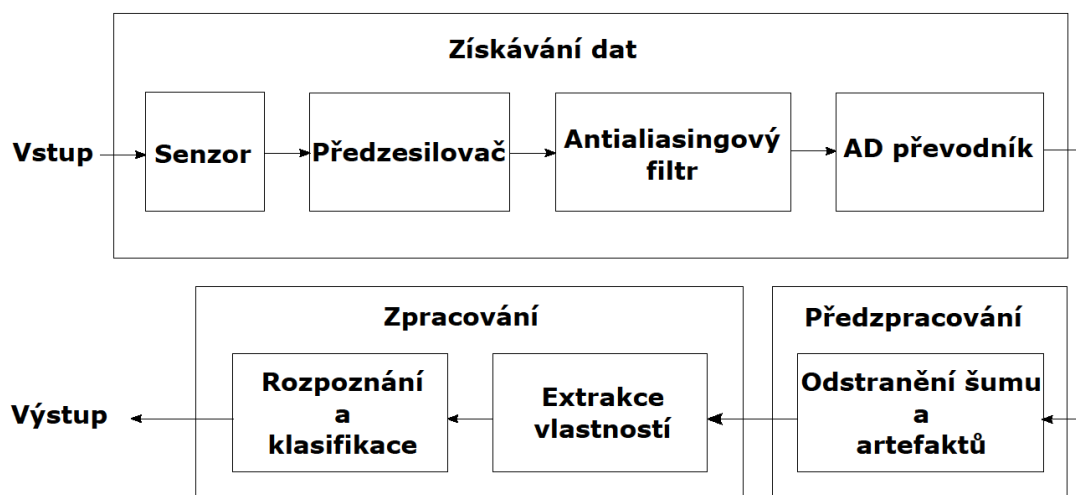
## 3.2 Zpracování signálu fFKG

Systém se v skládá z několika bloků, viz Obr. 13 [11]. Těmito bloky jsou blok sběru dat, blok předzpracování a blok po zpracování. Pro sběr dat jsou konfigurovány parametry, jako je počet stupňů a výstupních kanálů, mezní frekvence antialiasingového filtru, vzorkovací frekvence, rozlišení kvantování [11].

Blok předběžného zpracování zahrnuje techniky zpracování signálu, jako je lineární filtrování, spektrální subtrakce, adaptivní filtrace, Kalmanova filtrace, vlnková transformace, separace slepých zdrojů, rozklad empirického režimu a multimodální analýza [11].

Blok zpracování zahrnuje techniky extrakce a klasifikace znaků, jako jsou heuristické metody, spektrální analýza, krátkodobá Fourierova transformace, distribuce Wigner Ville, vlnková analýza, lineární regrese, Gaussovy procesy, K-clustering a neurofuzzy logika [11].

Zpracování a klasifikace signálu fFKG je shrnuto v následujících kapitolách.



Obr. 13: Blokové schéma analýzy signálu.

### 3.2.1 Přímá analýza

Adithya a kol. [11] provedli studii o přímé analýze. Spolehlivost parametrů nebo extrakce signálu založená na konvenčním filtrování, filtrování s dolní propustí nebo horní propustí a filtrování s pásmovou propustí závisí výhradně na informacích buď z frekvenční oblasti, nebo z výkonové spektrální hustoty [11].

- **Filtrace**

Vzhledem k tomu, že informace z frekvenční oblasti fFKG signálu jsou nestacionární a nedeterministické, filtrace není příliš účinná. Je zřejmé, že konvenční filtrování zlepšuje SNR tím, že odstraní většinu šumu mimo pásmovou propust, přesto v signálu fFKG zůstává šum obsažený v propustném pásmu [35]. Filtrace může být efektivní při zlepšování SNR při použití před zpracováním. Tlumení šumu lze docílit zprůměrováním více segmentů periodického signálu v časové oblasti (pokud je periodický signál překrýván náhodným bílým šumem). Získaný signál fFKG lze považovat za kvazistacionární (zvuky se opakují v čase a téměř se nemění) [11,35,36]

- **Průměrování**

Průměrování se provádí za účelem odstranění šumu a extrakce parametrů nebo signálů. Není-li dosažena relativní časová synchronizace jednoho segmentu s druhým, může být průměrování nepřesné. Průměrování je známé tím, že redukuje bílý šum, protože je náhodně rozložený v celém signálu. Průměrování může být také použito k vytvoření "charakteristického srdečního tepu", což je průměrný srdeční tep ze série úderů. Za krátkou dobu mají srdeční tepy stejné statistické vlastnosti. Signál tedy může být považován za kvazi-stacionární během krátké doby. Podle základní teorie pravděpodobnosti je intenzita náhodného signálu zprůměrování  $n$  cyklů redukována faktorem  $\eta$ . Pokud by tedy bylo

průměrováno např. 20 cyklů, náhodné signály v sérii srdečních tepů by byly redukovány faktorem  $20 \approx 4,5$  nebo pokud by se průměrovalo 50 cyklů, činil by útlumový faktor přibližně  $50 \approx 7$  [37,11].

Důležitým faktorem, který je třeba vzít v úvahu při použití průměrování, je odstranění šumu. Mechanická činnost srdce může být rozdělena do dvou kategorií: deterministický a nedeterministický. V našem případě může být každý proces, který se opakuje, považován za deterministický. Pro nedeterministické události (např. srdeční šelest) zprůměrování signálu snižuje schopnost rozlišovat tyto charakteristiky od deterministických charakteristik v signálu fFKG. Průměrování má tendenci zvyšovat SNR periodického šumu [37,11].

- **Korelace**

Techniky jako automatické a křížové korelace kontrolují podobnost mezi dvěma vzorky daného signálu jako funkci časového zpoždění. Autokorelace zdůrazňuje periodicky se vyskytující korelované vlnky tím, že eliminuje neperiodický nekorelovaný šum, jako je např. pohybový artefakt. V kontextu signálu fFKG může být korelace použita při detekci S1 vlny a při extrakci fHR i v přítomnosti značného šumu. Kovacs a kol. [39] zjistili, že přítomnost šumu s velkou intenzitou je tvar vstupního signálu zkreslený a autokorelační metoda neposkytuje spolehlivé údaje o fHR. Ke zlepšení extrakce zavedli dvoupásmovou adaptivní autokorelaci založenou na statistických intervalech. Protože autokorelační funkce zvýrazní jakýkoli periodický signál, bude také detekovat periodický šum. Autokorelace je časově náročná metoda. Korelace je neúčinná při extrakci parametrů ze zašuměného signálu fFKG [11,38].

- **Spektrální subtrakce**

Spektrální subtrakce je metoda pro obnovení rozsahu spektra signálu ze zašuměného signálu. Při této metodě se spektrum šumu odhaduje během pauzy mezi periodami a odečte se od zašuměného spektra a tím se dosáhne odstranění šumu v signálu. Předpokladem je, že šum je stacionární proces a spektrum šumu se významně nezmění mezi periodami aktualizace. Chen a kol. [41] implementovali zjednodušenou spektrální subtrakci k odstranění nechtěného stacionárního šumu v signálu fFKG. Signál fFKG obsahuje převážně nestacionární šum, a proto spektrální subtrakce na základě odstranění šumu neposkytuje významné zlepšení SNR a zhoršuje se výkonost při zvyšování rozptylu šumu [11,40].

- **Heuristické metody**

Další heuristické metody pro extrakci parametrů ze zašuměného signálu fFKG, jako je Hilbertova transformace, absolutní hodnota, absolutní hodnota diferencovaného signálu [42], Haar transformace založena na detekci špiček [43] neposkytují kvalitní výsledky. Nicméně, heuristické metody mohou být použity pro detekci obálek, segmentaci vln a další extrakci parametru fFKG signálu [11].

### 3.2.2 Adaptivní filtrace

Adaptivní filtr je samoučící se filtr, který mění své parametry v závislosti na změně parametrů vstupního signálu. Tento typ filtru umožňuje filtrovat parazitní rušení ze signálu užitečného, jestliže s časem mění svoje parametry nebo konkrétně dopředu jeho parametry nejsou známy. Typickým problémem je rušení síťovým kmitočtem, které nemusí mít pevnou frekvenci po celý čas. Jako jednoduchý adaptivní filtr se používá FIR filtr, jehož koeficienty jsou přenastavovány algoritmem. Tento algoritmus sleduje vstupní a výstupní signál filtru a snaží se nastavit koeficienty filtru tak, aby chyba byla co nejmenší. Výhodou FIR filtru je jeho neomezená stabilita a konečná doba trvání impulzní odezvy a také jednoduchost implementace. Jako algoritmy se používají algoritmy typu LMS (z angl. – Least Mean Square), RLS (z angl. – Recursive Least Square) a jejich varianty. Algoritmy LMS jsou založené na teorii Wienerovy filtrace. Tento algoritmus je založen na gradientním vyhledávacím algoritmu známým jako metoda největšího spádu a patří mezi nejpoužívanější. Algoritmus RLS je založen na teorii Kalmanovy filtrace. Základním rozdílem oproti LMS je vlastní statistické pojetí. Pracuje s průměrnými hodnotami veličin počítanými z časových vývoje místo vzorkových průměrů počítaných z několika realizací náhodného procesu. Algoritmy RLS mají vyšší výpočetní náročnost než LMS. Výhodou je přesný adaptivní proces s nízkou chybou filtrace. Typickými aplikacemi adaptivní filtrace je potlačení širokopásmového rušení, potlačení síťového rušení, oddělení dvou biologických signálů, odstranění šumu a rušení ze zvuku [46].

Goovers a kol. [44] použili adaptivní filtraci k odstranění složky dýchání matky ze signálu fFKG. Pretlow a kol. [45] implementovali adaptivní filtr s LMS algoritmem pro odstranění šumu ze signálu. Tato metoda však vyžaduje předlohu srdečních ozvě plodu pro adaptaci vah [11].

V souhrnu, metody jako adaptivní Wiener filtrace, spektrální subtrakce a LMS lineární predikce vykazují špatné odstranění šumu vzhledem k tomu, že srdeční ozvy plodu mají několik transformací, které jsou s největší pravděpodobností nelineární. Budoucí techniky by se měly zaměřit na odstranění mateřských akustických složek, aby se zlepšil signál fFKG. Vícefázové a vícekanálové filtrace, které vedly ke slibným výsledkům plodového EKG, mohou být implementovány pro signál fFKG. Kalmanova filtrace se zaměřuje především na izolaci arteriálních artefaktů ze signálu plodového EKG pomocí libovolného počátečního EKG signálu jako referenčního signálu, přičemž tato implementace by mohla být rozšířena také na signál fFKG. Odstranění založené na obecných adaptivních filtrech, jako jsou rozšířené Kalmanovy filtry, jsou slibné budoucí směry výzkumu zpracování signálů na základě fFKG [11,46].

### 3.2.3 Lineární dekompozice

- **Krátkodobá Fourierova transformace**

Krátkodobá Fourierova transformace (STFT – z angl. Short Time Fourier Transform) byla vyvinuta k překonání některých omezení diskrétní Fourierovy transformace (DFT). Tato transformace poskytuje kompromis mezi časovým a frekvenčním zobrazením analyzovaného signálu. Chetlur Adithya a kol. [47] použili STFT k analýze signálu fFKG v časové frekvenční rovině. I když je STFT rozumným nástrojem pro analýzu signálu, došli k závěru, že jeho schopnost reprezentovat signál za přítomnosti nestálého a frekvenčně různého šumu je špatná [11].

- **Wigner Ville Distribution**

Distribuční systém Wigner Ville (WVD) je nástroj časové frekvenční transformace, který poskytuje dobrou lokalizaci pro všechny časy a frekvence současně. Tento systém však není vysoce využíván pro aplikace pro odstranění šumu, protože perfektní obnovení signálu není možné kvůli ztrátě informací o fázi. V kontextu fFKG Nagel [14] použil WVD pro zkoumání různých složek zvuků srdce (S1 nebo S2) analýzou jejich okamžitých frekvencí. Balogh a kol. [48] použil WVD pro zkoumání a modelování různých složek S2. Stručně řečeno, WVD byla v minulosti vyzkoušena pro analýzu signálu ve zpracování signálů fFKG, ale z důvodů špatných výsledků se nevyužívá [11].

- **Vlnková transformace**

Vlnková Transformace (WT) mapuje průběh časové oblasti do kmitočtově-časové domény a zároveň zajišťuje dobrou lokalizaci v časové i frekvenční oblasti. Tato transformace zkontroluje podobnost daného signálu pomocí konvoluce daného signálu časovým oknem známým jako mateřská vlna. Translace a dilatace mateřskou vlnou poskytuje dobré rozlišení pro vyšší frekvence a nižší frekvence. Proto je použita užší vlnka pro extrakci vysokofrekvenčních složek a roztažená vlnka pro extrakci nízkofrekvenčních složek signálu. Na základě zvolené mateřské vlny, úrovně rozkladu a zvolené prahové techniky se ukázalo, že vlnový rozklad je účinnou metodou při analýze informací nestacionárních signálů tím, že poskytuje lokalizaci frekvence, která je užitečná pro detekci různých patologických stavů. Nicméně odstranění šumu fFKG signálu pomocí vlnkového rozkladu je neúčinné při specifických rušení, které se nachází ve stejném kmitočtovém pásmu jako signál fFKG. Stručně řečeno, vlnková analýza a rozklad je účinná metoda při potlačení šumu mimo pásmo fFKG signálu, bílého šumu a impulzního rušení při současném poskytnutí velkého rozlišení frekvence pro analýzu signálu [11].

Kovács a kol. [49] představili heuristickou metodu hodnocení fHS současně s několika algoritmy, kde byla autokorelační technika doplněna vlnkovou transformací a odpovídajícími výsledky metody. Kombinace metody víceúrovňové autokorelace, vlnkové transformace a shody a individuální korelační algoritmus založený na modelu lze dosáhnout spolehlivé detekce srdečního tepu i v případě zašuměných záznamů. V této studii bylo zaznamenáno více než 3000 akustických signálů s fonokardiografickým CTG zařízením typu Fetaphon-2000. Signály byly filtrovány pásmem (25 až 100 Hz) s aktivním filtrem a digitalizovány na 8 bitů se vzorkovací frekvencí 333 Hz. Kovács a kol. použili náhodně vybraných 25 záznamů a aplikovali výše zmíněné metody a jejich kombinace. Jednotlivé metody vykazují kvalitní výsledky, ale jejich kombinace poskytuje nejvyšší HiR (hit rate - poměr počtu zjištěných úderů a chybných odhadovaných počátečních hodnot) na úkor vyšších výpočetních požadavků. Pomocí této metody lze dobře detekovat přítomné vrozené vady, jako je srdeční šelest apod. [49].

- **Slepá separace zdrojů**

Slepá separace zdrojů (BSS – z angl. Blind Source Separation) předkládá vstupní data do prostorů s vyšším rozměrem, které jsou v podstatě odvozeny ze vstupních dat založených na statistickém kritériu. Analýza hlavních komponent (PCA) a analýza nezávislých komponent (ICA) hledají soubor nezávislých vektorů (hlavní komponenty, nezávislé komponenty). PCA dekoreluje promítáním dat do souboru ortogonálních os na základě vektorů, které jsou uspořádány v sestupném pořadí vlastních hodnot. ICA vede k biortogonální transformaci založené na kurtose a osy nejsou nutně ortogonální. Typicky, v proceduře odstranění šumu založené na metodách PCA nebo ICA se nejprve vypočítá matice

vstupních dat (obvykle autokorelační matice). Za druhé je odvozena směšovací matice (soubor nezávislých vektorů) ze vstupní matice. Za třetí, vstupní data jsou promítnuty do vyššího rozměrového prostoru vynásobením vstupní matice a směšovací matice, což vede k matici PCA nebo ICA. Po odstranění šumu v signálu je určitý sloupec v matici PCA nebo ICA nastaven na nulu a znovu promítán zpět do signálového prostoru vynásobením PCA nebo ICA matice (s odstraněným šumem) a inverzní směšovací matice. V kontextu fFKG vede ICA k lepší separaci zdrojů v porovnání s PCA [11].

Anil a kol. [50] navrhli metodu založenou na jednobanové separaci slepých zdrojů a sestávají ze tří etap. Implementace navrženého algoritmu ukazuje úspěšnou extrakci fHS ze zašuměných abdominálních zvukových signálů. Navrhovaná metodika vychází z EMD (empirický rozklad), SVD (rozklad singulární hodnoty) a EFICA (účinná verze analýzy nezávislých komponent). Použitým vstupním signálem je fonokardiograf snímáný pomocí jednobanové metody s mikrofonem umístěným na břišní stěně matky. Signály mikrofonu byly zesíleny použitím zesílených stupňů s vysokou přesností. Získané audio signály byly odebírány při rozlišení 16 kHz, rozlišení 16 bitů. Výsledky jsou slibné a ukazují časové řady, kde se může jasně identifikovat S1 a S2. Hlavní výhody navrhované metody jsou: není nutné mít lineární směs a je požadována pouze jedna kanálová směs signálů [50].

Jimenez a kol. [51] úspěšně extrahovali zdroje ze zašuměných jednobanových abdominálních zvukových záznamů. Použili metodu SCICA (jednobanová nezávislá analýza komponent) k úspěšnému extrahování fHS. Nejprve byla vytvořena vhodná matice zpoždění, potom bylo vypočítáno několik nezávislých složek za použití TDSEP (dočasný dekorelační zdroj separace), nakonec byly součásti promítány zpět do měřicího prostoru a seskupeny pomocí K-means. Byly použity tři jednobanové abdominální fonokardiogramy o délce 3 až 5 minut. Signály byly získány od těhotných žen s věkem plodu mezi 36 a 40 týdnem. Výsledky ukázaly lepší kvalitu a objektivnější extrakci fetálních srdečních ozev pomocí tohoto dočasného nezávislého přístupu [51].

Jimenez a kol. [52] implementovali metody SCICAD (jednobanová nezávislá analýza komponent a empirické filtrování). Dva parametry byly kvantifikovány statistickou ekvivalencí (spárovaný t-test) mezi střední hodnotou fHR danou referenčním signálem a střední hodnotou fHR danou každým ze dvou přístupů pro odstranění šumu. Bylo pořízeno 15 jednorázových abdominálních zvukových záznamů (délka 3 nebo 5 minut) u 9 těhotných žen ( $24 \pm 3$  let, s věkem plodu mezi 33 až 40 týdny) a signály byly digitalizovány při vzorkovací frekvenci 500 Hz. Lze říci, že fFKG, které byly získány odstraněním šumu abdominálního fonogramu pomocí metody SCICA, jsou pravděpodobně užitečné pro prenatalní sledování fHR (bylo zjištěno, že průměrné hodnoty fHR shromážděné ze signálů odhadnutých pomocí SCICA jsou statisticky ekvivalentní hodnotám uvedeným abdominálním EKG). Naopak průměrné hodnoty fHR shromážděné ze signálů získaných empirickým filtrem byly statisticky odlišné od fHR shromážděných z abdominálního EKG. SCICA dosahovala lepších výsledků než empirické filtrování [52].

### 3.2.4 Nelineární dekompozice

Empirický režim rozkladu (EMD) je algoritmus pro extrakci různých okamžitých frekvenčních složek daného signálu. EMD může být použit pro nelineární a nestacionární rozklad signálu. EMD zahajuje extrakci vysokofrekvenčních komponent a přechází na součásti s nižší frekvencí. EMD závisí hlavně na počtu frekvenčních složek a amplitudě jednotlivých složek daného signálu. Získané funkce vnitřního režimu byly použity jako vstupy do PCA pro další zpracování. V kontextu fFKG je provádění EMD omezené a zároveň tato metoda nemá žádný teoretický základ. Pokud signál fFKG se skládá z

nižší amplitudy mHS a vyšší amplitudy fHS, EMD nedokáže extrahovat komponenty mHS. V závěru je EMD metoda, která má potenciál pro rozklad signálu fFKG, ale je to zatím téma probíhajícího výzkumu [11].

### 3.2.5 Multimodální analýza

Extrakce informací z různých charakteristik přírodního jevu zachyceného různými akvizicemi / senzory je známá jako multimodalita. Multimodální analýza popisuje přírodní jev ze vztahu získaného seskupením různých modalit stejného jevu. Při plodovém monitorování jsou fEKG a fFKG různé modalities, které poskytují doplňující informace o matce a plodu. Noorzadeh a kol. [53] extrahovali fEKG z abdominálního EKG signálu pomocí multimodální analýzy. V této studii se předpokládalo, že abdominální EKG signál je směs mateřského EKG (mEKG), fEKG a dalších zvuků. mEKG a fEKG byly modelovány jako Gaussovy procesy zkoumáním dalších modalit, jako je hrudní EKG a fFKG. Tento postup lze rozšířit na signál fFKG tím, že se prozkoumají informace z jiných postupů, jako je fEKG, ultrazvuk a další. Analýza buď invazivního nebo neinvazivního signálu fFKG s dalšími modalitami zůstává dosud neprobádaná a má potenciál poskytnout neocenitelné informace pro budoucí výzkum [11].

V Tab. 4 je uveden souhrn všech technik zpracování signálu a jejich proveditelnost při použití signálu fFKG.

Tab. 4: Základní srovnání účinnosti algoritmů pro zpracování signálů fFKG.

Metoda	Účel	Účinek na SNR	Poznatky	Aplikace na fFKG
FIR / IIR filtrace	Odstranění šumu z jednoduché frekvenční oblasti	Nízký	Potlačuje rušení mimo frekvenční pásmo fFKG Nízká výpočetní náročnost	Předzpracování signálu
Heuristické metody	Identifikace fHS ze zašuměného fFKG.	Nízký	Pravidelné vylepšení šumu, útlum artefaktů, nízká výpočetní náročnost	Potenciál pro klasifikaci odšuměných signálů fFKG
Spektrální subtrakce	Odstranění šumu v pozadí z frekvenční oblasti fFKG	Nízký	Stacionární šumový model, nízká výkonnost při vysokém rozptylu šumu, střední výpočetní náročnost	Možnost lepšího výkonu po úpravě modelu odhadu šumu.
Adaptivní filtrace	Odstranění šumu fFKG odstraněním mR	Střední	Špatný výkon při zrušení komponent fFKG, střední výpočetní náročnost	Možnost lepšího výkonu, pokud je mHS identifikována a zrušena pomocí více kanálů.

Kalmanova filtrace	Byl vytvořen návrh na sledování fHS ze zašuměného signálu fFKG.	Neznámé	Vyžaduje přesný model referenčního signálu, vysoká výpočetní náročnost	Vyhodnocování potřeb v kontextu fFKG. Silný potenciál pro použití při sledování fHS z fFKG.
Vlnková transformace	Odstranění šumu fFKG a analýza fHS	Střední	Problém s jemným odstraněním šumu podobných frekvenčních komponent. středně výpočetní náročnost	Vysoký výkon v analýze signálu fHS, ve kterém je odstraněný šum
ICA	Extrakce fHS ze zašuměného fFKG	Vysoký	Vysoká výpočetní náročnost	Dobrý výkon v extrakci fHS ze zašuměného fFKG mezi současnými metodami.
EMD	Byl vytvořen návrh na odstranění šumu fFKG	Neznámé	Neurčený teoretický základ, neurčitá výpočetní náročnost	Je potřeba zhodnocení v kontextu fFKG.

### 3.3 Klasifikace signálu

Ve studii Adithya a kol. [11] pro rozpoznání a klasifikaci signálů fFKG byly použity různé algoritmy, včetně regrese. Rovněž stojí za zmínku, že hlavním zaměřením vyučovacích algoritmů, které se dosud používaly, bylo odstranění šumu ze signálu fFKG. Peňa a kol. [54] použili lineární regresi pro statistické srovnání odhadu fHR získaného z abdominálních fEKG a fFKG. Tato metoda používá časové rozpětí mezi každou srdeční ozvou (tj. S1 nebo S2 pro fFKG a R-R pro fEKG) jako rysy pro následné zpracování. Vivek a kol. [55] zavedli ICA k extrakci fHS z dvojčat plodů pomocí optimalizace Infomax. Tato metoda využívala pozorované zvukové signály z mikrofónů jako vstupní prvky pro extrahování fHS signál, který odpovídá dvojčatům. Jimenez a kol. [51] použili K-means shlukovou analýzu k rozpoznání vzorků různých nezávislých složek abdominálního fFKG signálu získaného z metody ICA. Tento algoritmus používal nezávislé komponenty jako rysy k poskytnutí shluků fHS, mHS, mR, fR a dalších šumů se spektrální podobností. Chourasia a kol. [56] použili systém interval „typ 2“ a systém adaptivní neurofuzzy logické klasifikace k vyhodnocení zdravotního stavu plodu. Zejména tento klasifikační systém používá parametry fHR, které určují zdravotní stav plodu. Noorzadeh a kol. [53] modelovali abdominální signál fEKG jako Gaussův proces pro odstranění šumu. Gaussův proces používá periodické kovariantní jádro, který je vypočteno pomocí maximální optimalizace z referenčních modalit, jako jsou hrudní EKG a fFKG signály. Tento proces využíval časové indikace R-vrcholu z hrudního EKG a výskytu S1 z fFKG jako funkce. Ačkoli většina algoritmů vykazuje dobrý výkon při klasifikaci vzhledem k vlastnostem, stále existuje výzva k oddálení signálu fFKG [11].



Tab. 5 uvádí shrnutí různých algoritmů učení uvedených v literatuře a jejich použitelnost při použití s fFKG.

Tab. 5: Přehled algoritmů klasifikace signálu.

<b>Metoda</b>	<b>Účel</b>	<b>Funkce</b>	<b>Použití na fFKG</b>
Lineární regrese	Statistické srovnání břišního fEKG a fFKG	Beat to beat časový interval	Potenciál pro klasifikaci signálu fFKG
ICA s Infomax optimalizací	Extrakce signálů fFKG	Potřebný signál získaný z mikrofonu	Vyšší potenciál, pokud je ICA použít s jinými metodami.
ICA s K – means clustering	Extrakce a rozpoznání fHS, mHS, dýchání plodu a matky	Nezávislé komponenty z ICA	Dobrý výkon při odstraňování šumu a také klasifikace.
Fuzzy logika	Klasifikace stavu zdraví plodu	Variabilita, zrychlení a zpomalení fHR	Možnost použití v klasifikaci založené na funkcích a rozpoznávání modelu.

## 4 Implementace vybraných metod

V této práci jsou použité jednotlivé metody, které jsou níže popsány. Použil jsem číslicové filtry typu FIR a také vlnkovou transformaci.

### 4.1 FIR filtr

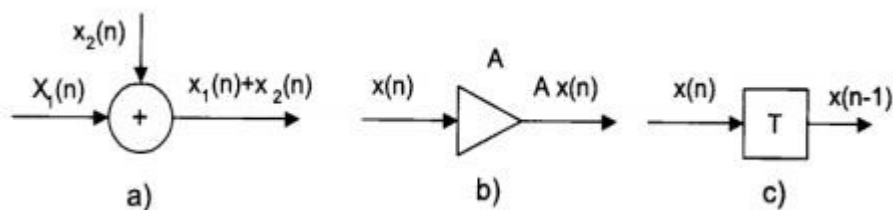
Úkolem filtrace je nejčastěji potlačení nechtěných frekvenčních složek signálu. Nejvíce se jedná o odstranění šumu či výběr určitých frekvencí signálu. Číslicové filtry se dělí podle několika kritérií. Základní dělení filtrů je dle jednotlivých propustí signálu a obvykle jsou použity tyto typy [57,58]:

- Dolní propust – odstraňuje vysoké frekvence.
- Horní propust – odstraňuje nízké frekvence.
- Pásmová propust – propouští frekvence určitého pásma.
- Pásmová zádrž – zadržuje frekvence určitého pásma.

Dalším kritériem je dělení podle délky impulzní odezvy:

- Filtry s konečnou impulzní odezvou (FIR filtr).
- Filtry s nekonečnou impulzní odezvou (IIR filtry).

Tyto filtry typu FIR a IIR jsou základním typem, které se využívají v diskretních systémech. Filtry lze realizovat pomocí základních bloků, které jsou zobrazeny na Obr. 14 [57]. Jedná se o sčítací člen (a), násobičku (b) a zpožďovací člen (c) [57,58].



Obr. 14: Bloky pro realizaci číslicových filtrů, a) sčítací člen, b) násobička, c) zpožďovací člen.

Číslicové filtry se popisují diferenciálními rovnicemi. U filtrů je vhodnější jednotlivé difference pomocí posloupností. Diferenční rovnice má tvar (4.1), kde suma s hodnotami  $K$  představuje rekurzivní část. Systém nemá rekurzivní část, pokud jsou všechny členy  $K_i$  rovno nule. Hodnoty  $L_i$  představují násobičky nerekurzivní části. Celkový počet hodnot nerekurzivní a rekurzivní části představují písmena  $r$  a  $n$ . [57,58].

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i \cdot x_{n-i} - \sum_{i=1}^m K_i \cdot y_{n-i}. \quad (4.1)$$

Diferenciální rovnice lze převést na obrazový přenos, který má tvar (4.2).  $H(z)$  představuje přenosovou funkci. Vstupním signálem je posloupnost  $X(z)$  a výstupním signálem filtru je posloupnost  $Y(z)$ . Přenosovou funkci lze rozdělit na část s nulami a póly. Ve jmenovateli jsou obsaženy póly a jsou

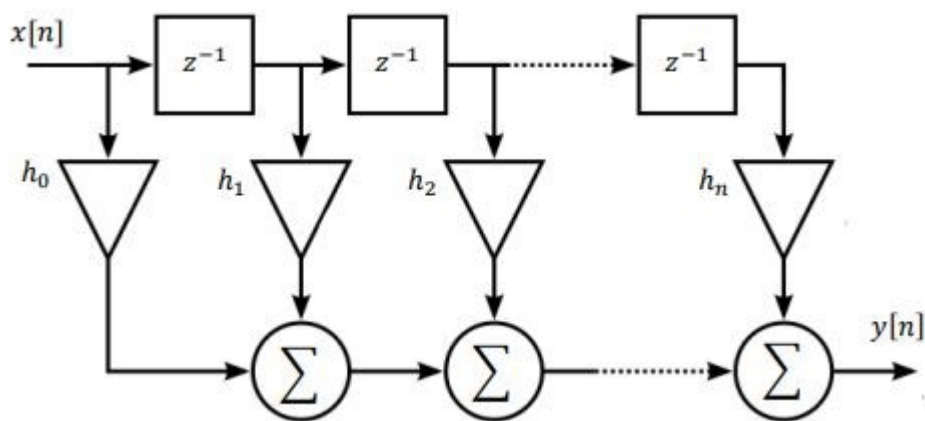
označeny  $K_i$  se zpožděním  $z^{m-i}$ . V čitateli jsou obsaženy nuly a jsou označeny  $L_i$  se zpožděním  $z^{r-i}$  [57,58].

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{i=0}^r L_i \cdot z^{r-i}}{\sum_{i=1}^m K_i \cdot z^{m-i}}. \quad (4.2)$$

Filtr s konečnou impulzní odezvou nebo FIR filtr (finite impulse response) je někdy označován jako nerekurzivní filtr. Tento filtr má několika násobný pól umístěn v počátku, který způsobuje zpoždění filtru, a filtr je vždy stabilní díky přenosové rovnici filtru (4.3). Jeden jediný pól filtru se nachází ve stabilní oblasti a splňuje tak podmínku o stabilitě [57,58].

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n z^{-n}. \quad (4.3)$$

Filtr je složen ze tří bloků, viz Obr. 14. Na Obr. 15 [57] je zobrazen příklad blokové schématu FIR filtru.



Obr. 15: Blokové schéma FIR filtru.

Tento typ filtru nemá zpětnou vazbu, jak je patrné z blokového schématu. Odvozená diferenciální rovnice má tento tvar (4.4). Touto rovnicí jsou vyjádřeny hodnoty impulzní charakteristiky, které jsou realizační konstanty systému. Rovnice tvoří vztah mezi posloupností vstupních proměnných  $x_n$  a impulzní odezvou  $h_n$  [57,58].

$$y_n = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot h_n. \quad (4.4)$$

FIR filtr lze popsat také pomocí frekvenční charakteristiky (4.5):

$$G(\omega) = H \cdot (e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot e^{-jn\omega T}. \quad (4.5)$$

Frekvenční charakteristika je periodická a lze ji vyjádřit Fourierovou řadou s koeficienty  $h_n$ . Z počtu složek Fourierovy řady lze zjistit, že charakteristika je spojitá funkce. Při návrhu FIR filtru je v praxi požadováno, aby filtry měly frekvenční charakteristiku lineární. Jestliže má FIR filtr lineární fázovou charakteristiku, při zpracování časové osy vzniká skupinové zpoždění. Zpoždění se jeví na každé harmonické složce a tvar časové řady se nezkrusuje. Linearitu lze dosáhnout splněním podmínek impulzní charakteristiky. Rovnice (4.6) je podmínka, která platí pro symetrickou impulzní charakteristiku a rovnice (4.7) platí pro asymetrickou impulzní charakteristiku [57,58].

$$h_n = h_{(N-1-n)}. \quad (4.6)$$

$$h_n = -h_{(N-1-n)}. \quad (4.7)$$

#### 4.1.1 Metody návrhu FIR filtru

- **Metoda vzorkování frekvenční charakteristiky**

Tato metoda je založena na výpočtu impulzní charakteristiky filtru  $h_n$ , která je dána  $N$  koeficienty. Obvykle je zadaná požadovaná reálná frekvenční charakteristika  $G(\omega)$  v intervalu  $\langle 0, \omega_s \rangle$ ,  $\omega_s$  je vzorkovací kmitočet. Tato frekvenční charakteristika je symetrická okolo poloviny vzorkovacího kmitočtu. Interval se rozdělí na vybraný počet  $N$  ekvidistantních subintervalů a odečte se  $N$  hodnot frekvenční charakteristiky v bodech dělení. Tyto získané hodnoty vytváří vzorkovanou frekvenční charakteristiku (4.8) [57,58]:

$$G(k\Omega) = \sum_{n=0}^{N-1} h_n \cdot e^{-jk\Omega nT}. \quad (4.8)$$

kde  $\Omega = \frac{2\pi}{NT}$ ,  $k = 0, \dots, N - 1$ .

Zpětnou DFT (diskrétní Fourierova transformace) získáme posloupnost  $g_n$ , kterou je třeba přerovnat k získání symetrické impulzní charakteristiky. Výsledná odezva filtru  $y_n$  se vypočítá konvolucí vstupního signálu [57,58].

- **Metoda váhové posloupnosti**

Tato metoda je v praxi nejvíce využívanou metodou k návrhu FIR filtru. Tuto metodu lze také nazvat metodou oken, protože pro omezení impulzní charakteristiky se využívají tzv. okna. Podmínkou metody jsou známé požadavky ve frekvenční oblasti, ve které má FIR filtr fungovat. Zadaná žádoucí frekvenční charakteristika je vyjádřena Fourierovou řadou s periodou  $\frac{2\pi}{T}$  (4.9), kde  $\omega$  představuje periodickou funkci. Koeficienty  $h_n$  jsou hledanými koeficienty impulzní charakteristiky a její hodnoty se dají vypočítat podle vztahu (4.10) [57,58].

$$G(\omega) = H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_n \cdot e^{-j\omega nT}. \quad (4.9)$$

$$h_n = \frac{T}{2\pi} \cdot \int_{-\frac{\pi}{T}}^{\frac{\pi}{T}} G(\omega) \cdot e^{j\omega nT} \cdot d(\omega). \quad (4.10)$$

Jelikož je posloupnost  $h_n$  nekonečně dlouhá, musí se omezit na rozsah  $N$  členů vynásobením spektra oknem, které má vhodnou délku. Rovnice okna má tvar (4.11) [57,58]:

$$w(t) = \sum_{n=-\frac{N-1}{2}}^{\frac{N-1}{2}} w_n \delta(t - nT). \quad (4.11)$$

Po vynásobení oknem se získá zkrácené impulzní charakteristika. Pomocí DFT lze získat výslednou frekvenční charakteristiku. Matlab nabízí celkem 8 okének [57,58].

## 4.2 Vlnková transformace

Vlnková transformace je dvourozměrná metoda zpracování časového průběhu pro nestacionární signály s odpovídajícími měřítkovými hodnotami a časovým posunem. Hlavní výhodou WT je, že má variabilní velikost okna, které je široké při nízkých frekvencích a úzké na vysokých frekvencích, a nejlepší možné rozlišení časových frekvencí ve všech frekvenčních pásmech. Analýza nestacionárních signálů vyžaduje správné umístění přechodů nebo nespojitostí a jejich dlouhodobé chování. Vlnková transformace představuje časovou funkci z hlediska jednoduchých bloků odvozených od mateřské vlnky pomocí translace a dilatace. Translace je posunutí mateřské vlnky podél časové osy, zatímco u dilatace dojde k roztažení vlnky. Vlnkovou transformaci lze kategorizovat jako spojitou vlnkovou transformaci (CWT) nebo diskrétní vlnkovou transformaci (DWT). CWT je definována jako konvoluce mezi původním signálem  $s(t)$  a vlnkou  $\psi(t)$ , kterou lze vypočítat pomocí rovnice (4.12) [59]:

$$CWT_{\psi}(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (4.12)$$

kde  $CWT_{\psi}(a, b)$  je spojitá vlnková transformace,  $s(t)$  je studovaný signál,  $a$  je koeficient stupnice spojený s roztažením nebo kompresí signálu v čase,  $b$  je posun spojený s časovou polohou,  $\psi_{a,b}^*$  je funkce mateřské vlnky,  $*$  značí komplexní konjugaci a faktor  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  se používá pro normalizaci energie, takže transformovaný signál bude mít stejnou energii v každém měřítku. V CWT se parametr měřítka  $a$  a parametr dilatace  $b$  průběžně mění v čase. Proto jsou koeficienty vlnky vypočteny pro všechny možné stupnice, což vyžaduje velký výkon a velkou paměť (vysoké množství dat) [59].

Koeficienty diskrétní vlnkové transformace (DWT) jsou obvykle odebírány z CWT na dyadické mřížce, přičemž se volí parametry translace  $b = k \cdot 2^{-j}$  a měřítko  $a = 2^{-j}$ . Kde  $j, k \in Z$  souboru kladných celých čísel,  $k = 0, 1, \dots, n-1$  a  $n$  představuje počet vzorků. Tyto parametry dilatace a translace jsou diskretizovány a vedou k DWT. Po diskretizaci je vlnková funkce definována jako (4.13) [59]:

$$DWT_{\psi}(j, k) = \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \psi_{a,b}^*(t) dt. \quad (4.13)$$

$\psi_{j,k}^*(t)$  je dilatována a posunutá verze vlnkové funkce a je dána jako (4.14):

$$\psi_{j,k}^*(t) = 2^{\frac{j}{2}} \psi(2^j t - k). \quad (4.14)$$

kde  $\psi$  je tzv. mateřská vlnka a  $\psi_{j,k}$  je dceřiná vlnka. Úroveň  $j$  určuje kolik vlnek je zapotřebí k pokrytí mateřské vlnky a číslo  $k$  určuje pozici vlnky a udává čas. Diskrétní vlnková transformace analyzuje signál tím, že jej rozkládá do hrubých a podrobných informací, což je dosaženo postupným použitím hornopropustných a dolnopropustných filtrů na základě následujících rovnic (4.15, 4.16) [59]:

$$y_{HP}(k) = \sum_n s(n) \cdot h(2k - n). \quad (4.15)$$

$$y_{DP}(k) = \sum_n s(n) \cdot g(2k - n). \quad (4.16)$$

kde  $y_{HP}(k)$  a  $y_{DP}(k)$  jsou výstupy z hornopropustného a dolnopropustného filtru s impulzní odezvou  $h$  a  $g$ , respektive, po převzorkování o 2. Koeficienty dolnopropustného filtru se nazývají „aproximační“ ( $c_{j,k}$ ) a koeficienty z hornopropustného filtru se nazývají „detailní“ ( $b_{j,k}$ ) vlnkové koeficienty. Detailní koeficienty jsou definovány těmito rovnicemi (4.17) [59]:

$$b_{j,k} = \int s(t) \psi_{j,k}^*(t) dt. \quad (4.17)$$

kde  $\psi_{j,k}$  je vlnkové funkce dána rovnicí (4.18):

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right). \quad (4.18)$$

Podobně pro aproximační koeficienty (4.19):

$$c_{j,k} = \int s(t) \phi_{j,k}^*(t) dt. \quad (4.19)$$

kde  $\phi_{j,k}$  jsou funkce měřítka dle (4.20):

$$\phi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \phi\left(\frac{t - k2^j}{2^j}\right). \quad (4.20)$$

Diskrétní inverzní transformace je nalezena přidáním dilatačních a translačních vlnek, vážené koeficienty dle (4.21):

$$f(t) = \sum_{j,k} b_{j,k} \psi_{j,k}(t). \quad (4.21)$$

Diskrétní vlnková transformace poskytuje popis signálu, který je velmi užitečný při analýze signálu v reálném čase. Obecný postup odstranění šumu je popsán v následujících krocích [59]:

- Rozklad signálu fFKG za použití DWT pro získání aproximačních a detailních koeficientů.
- Prahování těchto rozložených koeficientů za použití vhodného algoritmu pro odstranění šumu.
- Rekonstrukce signálu fFKG z těchto prahových koeficientů za použití inverzní transformace (IDWT).

#### 4.2.1 Algoritmus pro odstranění šumu

Algoritmus používá statistickou regresi koeficientů šumu v průběhu času, aby získal neparametrický odhad rekonstruovaného signálu bez šumu. Prahové algoritmy, které se běžně používají pro odstranění šumu nestacionárních signálu, jsou [59]:

- Univerzální práh.
- Práh minimax.
- Přísné Steinovy nestranné prahové hodnoty (SURE).

##### 4.2.1.1 Univerzální práh

Univerzální prahový algoritmus je metoda pevného prahu, kterou lze vypočítat podle (4.22), kde  $n$  označuje délku signálu a  $\sigma$  je směrodatná odchylka [59].

$$\lambda = \sigma\sqrt{2 \log(n)}. \quad (4.22)$$

##### 4.2.1.2 Práh minimax

Práh minimax také používá pevnou hranici a poskytuje minimální výkon pro střední kvadratická chyba (MSE – z angl. Mean Square Error) proti ideálním procedurám. Tato prahová úroveň závisí na vztahu šumu a signálu ve vstupních datech a je daná  $\lambda = \sigma\lambda_n$ , kde  $\lambda_n$  je určeno pravidlem minimax tak, aby byla minimalizována maximální chyba odhadu ve všech umístěních dat [59].

##### 4.2.1.3 Přísné Steinovy nestranné prahové hodnoty (SURE)

Dříve popsané algoritmy používají globální prahové hodnoty. To znamená, že vypočtená prahová hodnota je použita pro všechny koeficienty vlnky. Pevný prahový algoritmus SURE popisuje schéma, které používá prahovou hodnotu  $\lambda_j$  v každé úrovni rozlišení  $j$  koeficientů vlnky. Tento algoritmus je také známý jako SureShrink a používá Steinovo kritérium nestranného odhadování rizika (SURE), aby získal nestranný odhad [59].

Tyto algoritmy mohou být rozděleny do lineárních a nelineárních metod. Lineární metoda je nezávislá na velikosti empirických vlnkových koeficientů, a proto velikost samotného koeficientu není brána v úvahu. Předpokládá se, že šum signálu lze nalézt pouze v jemných měřítkových koeficientech a ne v hrubých měřítkách. Nelineární metoda je založena na představě, že šum signálu lze nalézt v každém koeficientu a je distribuován na všech stupnicích [59].

## 4.2.2 Pravidla vlnkového prahování

Vlnkové prahování je technika odhadu signálu, která využívá schopnosti vlnové transformace pro demodulaci signálu. Tato metoda byla zkoumána značně vzhledem k její účinnosti a jednoduchosti. Jakýkoliv signál  $s(t)$  může být reprezentován součtem původního signálu  $x(t)$  a šumu  $n(t)$  touto rovnicí (4.23) [59]:

$$s(t) = x(t) + n(t). \quad (4.23)$$

Po vlnkové transformaci (4.24):

$$S_{j,k} = X_{j,k} + N_{j,k}. \quad (4.24)$$

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

- Tvrdé prahování ( $h$ ) – při tvrdém prahování jsou pouze ovlivněny hodnoty vlnkových koeficientů s absolutními hodnotami pod nebo na prahové úrovni ( $\lambda$ ) a jsou nahrazeny nulovou hodnotou, zatímco ostatní zůstávají nezměněny (4.25):

$$\checkmark Y_{j,k}^{hard} = \begin{cases} Y_{j,k} & \text{pro } |Y_{j,k}| > \lambda \\ 0 & \text{pro } |Y_{j,k}| < \lambda \end{cases}. \quad (4.25)$$

- Měkké prahování ( $s$ ) – při měkkém prahování koeficienty nad prahovou úrovní ( $\lambda$ ) také upraveny; jsou sníženy o zvláštní hodnotu prahové hodnoty (4.26):

$$\checkmark Y_{j,k}^{soft} = \begin{cases} Y_{j,k} - \lambda & \text{pro } Y_{j,k} \geq \lambda \\ 0 & \text{pro } |Y_{j,k}| < \lambda \\ Y_{j,k} + \lambda & \text{pro } Y_{j,k} \leq -\lambda \end{cases}. \quad (4.26)$$

Tvrdé prahování udržuje měřítko signálu, ale zavádí artefakty po rekonstrukci z důvodu nespojitosti koeficientů vlnky. Měkké prahování eliminuje tuto diskontinuitu, což má za následek hladší signály, ale mírně snižuje velikost rekonstruovaného signálu [59].

Signál fFKG je ovlivněn různými zvuky s neznámými spektrálními a časovými charakteristikami. Proto je použit filtrovací postup založený na WT k rozložení zašuměného signálu na několik úrovní. Zpracování rozkladu umožňuje odstranit úroveň s šumem pro zlepšení SNR. V této práci je použita mateřská vlnka Coiflet 4. řádu se 4 úrovněmi rozkladu. Jedná se o vlnku, která poskytuje nejlepší výsledky pro odstranění šumu ze signálu fFKG.

Coiflety jsou diskrétní vlnky, které jsou navrženy tak, aby byly více symetrické než Daubechiesovy vlnky. Rozměrové funkce Coifletových vlnek mají  $\frac{N}{3-1}$  nulových momentů a vlnková funkce má  $\frac{N}{3}$  koeficientů.



## 5 Použitá data pro realizaci

### 5.1 Syntetická data

Prostřednictvím archivu PhysioBank [30] jsou k dispozici celkem dvě databáze simulovaných fFKG signálů.

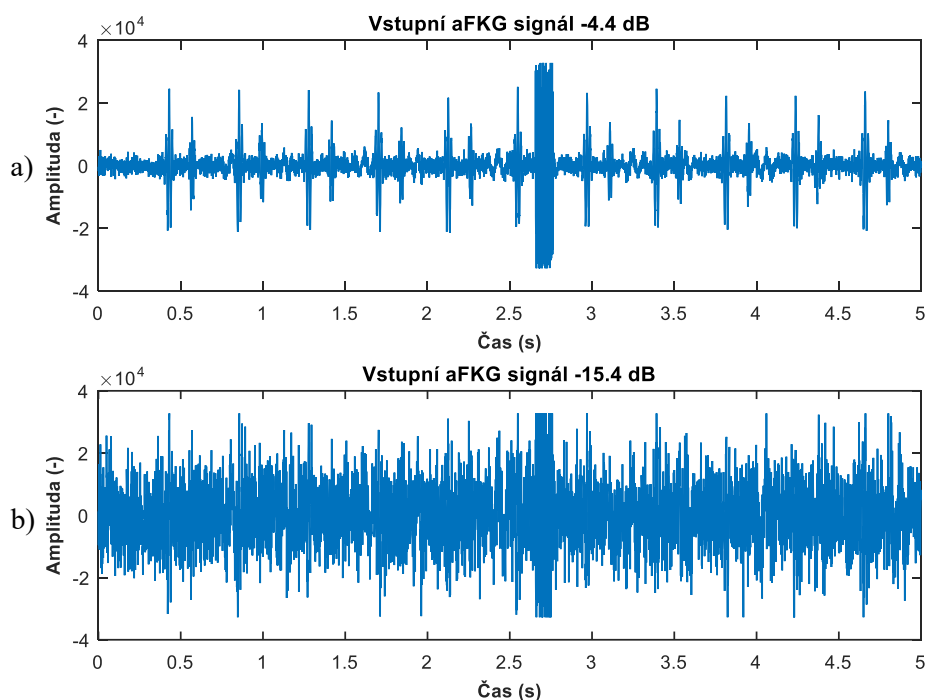
Cesarelli a kol. [60] vytvořili databázi pro fFKG. Tato sada dat je řada syntetických fetální fonokardiografických signálů generovaných pomocí softwaru, který je popsán v [60].

Tento simulační software může simulovat různé fyziologické a patologické fetální stavy a záznamy nastavením různých systémových parametrů. Díky této vlastnosti je tento software užitečný jako učební nástroj pro studenty. Software je také vhodný pro testování algoritmů pro extrakci plodové srdeční frekvence ze záznamů fFKG. Na Obr. 16 jsou zobrazeny dva vygenerované signály aFKG s různými hodnotami SNR [60].

Před vypracováním simulačního softwaru provedli ve své práci pilotní studii za účelem specificky identifikovat charakteristické vlastnosti plodových i mateřských srdečních ozev. Simulované fFKG signály byly vytvořeny jako sekvence a každá z těchto sekvencí obsahuje simulované složky S1 a S2 a přídavný šum. Šum je součet jednotlivých složek, který simuluje mateřské srdeční ozvy, vibrace z mateřských orgánů (trávení, respirační pohyby svalů, placentární turbulence krve), pohyby plodu a přídavný bílý gaussovský šum okolního prostředí. Tyto simulované signály jsou charakterizovány řadou hodnot SNR, které by mohly být nalezeny v reálných záznamech [60].

Informace o simulovaných záznamech:

- Signály simulované s různými hodnotami SNR od -26,7 dB do -4,4 dB.
- Vzorkovací frekvence: 1 kHz, rozlišení: 16 bitů.



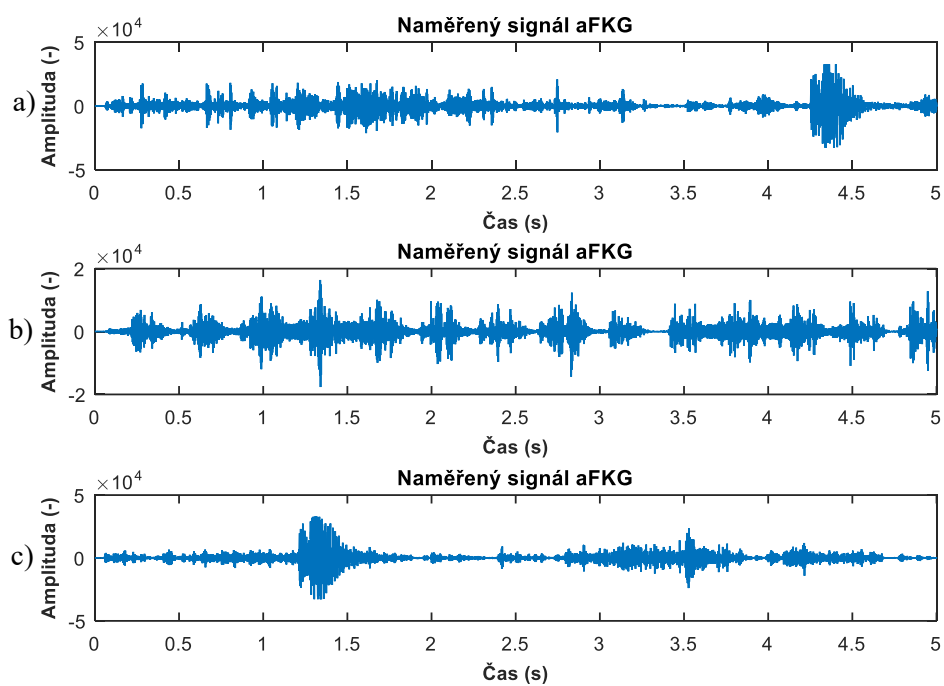
Obr. 16: Syntetická data z databáze, a) aFKG signál se SNR -4,4 dB, b) aFKG signál se SNR - 15,4 dB.

## 5.2 Reálná data

Prostřednictvím archivu PhysioBank jsou k dispozici dvě databáze fFKG signálů. První databáze byla pořízena v nemocnici Hafet v Shirat university of Medical Sciences. Tato databáze byla zkonstruována s použitím záznamů pořízených ze 109 těhotných žen (ve věku od 16 do 47 let, s BMI od 19,5 do 38). Záznamy byly pořízeny digitálním Jaber stetoskopem (GS Technology Co. Ltd., Jižní Korea), který byl umístěn na spodní části břišní oblasti matek. Audacity® software byl použit pro záznam a editaci zvukových signálů na počítači. Celkem bylo zaznamenáno 119 nahrávek. Průměrná délka každého záznamu je asi 90 sekund. Frekvence vzorkování byla obecně 16000 Hz se 16 bitovým kvantováním, několik nahrávek mělo frekvenci vzorkování 44100 Hz. Data byla zaznamenána v širokopásmovém režimu digitálního stetoskopu s frekvenčním rozsahem 20 Hz až 1 kHz. Na Obr. 17 jsou zobrazeny 3 zaznamenané aFKG signály z této databáze [61]. Ve většině případů byly před každým nahráváním zaznamenány mateřské srdeční ozvy. Výsledkem je celkový počet 92 záznamů, které jsou také k dispozici v databázi [61].

Druhá databáze také vytvořena Cesarellim a kol. [60] obsahuje 26 fFKG signálů získané z těhotných žen během posledních měsíců jejich těhotenství (gestační stáří plodu mezi 31 a 40 týdnem). Všechny ženy byly zdravé a ve věku mezi 25 a 35 let. Soubory byly zaznamenány v soukromé klinice v roce 2010 prostřednictvím přenosného zařízení Fetaphon. Data byla digitalizována se vzorkovací frekvencí 333 Hz. Tyto údaje byly použity pro návrh softwaru pro simulaci fFKG a pro testování algoritmů pro extrakci fHR. V záznamech je možné rozpoznat několik prvních srdečních ozev (S1 a S2), kde je signál méně zašuměný [60].

Jedním z hlavních problémů těchto databází je, že záznamy neobsahují značky, kde by byly stanoveny srdeční ozvy. Dále záznamy neobsahují referenční signál. Z těchto důvodů se tyto záznamy z databází nedají použít pro statistické zpracování a stanovení tepové frekvence. Lze pouze sledovat změny v časové a frekvenční oblasti a eliminaci jednotných rušení pomocí jednotlivých testovaných metod.



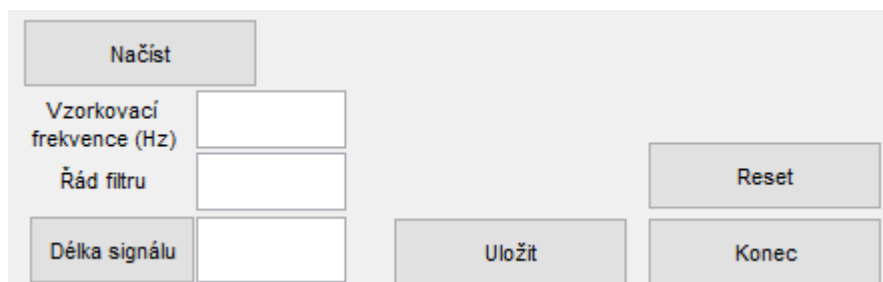
Obr. 17: Reálné záznamy z databáze, a) první naměřený signál aFKG, b) druhý naměřený signál aFKG, c) třetí naměřený signál aFKG.

## 6 Návrh softwarového uživatelského rozhraní

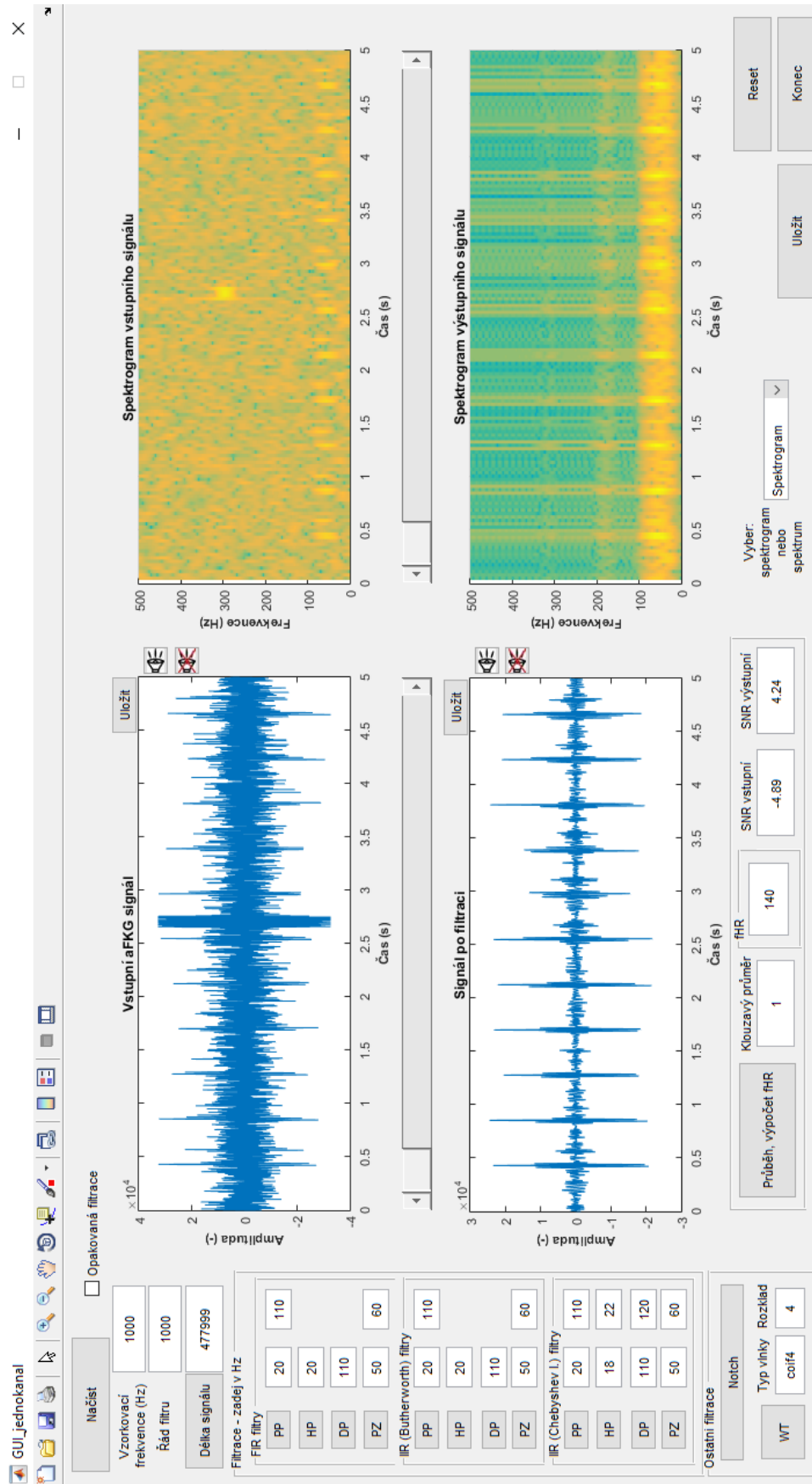
V této části práce je popsán vytvořený grafické uživatelské rozhraní (GUI) a také jeho jednotlivé funkce. Software má název *GUI\_jednokanal* a slouží k vizuálnímu porovnání ideálního a filtrovaného signálu fFKG při použití na syntetických datech nebo reálných datech. Tyto porovnání lze docílit pomocí naprogramovaných metod, kterými jsou filtrace pomocí filtru typu FIR a vlnková transformace. Další funkcí programu je také porovnání vypočtené tepové frekvence u syntetických dat po provedení jednotlivými metodami. Lze také srovnávat amplitudová spektra ve frekvenční oblasti po provedení Fourierovy transformace nebo také spektrogramy. V této kapitole budou podrobně popsány jednotlivé funkce grafického rozhraní a tlačítka tohoto programu. Na Obr. 19 je zobrazen celý softwarový systém a jeho komponenty sloužící k testování signálů.

### 6.1 Hlavní prvky programu

Hlavním prvním krokem programu je načtení signálu, ať už je to syntetický nebo reálný signál. K tomu slouží tlačítka *Načíst*, viz Obr. 18, které se nachází v levém horním rohu programu. Při stisku tohoto tlačítka vyskočí okno s databází syntetických a reálných dat, vybere se jeden signál a vykreslí se signál společně se spektrogramem nebo spektrem, které lze vybrat pomocí pop-up menu. Při načítání se načte i zadaná vzorkovací frekvence a také řád filtru. Při zadání délky signálu se načte zvolená délka. Hodnoty těchto parametrů jsou přednastaveny. U každého grafu je přidáno tlačítka pro uložení aktuálně zobrazeného grafu ve formátu .jpg a také je u každého grafu tlačítka pro přehrání zvuku, jak vstupního tak i filtrovaného signálu. Dalším tlačítkem *Uložit* se uloží filtrovaný signál v matlabovském formátu .mat. Tlačítkem *Reset* se vymažou všechny grafy i všechny zadané hodnoty nebo se tyto hodnoty přepíší na předem nastavené hodnoty. Po resetu lze znovu pracovat s programem a provést další zpracování signálu. Pro ukončení celého programu slouží tlačítka *Konec*, které celý program uzavře.



Obr. 18: Hlavní ovládací tlačítka programu.



Obr. 19: Grafické uživatelské rozhraní.

## 6.2 Ovládací prvky pro filtraci

Dalšími ovládacími prvky programu jsou tlačítka pro provedení jednotlivých naprogramovaných filtrací načteného signálu, viz Obr. 20. Po načtení signálu a jeho spektrogramu či spektra je třeba provést zpracování tohoto signálu. K tomu slouží tlačítka pro jednotlivé filtrace, jako jsou filtry typu FIR, Butterworthovy filtry, Chebyshevovy filtry, Notch filtr a také vlnková transformace. Všechny tyto filtry mají přednastaveny hodnoty dle rešerše a experimentů. Zkratky *PP*, *HP*, *DP* a *PZ* představují pásmovou propust, horní propust, dolní propust a pásmovou zádrž. Pro vlnkovou transformaci je tlačítko *WT*. Po stisku jednoho z tlačítek filtrů se provede filtrace vstupního signálu a vykreslí se graf filtrovaného signálu společně s grafem spektrogramu nebo spektra filtrovaného signálu. V programu lze zaškrtnout funkci *Opakovaná filtrace*, která slouží k filtraci už jednou filtrovaného signálu pomocí další filtrace, např. jiným typem filtru. V programu jsou také vytvořeny slidery k posunutí jednotlivých grafů, spektrogramů či spekter. Tlačítko *Průběh*, *výpočet fHR*, viz Obr. 21, slouží k vykreslení průběhu tepové frekvence plodu v čase a zároveň se vypočte tepová frekvence plodu, vstupní a výstupní SNR signálu. Klouzavý průměr slouží k vyhlazení vykreslené křivky.

Obr. 20: Ovládací prvky pro filtraci.

Tlačítko *Průběh*, *výpočet fHR*, viz Obr. 21, slouží k vykreslení průběhu tepové frekvence plodu v čase a zároveň se vypočte tepová frekvence plodu. Dále se vypočítá i SNR. Klouzavý průměr slouží k vyhlazení vykreslené křivky. Toto tlačítko je určeno pouze pro syntetické signály, protože u reálných dat není k dispozici referenční signál.

Obr. 21: Tlačítko pro vykreslení průběhu a vypočtení fHR, SNR.

## 7 Metody hodnocení

Základní hodnocení filtrace se dá posoudit dvěma způsoby. První je hodnocení subjektivní, kdy uživatel zkoumá a posuzuje kvalitu filtrace pouhým okem a také sluchem. Subjektivní hodnocení se většinou používá při hodnocení, když není k dispozici referenční signál fFKG. Lze tedy jen sledovat graf signálu, zda se podobá ideální formě daného signálu. Opakem subjektivního hodnocení je objektivní hodnocení. V této práci je použit jako hodnotící parametr stanovení tepové frekvence plodu, protože to je nejdůležitější údaj o stavu plodu ve fetální fonokardiografii. Dalším hodnotícím parametrem je stanovení SNR výstupního signálu.

### 7.1 Tepová frekvence

Tepová frekvence lze stanovit z akustických projevů srdce, které se označují jako srdeční ozvy. Jak už bylo řečeno, srdeční ozvy vznikají činností srdečních chlopní (uzavírání / otevírání). Každá srdeční ozva koresponduje s určitou fází srdečního cyklu. První ozva (S1) souvisí s počátkem R-vlny EKG signálu a druhá srdeční ozva (S2) souvisí s T-vlnou EKG signálu. V případě fFKG se dá tepová frekvence určit z časových intervalů mezi S1 srdečních cyklů, kdy je detekován pík křivky S1, tedy R-vlny. Vztah mezi FKG a EKG je podrobněji popsán v kapitole 2.4. V této práci je použit Pan-Tompkinsův filtr, který využívá R (S1) detektoru bez pevně stanovené hladiny amplitudy. Nejprve je signál filtrován, aby byl odstraněn svalový šum a kolísání izolinií. Poté je filtrovaný signál odvozen pomocí derivačního filtru a pak je signál zprůměrován pomocí pohyblivého okna, aby se odstranil šum (délka 0,150 sekund). Následuje uplatnění Pan-Tompkinsova pravidla, které rozhoduje, zdali detektor detekoval S1, S2 nebo šum. Rozhodnutí je založeno na adaptivním prahování a dalších pravidlech. Prvním z pravidel je zpracování křivky tak, aby byla vytvořena sada vážených jednotkových vzorků v místě maximálních hodnot. To se provádí za účelem lokalizace S1. Poté se provádí prahování, u kterého se určí, zda se jedná o S1 nebo šum za pomoci prahovacích hodnot. Pokud je chybně určen S1 jako šum a dlouho není nalezen S1, provede se hledání dalšího píku. Minimální doba, pomocí které se spustí hledání dalšího píku je 1,66 krát délka posledního S1-S1 intervalu. Zjištěný chybějící S1 se předpokládá na místě nejvyššího vrcholu v intervalu, který leží mezi prahovací hodnotou pro signál a šum. V tomto algoritmu jsou uloženy dva průměrné S1-S1 intervaly. První S1-S1 interval je vypočítán jako průměr posledních 8 poloh S1 píků pro přizpůsobení měnící se srdeční frekvenci. Druhý je průměr nejvíce pravidelných S1-S1 intervalů. Prahová hodnota je pak snížena, pokud není srdeční frekvence pravidelná. Není možné, aby se objevil S1, pokud se nachází po 200 ms po předchozím zjištěném S1. Toto omezení je fyziologické v důsledku refrakterní periody, během které nedochází k depolarizaci ventrikulárního systému navzdory stimulaci. Pokud S1 nastane po 200 ms refrakterní době, ale v rámci 360 ms po předchozím S1, algoritmus určí, zda se jedná o skutečný S1 příštího srdečního tepu nebo abnormálně prominentní S2 vlny. Toto rozhodnutí je založeno na středním sklonu křivky v této pozici. Sklon menší než polovina předchozího S1 je v souladu s pomaleji se měnícím chováním S2, jinak je rozhodnuto, že se jedná o další S1. V závěrečné fázi je analyzován výstup S1 zjištěných ve vyhlazeném signálu a pro vylepšení detekce je dvakrát vykonána kontrola pomocí výstupu pásmového signálu [62].

## 7.2 Odstup signálu od šumu

Odstup signálu od šumu udává poměr mezi požadovaným signálem a nežádoucím signálem (šumem). Odstup signálu od šumu se vypočítá odečtením vstupního SNR ( $SNR_{vstup}$ ) od SNR výstupního ( $SNR_{výstup}$ ). Jsou-li známé tyto hodnoty, lze vypočítat SNR a poté pozorovat zlepšení po filtraci jednotlivými metodami. K výpočtu  $SNR_{vstup}$  a  $SNR_{výstup}$  slouží tyto rovnice (7.1 a 7.2). V těchto rovnicích  $fFKG_{ideal}$  představuje ideální signál neboli referenční signál,  $aFKG_{vstup}$  představuje vstupní zarušený signál naměřený senzorem a odpovídá syntetickému záznamu z databáze a  $fFKG_{filt}$  představuje výstupní signál provedení algoritmu metody. Je důležité ve jmenovateli v rovnici odečíst  $fFKG_{ideal}$  od  $aFKG_{vstup}$ , protože  $aFKG_{vstup}$  obsahuje všechny složky včetně  $fFKG$  [63].

Z důvodu chybějícího referenčního signálu je výpočet SNR problematický, a proto je SNR hodnoceno pouze u syntetických dat.

$$SNR_{vstup} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (aFKG_{vstup} - fFKG_{ideal})^2} \quad (7.1)$$

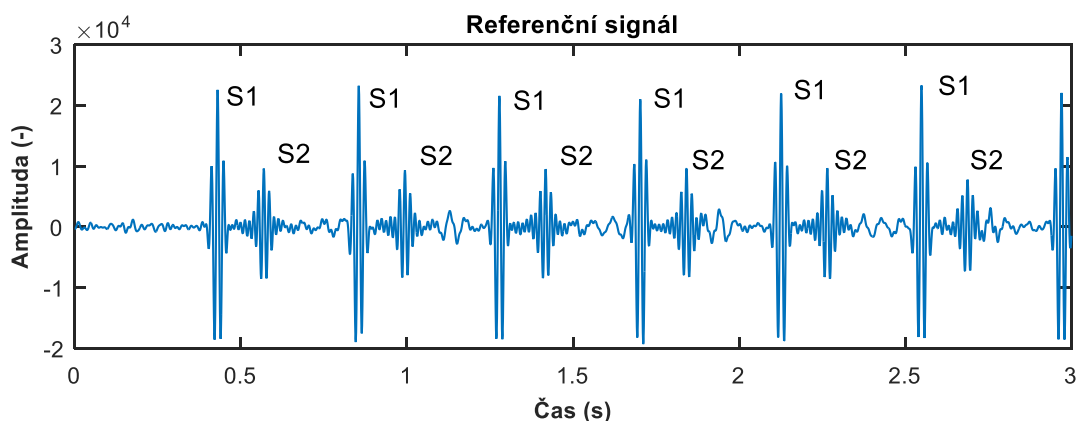
$$SNR_{výstup} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{ideal})^2}{\sum_{n=1}^{N-1} (fFKG_{filt} - fFKG_{ideal})^2} \quad (7.2)$$



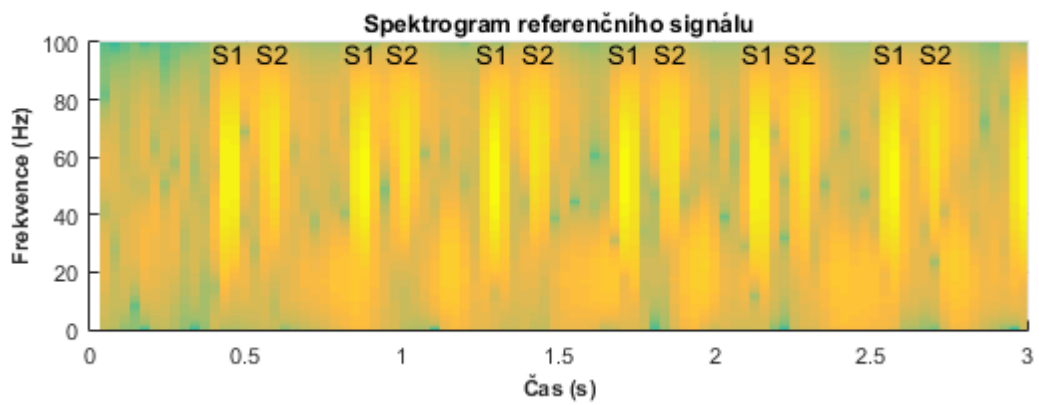
## 8 Hodnocení výsledků na syntetických datech

V této kapitole jsou rozebrány výsledky testování naprogramovaných metod v grafickém uživatelském rozhraní. Jak už bylo řečeno, syntetická data byla poskytnuta z archivu PhysioBank. K dispozici tedy je celkem 37 záznamů s různým SNR. Testování na syntetických datech bylo zaměřeno na stanovení tepové frekvence plodu a stanovení SNR signálu po provedení jednotlivých metod. V této kapitole je shrnuto vyhodnocení výsledků, které byly dosaženy filtrací signálu pomocí FIR filtru a také vlnkové transformace.

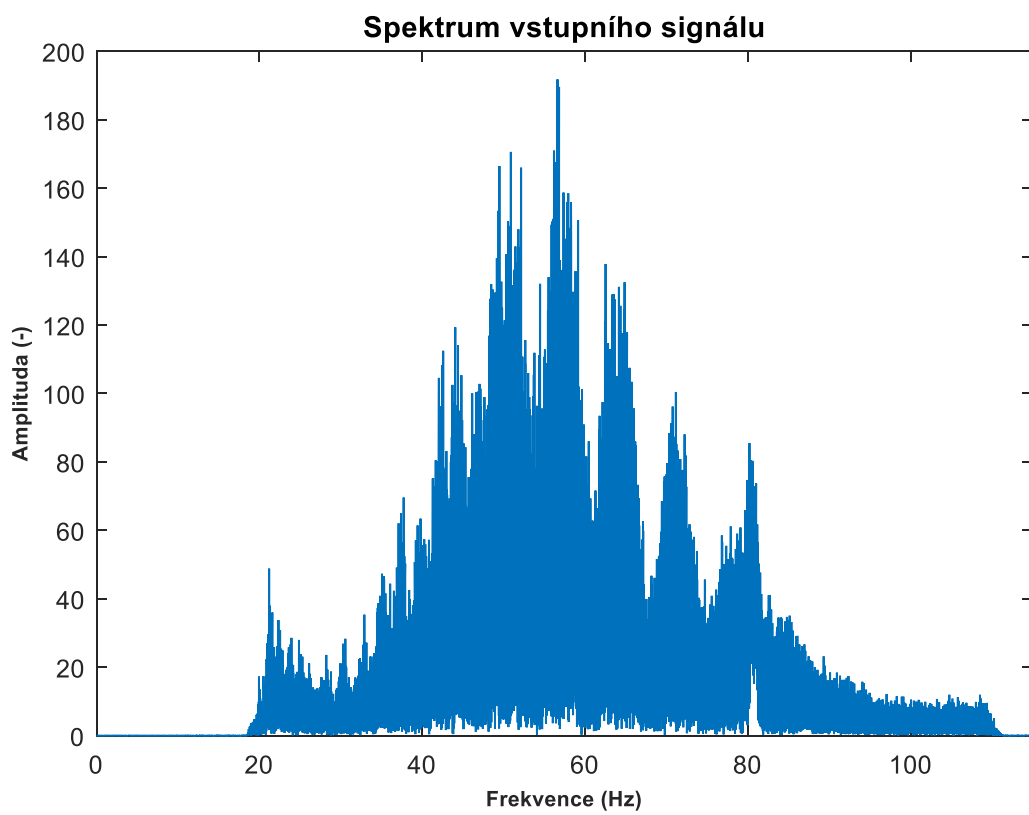
Databáze nasimulovaných signálů neobsahovala referenční signál, a proto musel být tento signál vytvořen uměle. Bez tohoto signálu by nemohlo být provedeno objektivní hodnocení, porovnání průběhů fHR a také statistika. Filtrací nejlepšího signálu (SNR -4,4 dB) pomocí vlnkové transformace a poté ručním upravením signálu v programovacím prostředí matlab, byl vytvořen referenční (ideální) signál, který neobsahoval žádný šum, viz Obr. 22. Na Obr. 23 je spektrogram referenčního signálu a na Obr. 24 je jeho spektrum. Pomocí výpočtu fHR tohoto signálu byl stanoven tep na 140 bpm (tato hodnota se shoduje s hodnotou uvedenou v publikaci o syntetických datech). Po vytvoření tohoto referenčního signálu bylo provedeno testování vybraných metod a zpracována Bland-Altmanova statistika syntetických dat.



Obr. 22: Vytvořený referenční signál.



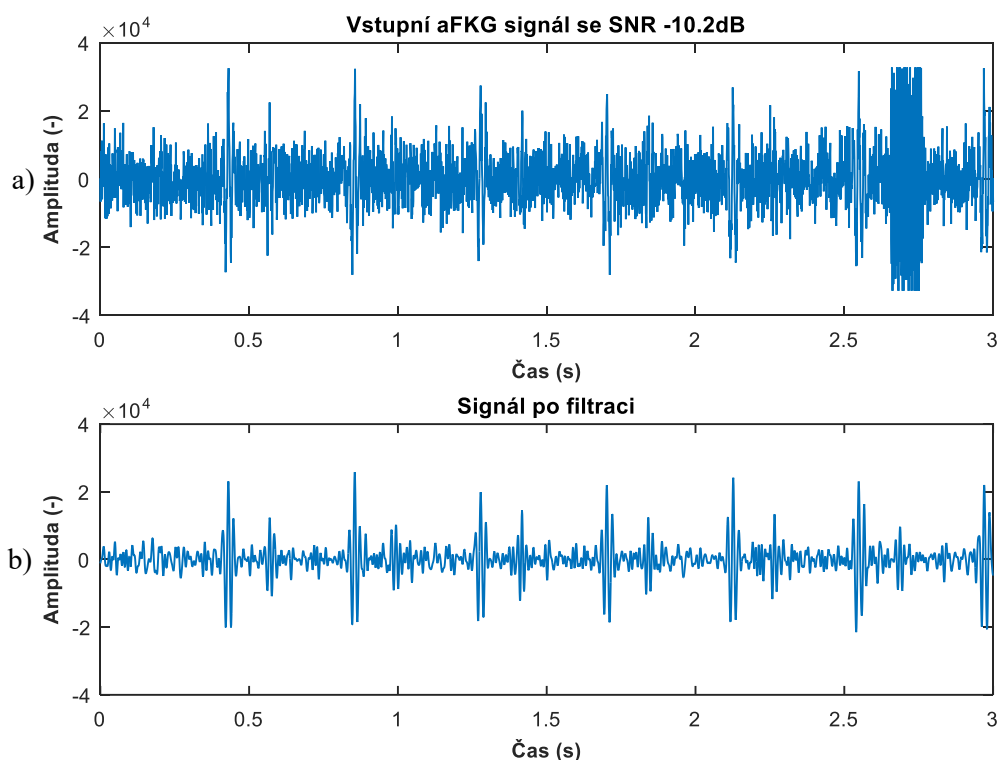
Obr. 23: Spektrogram referenčního signálu.



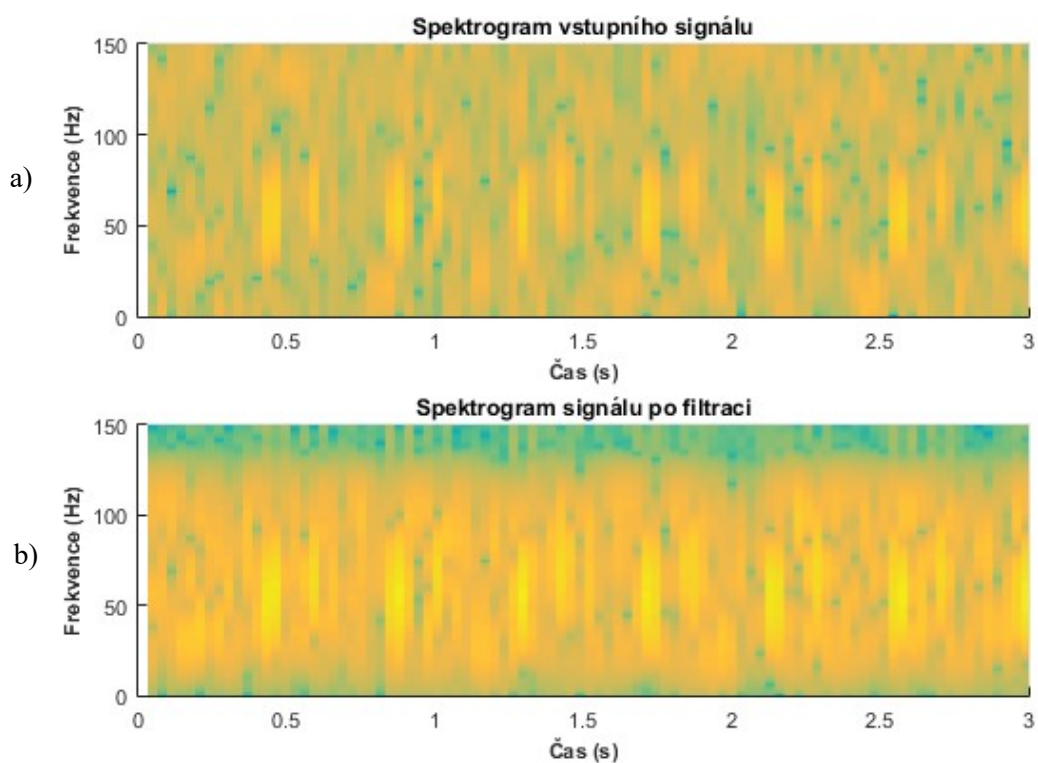
Obr. 24: Spektrum referenčního signálu.

## 8.1 Hodnocení výsledků filtrace pomocí FIR filtru

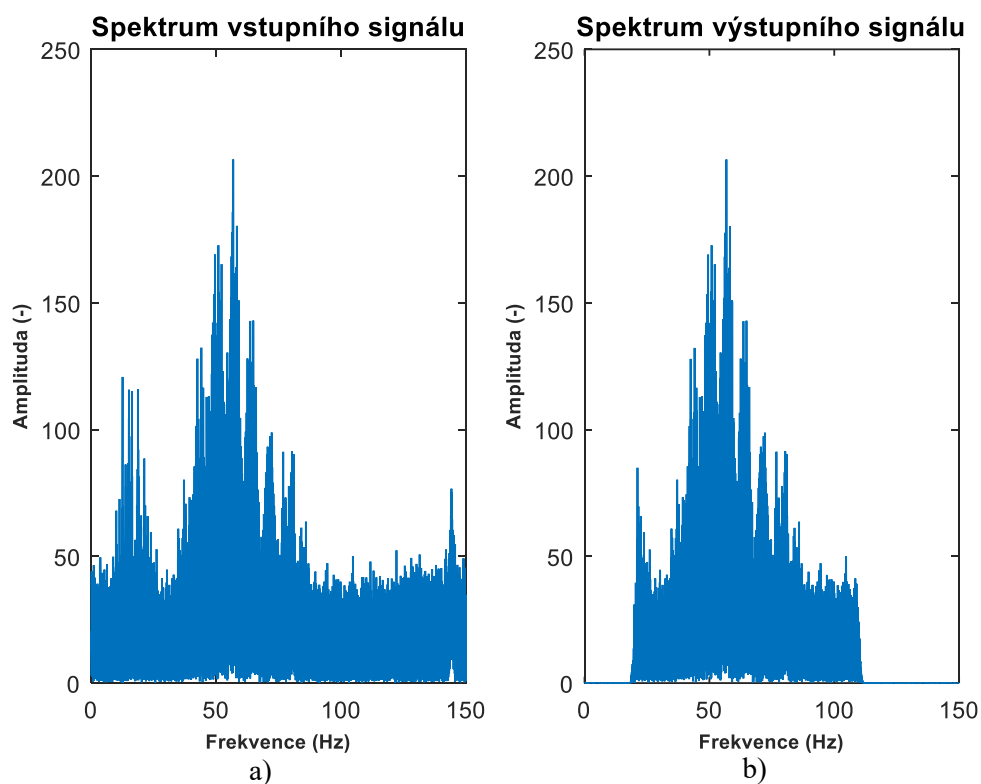
První metodou testování na syntetických datech je filtrace pomocí FIR filtru. Při testování byla nastavena vzorkovací frekvence na 1 kHz dle publikace o nasimulovaných záznamech. Řád filtru byl zvolen na hodnotu 100, 500 a 1000. Testování probíhalo pomocí filtru typu pásmová propust, protože signály obsahují okolní šum a bylo ho třeba odstranit. Zvolené pásmo bylo 20 až 110 Hz, jak je uvedeno v kapitole 2.1, protože v tomto pásmu se nachází plodové srdeční ozvy S1 a S2. Na Obr. 25 je ukázka účinku filtrace pomocí FIR filtru, na Obr. 26 je spektrogram obou signálů a na Obr. 27 je jejich spektrum. Na těchto obrázcích lze vidět, jak účinná je filtrace pomocí FIR filtru. Na Obr. 25 a) lze vidět šum v signálu, který po filtraci, Obr. 25 b), vymizí a zůstává jen jeho minimální. Filtrace tedy odstranila okolní šum a propustila jen chtěné frekvence, které obsahují srdeční ozvy plodu, ale i šum a další složky, které jsou obsaženy v tomto pásmu, viz spektrum Obr. 27. Tento filtrovaný signál lze použít k vypočtení fHR, SNR a k vykreslení průběhu fHR v čase. Pro ověření lze signál před a po filtraci přehrát jako zvukový záznam a zkontrolovat zda je tak filtrace účinná.



Obr. 25: Ukázka filtrace pomocí FIR filtru na signálu se SNR -10,2 dB, a) vstupní signál, b) signál po filtraci.



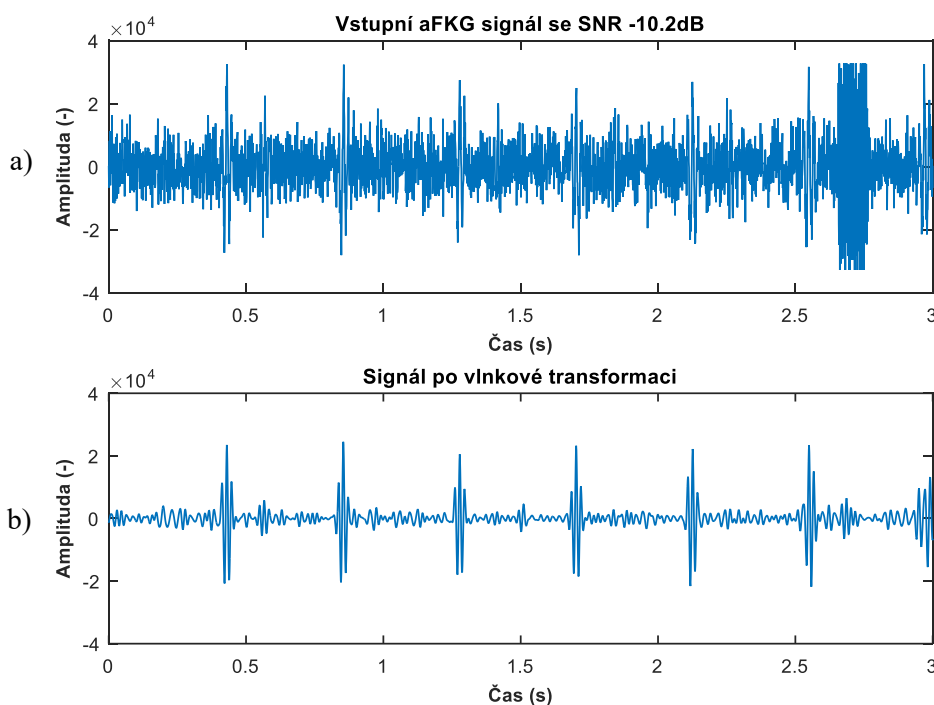
Obr. 26: Spektrogramy před a po filtraci signálu, a) spektrogram signálu před filtrací, b) spektrogram signálu po filtraci.



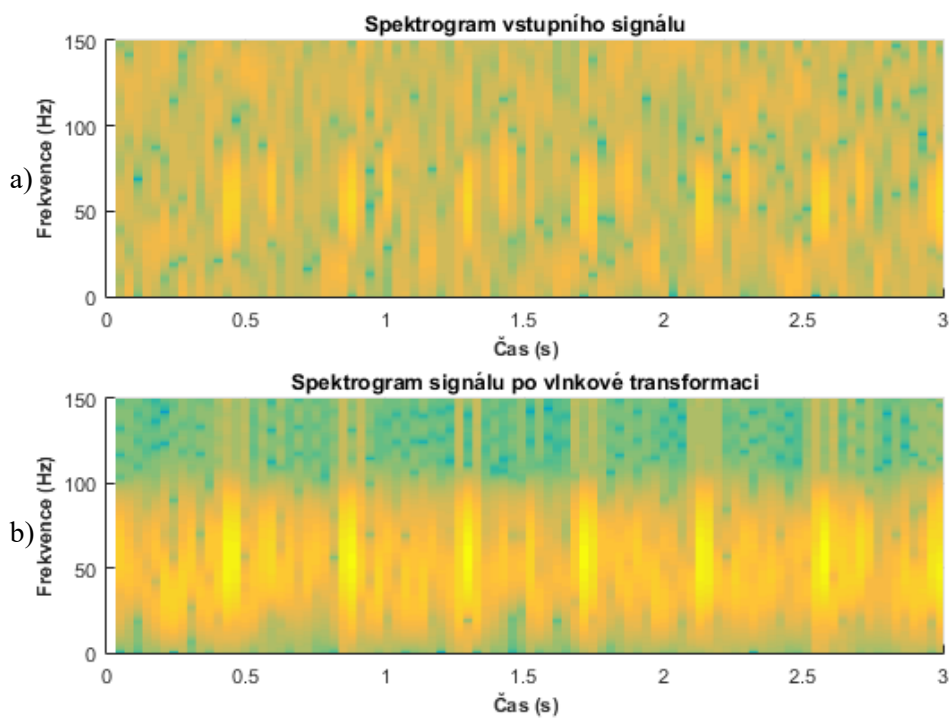
Obr. 27: Spektra signálu před a po filtraci, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.

## 8.2 Hodnocení výsledků filtrace pomocí vlnkové transformace

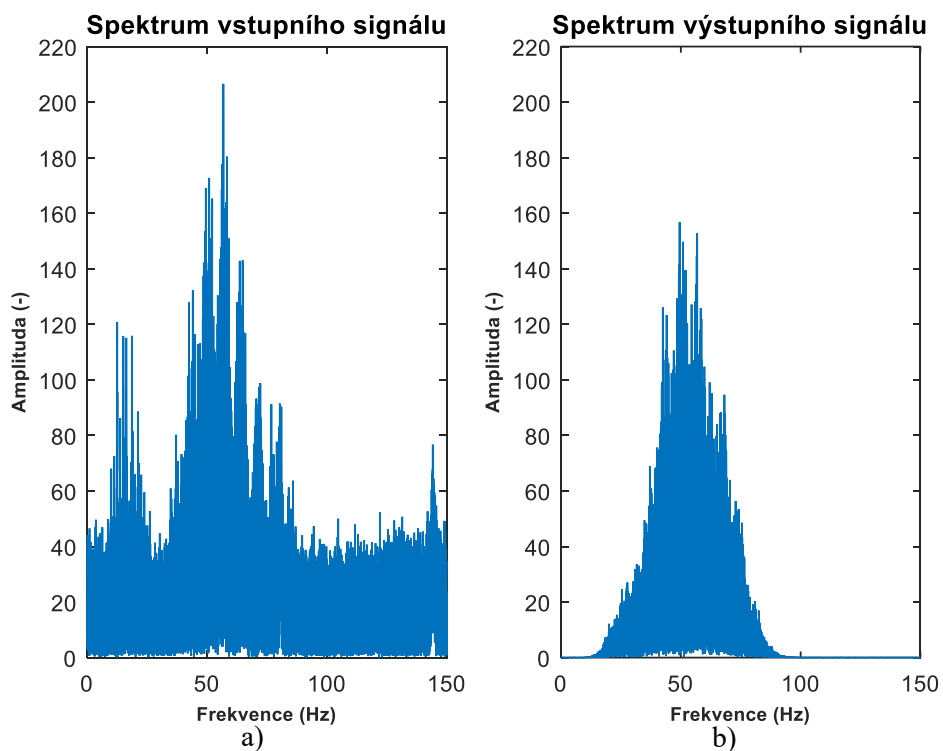
Druhou metodou testování na syntetických datech je metoda vlnková transformace. Při testování byla nastavena vzorkovací frekvence na 1 kHz jako u předchozí metody. V různých publikacích a studiích při testování signálu fFKG pomocí vlnkové transformace je použita mateřská vlnka typu Coiflet čtvrtého řádu, která je také uplatněna i v této práci. K testování je použita tato vlnka se stupněm rozkladu 4, protože tento stupeň rozkladu dosahuje nejlepších výsledků. Dále jsou použity k testování vlnky typu Symlet čtvrtého řádu a Daubechies čtvrtého řádu. Na Obr. 28 je ukázka účinku vlnkové transformace, na Obr. 29 je spektrogram obou signálů a na Obr. 30 je jejich spektrum. Při porovnání s metodou pomocí FIR filtru, lze vidět, že vlnková transformace dosahuje lepších výsledků. Signál je více vyhlazený a WT odstranila ještě více šumu než předchozí metoda. Ve spektru signálu lze pozorovat změnu amplitudy na rozdíl od filtrace FIR filtrem. Na rozdíl od FIR filtru, WT odstranila i šum v pásmu, ve kterém jsou obsaženy srdeční ozvy. Z Obr. 28 lze zpozorovat, že signál obsahuje převážně srdeční ozvy S1 a srdeční ozvy S2 jsou minimální nebo úplně vymizí, což ale nevadí, protože k výpočtu fHR stačí pouze S1. Takto filtrovaný signál lze použít k vypočtení fHR, SNR a k vykreslení průběhu fHR v čase. Pro ověření lze signál před a po filtraci přehrát jako zvukový záznam a zkontrolovat zda je tak filtrace účinná.



Obr. 28: Ukázka provedení vlnkové transformace na signálu se SNR -10,2 dB, a) vstupní signál, b) signál po filtraci.



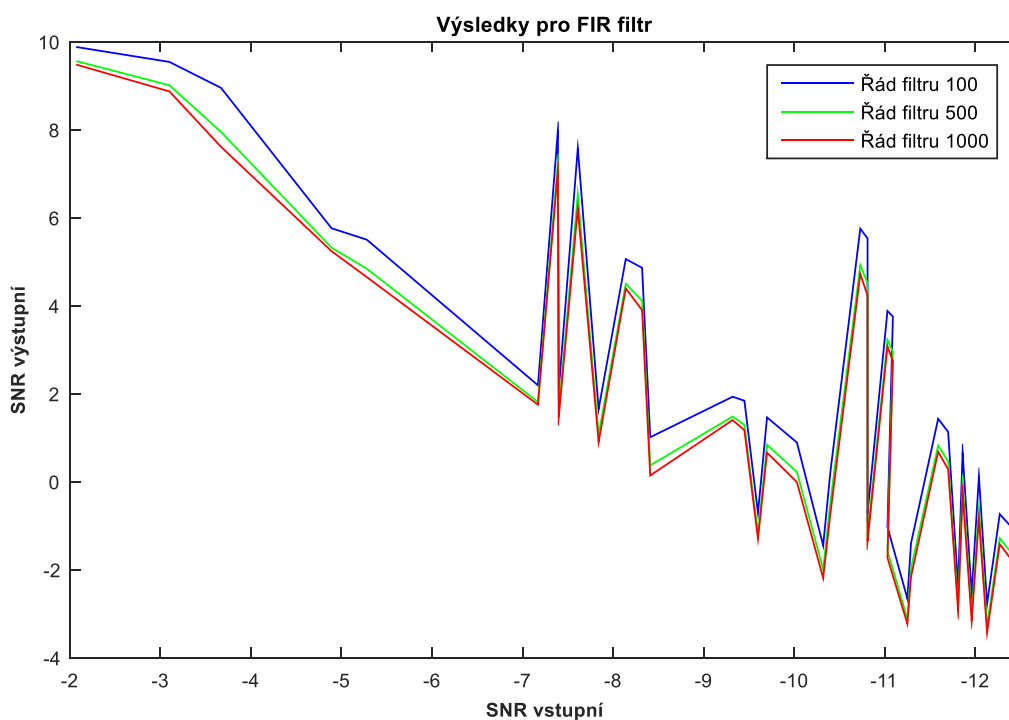
Obr. 29: Spektrogramy před a po filtraci signálu, a) spektrogram signálu před filtrací, b) spektrogram signálu po filtraci.



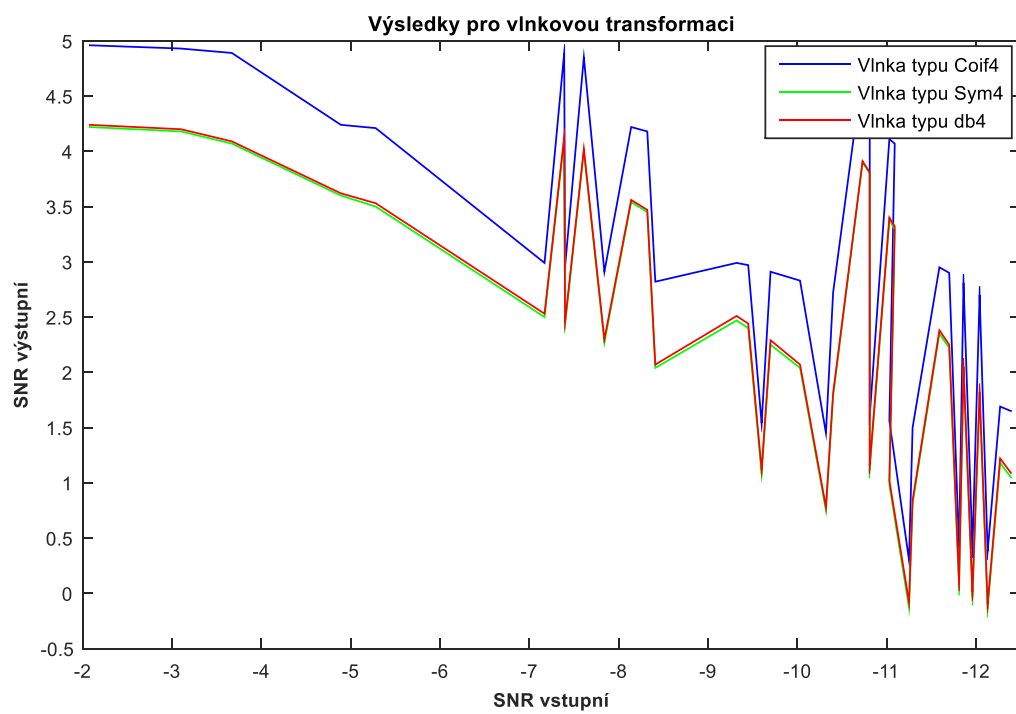
Obr. 30: Spektra signálu před a po filtraci, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.

### 8.3 Stanovení odstupu signálu od šumu

V této části práce jsou popsány výsledky testování pomocí FIR filtru a vlnkové transformace a jsou stanoveno SNR pro každý signál. Z kapitoly 7.2 je zřejmé, že aby mohlo být provedeno hodnocení, musí být známá hodnota SNR vstupního signálu. Tato hodnota byla vypočtena na základě uměle vytvořeného referenčního signálu pomocí rovnice (7.1). V Tab. 6 jsou shrnuty výsledky hodnocení SNR pro filtraci pomocí FIR filtru pro řády 100, 500 a 1000. V Tab. 7 jsou shrnuty výsledky hodnocení SNR pro vlnkovou transformaci při použití vlnky typu Coiflet čtvrtého řádu, Symlet čtvrtého řádu a Daubechies čtvrtého řádu. Z Tab. 6 je možné pozorovat, že výstupní hodnoty SNR pro každý zvolený řád filtru jsou velice podobné a prakticky se v některých případech neliší. Z Tab. 7 je taktéž zřejmé, že výsledné SNR pro každý typ vlnky jsou velmi podobné nebo se v některých případech neliší. Porovnáme-li FIR filtraci s vlnkovou transformací, lze vidět, že filtrace FIR filtrem méně zašuměných signálů dosahuje lepších výsledků SNR, než WT, ale při filtraci více zašuměných signálů dosahuje naopak lepších výsledků vlnková transformace. Z Obr. 31 je zřejmé, že nastavení řádu FIR filtru nehraje větší roli při stanovení SNR. Stanovení SNR u vlnkové transformace dopadlo obdobně. Na Obr. 32 lze vidět, že vlnka typu Coif4 dosahovala lepších výsledků SNR než ostatní typy vlnky. Tyto výsledky ovšem nejsou úplně rozdílné, a proto je provedena statistická analýza a Bland-Altmanova statistika v následující kapitole.



Obr. 31: Srovnání SNR výstup pro různé řády FIR filtru.



Obr. 32: Srovnání SNR výstup pro různé typy vlnek vlnkové transformace.



Tab. 6: Hodnoty SNR pro vstupní signál a pro výstupní signály s různým řádem filtru.

Záznam z databáze	SNR <sub>vstup</sub> (dB)	SNR <sub>výstup</sub> (dB)		
		Pro filtr s řádem 100	Pro filtr s řádem 500	Pro filtr s řádem 1000
fetalPCG_SNR-4_4dB	-2,07	9,88	9,56	9,48
fetalPCG_SNR-6_6dB	-3,10	9,54	9,01	8,87
fetalPCG_SNR-8_1dB	-3,67	8,95	7,95	7,61
fetalPCG_SNR-10_2dB	-4,89	5,76	5,32	5,24
fetalPCG_SNR-11_3dB	-5,28	5,50	4,84	4,65
fetalPCG_SNR-14_8dB	-7,17	2,19	1,81	1,75
fetalPCG_SNR-15_1dB	-7,39	7,98	7,25	7,07
fetalPCG_SNR-15_4dB	-7,40	2,09	1,59	1,48
fetalPCG_SNR-15_7dB	-7,61	7,58	6,53	6,21
fetalPCG_SNR-16_4dB	-7,84	1,65	1,07	0,90
fetalPCG_SNR-16_7dB	-8,14	5,06	4,50	4,39
fetalPCG_SNR-17_2dB	-8,32	4,86	4,11	3,90
fetalPCG_SNR-17_7dB	-8,41	1,01	0,37	0,14
fetalPCG_SNR-19_1dB	-9,32	1,93	1,48	1,40
fetalPCG_SNR-19_5dB	-9,45	1,84	1,29	1,17
fetalPCG_SNR-20_dB	-9,60	-0,71	-1,18	-1,30
fetalPCG_SNR-20_1dB	-9,70	1,46	0,84	0,66
fetalPCG_SNR-21_dB	-10,03	0,89	0,22	-0,01
fetalPCG_SNR-21_9dB	-10,32	-1,45	-2,00	-2,19
fetalPCG_SNR-22_dB	-10,40	0,23	-0,46	-0,72
fetalPCG_SNR-22_1dB	-10,73	5,75	4,92	4,72
fetalPCG_SNR-22_4dB	-10,81	5,53	4,51	4,23
fetalPCG_SNR-22_6dB	-10,81	-0,72	-1,23	-1,35
fetalPCG_SNR-22_9dB	-11,03	3,88	3,22	3,07
fetalPCG_SNR-23_1dB	-11,09	3,75	2,95	2,74
fetalPCG_SNR-23_3dB	-11,03	-1,03	-1,57	-1,73
fetalPCG_SNR-23_8dB	-11,25	-2,66	-3,12	-3,23
fetalPCG_SNR-24_1dB	-11,29	-1,40	-1,97	-2,16
fetalPCG_SNR-24_4dB	-11,59	1,43	0,82	0,68
fetalPCG_SNR-24_7dB	-11,70	1,13	0,46	0,28
fetalPCG_SNR-25_1dB	-11,81	-2,39	-2,84	-2,93
fetalPCG_SNR-25_3dB	-11,86	0,66	-0,04	-0,26
fetalPCG_SNR-25_6dB	-11,96	-2,56	-3,04	-3,16
fetalPCG_SNR-25_9dB	-12,04	0,12	-0,60	-0,85
fetalPCG_SNR-26_2dB	-12,13	-2,78	-3,28	-3,43
fetalPCG_SNR-26_3dB	-12,27	-0,74	-1,29	-1,42
fetalPCG_SNR-26_7dB	-12,39	-1,01	-1,59	-1,75

Tab. 7: Hodnoty SNR pro vstupní signál a pro výstupní signály s různými typy vlnek.

Záznam z databáze	SNR <sub>vstup</sub> (dB)	SNR <sub>výstup</sub> (dB)		
		Pro vlnku typu Coif 4 řádu	Pro vlnku typu Sym 4 řádu	Pro vlnku typu db 4 řádu
fetalPCG_SNR-4_4dB	-2,07	4,96	4,22	4,24
fetalPCG_SNR-6_6dB	-3,10	4,93	4,18	4,20
fetalPCG_SNR-8_1dB	-3,67	4,89	4,07	4,09
fetalPCG_SNR-10_2dB	-4,89	4,24	3,60	3,62
fetalPCG_SNR-11_3dB	-5,28	4,21	3,50	3,53
fetalPCG_SNR-14_8dB	-7,17	2,99	2,50	2,53
fetalPCG_SNR-15_1dB	-7,39	4,89	4,11	4,13
fetalPCG_SNR-15_4dB	-7,40	2,96	2,43	2,46
fetalPCG_SNR-15_7dB	-7,61	4,85	4,00	4,02
fetalPCG_SNR-16_4dB	-7,84	2,91	2,27	2,30
fetalPCG_SNR-16_7dB	-8,14	4,22	3,54	3,56
fetalPCG_SNR-17_2dB	-8,32	4,18	3,45	3,47
fetalPCG_SNR-17_7dB	-8,41	2,82	2,04	2,07
fetalPCG_SNR-19_1dB	-9,32	2,99	2,47	2,51
fetalPCG_SNR-19_5dB	-9,45	2,97	2,40	2,44
fetalPCG_SNR-20_dB	-9,60	1,54	1,08	1,12
fetalPCG_SNR-20_1dB	-9,70	2,91	2,25	2,29
fetalPCG_SNR-21_dB	-10,03	2,83	2,04	2,07
fetalPCG_SNR-21_9dB	-10,32	1,45	0,75	0,78
fetalPCG_SNR-22_dB	-10,40	2,72	1,78	1,81
fetalPCG_SNR-22_1dB	-10,73	4,73	3,90	3,91
fetalPCG_SNR-22_4dB	-10,81	4,68	3,80	3,81
fetalPCG_SNR-22_6dB	-10,81	1,60	1,12	1,16
fetalPCG_SNR-22_9dB	-11,03	4,11	3,38	3,40
fetalPCG_SNR-23_1dB	-11,09	4,07	3,29	3,32
fetalPCG_SNR-23_3dB	-11,03	1,56	0,98	1,02
fetalPCG_SNR-23_8dB	-11,25	0,30	-0,13	-0,08
fetalPCG_SNR-24_1dB	-11,29	1,50	0,81	0,84
fetalPCG_SNR-24_4dB	-11,59	2,95	2,35	2,38
fetalPCG_SNR-24_7dB	-11,70	2,90	2,22	2,25
fetalPCG_SNR-25_1dB	-11,81	0,41	0,06	0,10
fetalPCG_SNR-25_3dB	-11,86	2,81	2,03	2,05
fetalPCG_SNR-25_6dB	-11,96	0,40	-0,03	0,01
fetalPCG_SNR-25_9dB	-12,04	2,70	1,79	1,82
fetalPCG_SNR-26_2dB	-12,13	0,38	-0,14	-0,10
fetalPCG_SNR-26_3dB	-12,27	1,69	1,18	1,22
fetalPCG_SNR-26_7dB	-12,39	1,65	1,05	1,09

## 8.4 Průběh fHR v čase a statistika

V této části práce je provedeno hodnocení a srovnání záznamů a jejich průběhů fHR v čase. Je porovnán vytvořený referenční záznam s výsledky filtrací signálů získaných pomocí FIR filtru a vlnkové transformace. Pro každou vteřinu všech záznamů (8 minutové záznamy) včetně referenčního byl určen interval mezi jednotlivými úderů (první srdeční ozva S1), který pak byl přepočítán na počet tepů v té dané vteřině záznamu. Tímto způsobem tak byla stanovena tepová frekvence v každé vteřině určitého záznamu. Na tento záznam je pak možné použít klouzavý průměr k vyhlazení křivky a ke zvýraznění trendů. Na základě průběhů v čase jsou vytvořeny grafy pro jednotlivé záznamy, které jsou následně porovnány s referenčním průběhem. V další části hodnocení byla provedena statistická analýza a Bland-Altmanova statistika.

V Tab. 8, Tab. 9, Tab. 10 a Tab. 11 je předloženo statistické vyhodnocení přesnosti metod FIR filtrace a vlnkové transformace při extrakci fFKG ve srovnání s vytvořeným referenčním signálem fFKG. Pro dosažení tohoto úkolu byly použity následující parametry a rovnice (8.1 až 8.4): Sensitivita ( $Se$ ), Pozitivní prediktivní hodnota ( $PPV$ ), přesnost ( $ACC$ ) a  $F1$  (celková pravděpodobnost správného zjištění úderů S1). V těchto rovnicích,  $TP$  představuje skutečně pozitivní (z angl. True Positive), což znamená, že byly správně detekovány S1 úderů, které jsou přítomny v fFKG signálu,  $FN$  představuje falešně negativní (z angl. False Negative), což znamená, že byly nesprávně detekovány úderů S1, které se v signálu nevyskytují,  $FP$  představuje falešně pozitivní (z angl. False Positive), což znamená, že jsou nesprávně označeny přítomnosti úderů S1 v signálech fFKG. Tab. 8 a Tab. 9 ukazují vypočtené hodnoty těchto parametrů pro jednotlivé analyzované signály pomocí FIR filtru s řádem 100 a 1000. Tab. 10 a Tab. 11 ukazují vypočtené hodnoty těchto parametrů pro jednotlivé analyzované signály pomocí vlnkové transformace s vlnkami typu Coiflet 4. řádu a Symlet 4. řádu. Příloha B obsahuje tabulky hodnot pro analýzu filtrací FIR filtrem s řádem 500 a vlnkovou transformací s vlnkou typu Daubechies 4. řádu. Pro detekci úderů S1 byl použit Pan-Tompkinsův algoritmus a přesnost odhadu fFKG byla vyhodnocena porovnáním extrahovaných fFKG signálů pomocí filtrace FIR filtrem nebo vlnkové transformace s referenčním signálem [63].

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100. \quad (8.1)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100. \quad (8.2)$$

$$ACC = \frac{TP}{TP + FP + FN} \cdot 100. \quad (8.3)$$

$$F1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FP + FN} \cdot 100. \quad (8.4)$$

Bland-Altmanova statistika je hodnocení metod lékařského měření. Jejím základem je stanovení rozdílů mezi měřením pomocí metod a vypočtení průměrů a také směrodatné odchylky (SD) těchto rozdílů. Jedním z primárních aplikací Bland-Altmanovy statistiky je srovnání dvou klinických měření, ve které obsahují nějaké chyby měření. Také se tato statistika používá ke srovnání nové metody se zlatým standardem. Bland-Altmanovy grafy umožňují identifikaci systematického rozdílu mezi měřeními (tj. fixní předpojatostí) nebo možnými odlehlými hodnotami. Průměrný rozdíl je odhadnutá odchylka a SD rozdílů měří náhodné kolísání okolo tohoto průměru. Důležitou částí Bland-Altmanovy

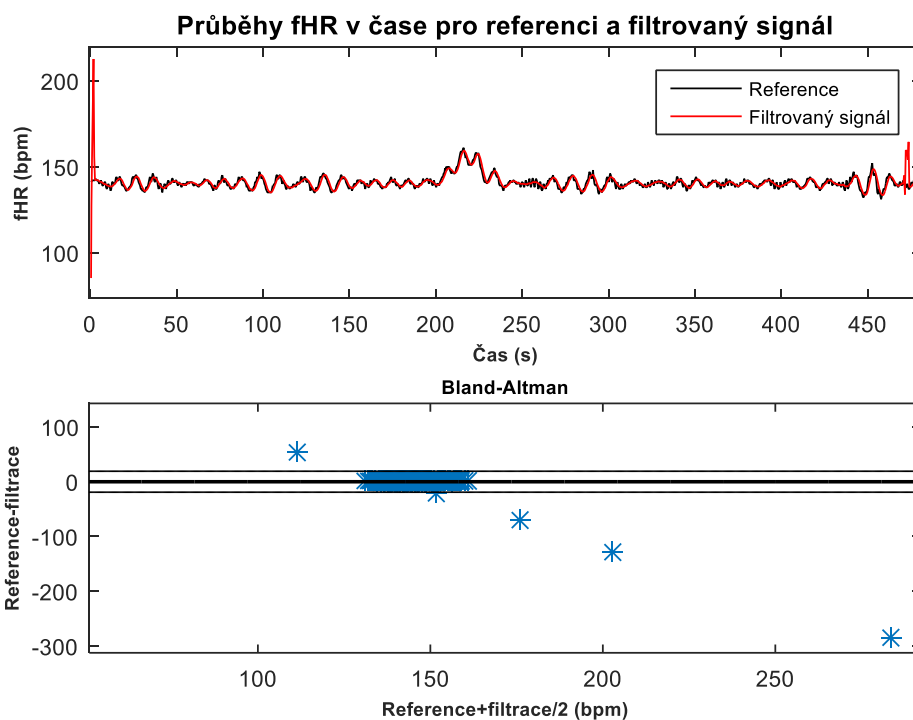
statistiky jsou dvě hodnoty plus a minus 1,96 SD. Tyto dvě hodnoty představují odhadnutí 95% limity přijetí, což říká, jak moc jsou výsledky měření dvěma metodami odlišné. V této práci slouží Bland-Altmanova statistika k porovnání rozdílu mezi referenčními hodnotami fHR, které byly stanovené v každé vteřině v referenčním signálu vůči hodnotám fHR stanovenými ve filtrovaném fFKG signálu pomocí jednotlivých metod. K výpočtu jsou použity rovnice (8.5, 8.6) [64]:

$$x - y. \quad (8.5)$$

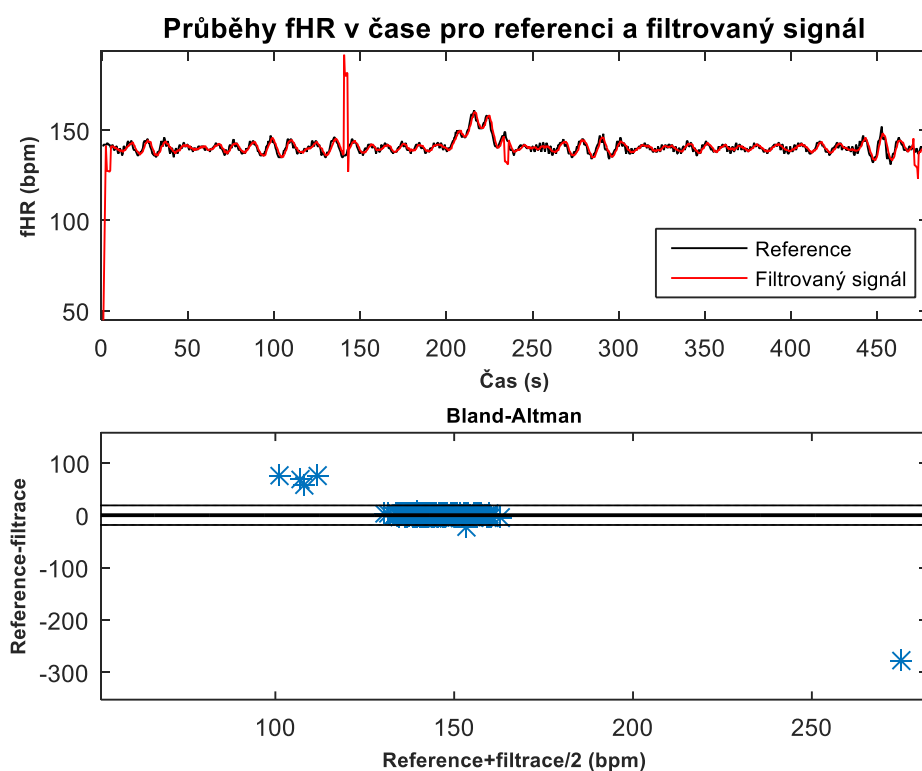
$$\frac{x + y}{2}. \quad (8.6)$$

kde  $x$  představuje referenční hodnotu fHR v jedné dané vteřině,  $y$  představuje hodnotu fHR stanovenou v jedné dané vteřině pomocí metody. Vyhodnocení je stanoveno za správné, pokud je 95% výsledků v rozmezí  $\pm 1,96$  SD [64].

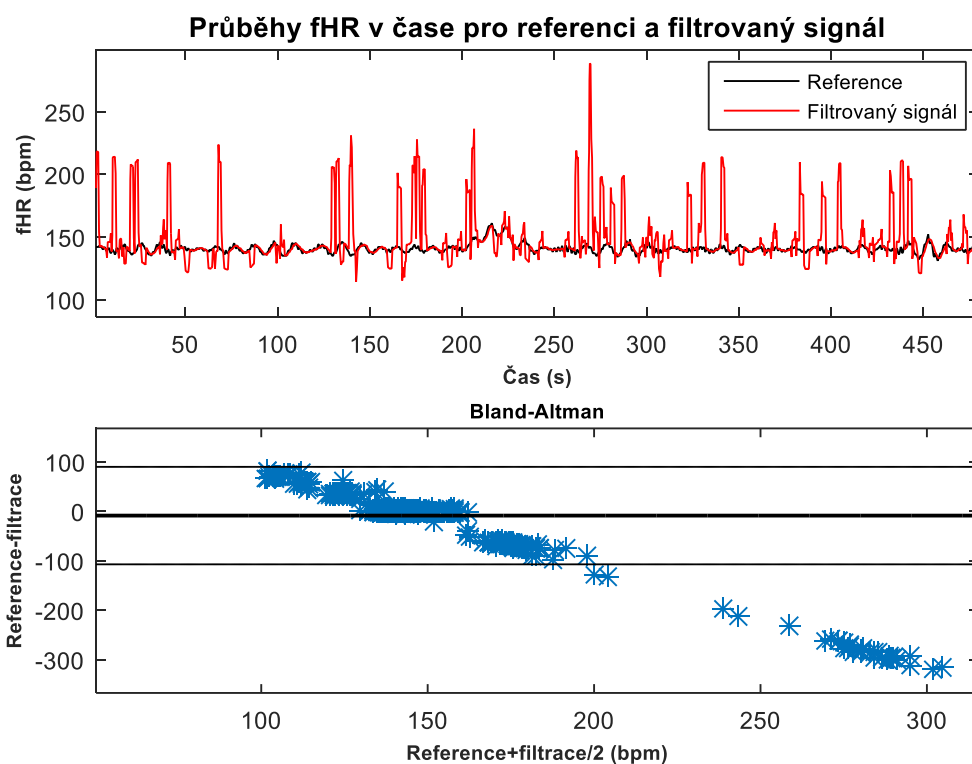
Výsledky a statistické analýzy a Bland-Altmanovy statistiky jsou uvedeny v Tab. 8 pro FIR filtr s řádem 1000 a v Tab. 9 pro FIR filtr s řádem 100. V Tab. 10 jsou uvedeny výsledky pro vlnkovou transformaci pomocí vlnky Coif4 a v Tab. 11 jsou uvedeny výsledky pro vlnkovou transformaci pomocí vlnky Sym4. V tabulkách je zobrazeny názvy jednotlivých záznamů, počet úderů S1, který je ve všech signálech stejný, jednotlivé parametry statistické analýzy a hodnocení podle  $\pm 1,96$  SD. V následujících obrázcích jsou zobrazeny grafy pro 3 signály s různým SNR. Na Obr. 33 je znázorněn průběh fHR v čase a Bland-Altmanův graf pro signál -4,4 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000 a na Obr. 34 je zobrazen průběh fHR a Bland-Altmanův graf pro tento signál po WT. Na Obr. 35 je znázorněn průběh fHR v čase a Bland-Altmanův graf pro signál -20 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000 a na Obr. 36 je zobrazen průběh fHR a Bland-Altmanův graf pro tento signál po WT. Na Obr. 37 je znázorněn průběh fHR v čase a Bland-Altmanův graf pro signál -25,3 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000 a na Obr. 38 je zobrazen průběh fHR a Bland-Altmanův graf pro tento signál po WT. Všechny průběhy fHR po provedené metodě jsou zobrazeny s klouzavým průměrem 5. Z obrázků lze vidět, že metody u signálu s lepším SNR dokázaly velice dobře kopírovat průběh fHR referenčního signálu v čase a pouze v některých částech signálu se metody neshodují s referenčním signálem. U signálů s nižším SNR lze vidět, že metody jsou méně účinné a dochází tak, k mnoha nepřesnostem při stanovení fHR v čase. Porovnali se výsledky filtrace s řádem 1000 a 100, lze vidět, že v mnoha případech filtrace s vyšším řádem dosahuje lepších výsledků než filtrace s nižším řádem. Totéž platí pro vlnkovou transformaci, kde vlnka typu Coif4 dosahovala lepších výsledků než zbylé dva typy vlnek. Na základě těchto obrázků a statistiky v tabulkách lze říci, že metody pracují uspokojivě. U několika záznamů jsou hodnoty  $\pm 1,96$  SD menší než 95%, a proto lze konstatovat, že metody nepracují spolehlivě na tyto záznamy. Co se týče průběhů fHR v čase, lze tvrdit, že čím méně je zkoumaný záznam kvalitní a čím více šumu obsahuje, tím více je metoda nepřesná, což lze vidět v tabulkách statistiky. Ovšem při výpočtu fHR tyto metody poskytují velice uspokojivé výsledky a lze tedy říci, že metody filtrace pomocí FIR filtru a vlnkové transformace vhodné na zpracování tohoto typu signálu.



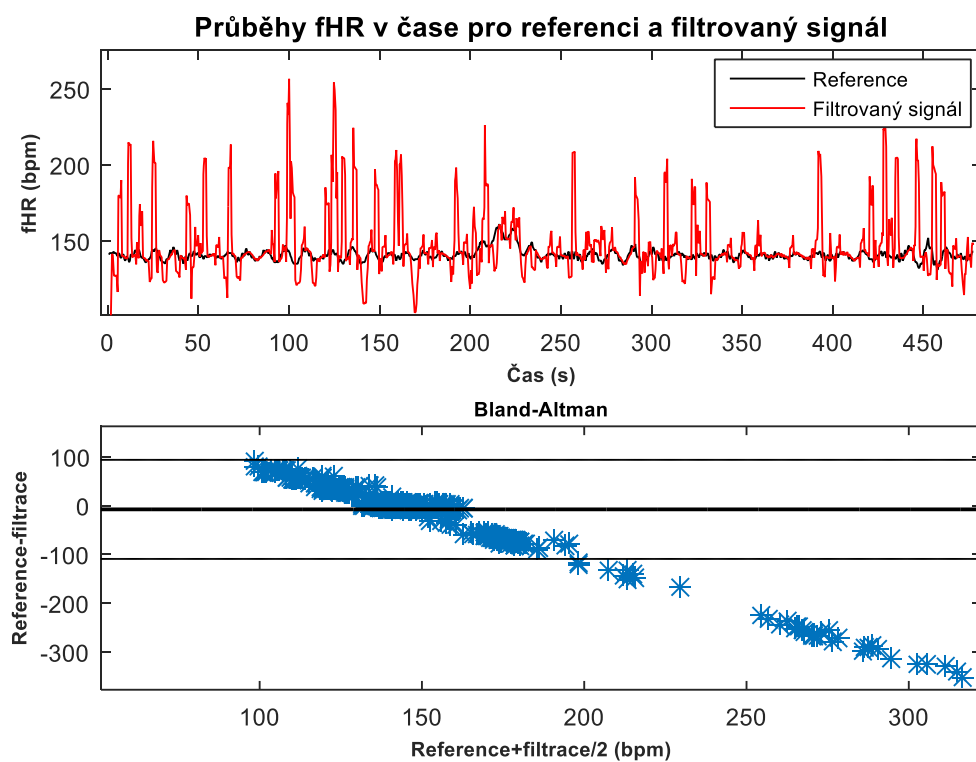
Obr. 33: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -4,4 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000.



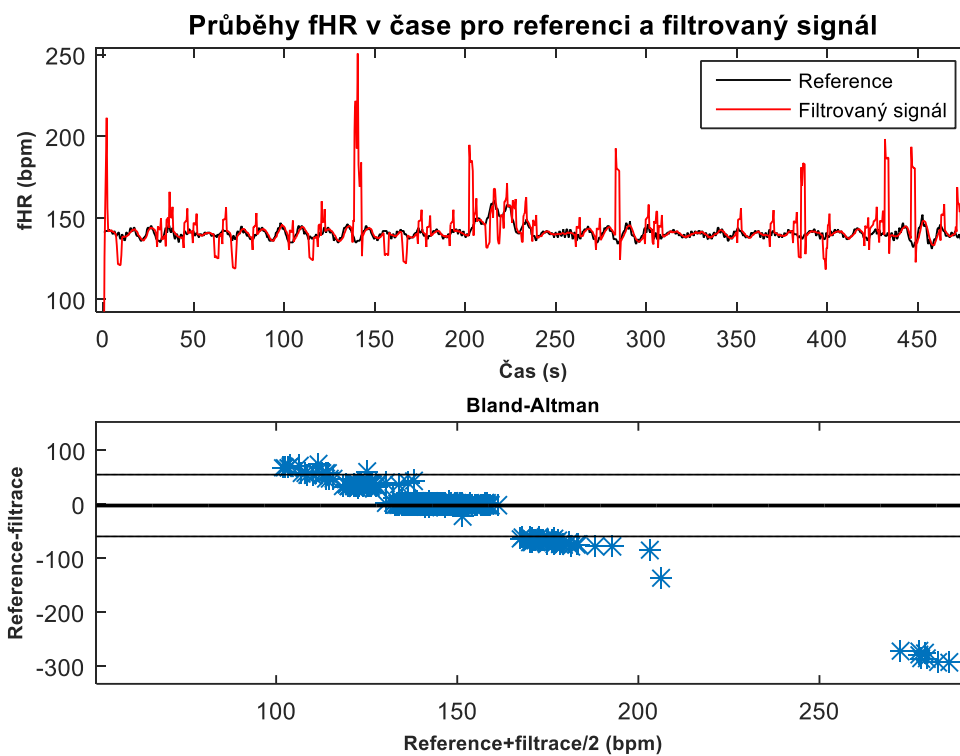
Obr. 34: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -4,4 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.



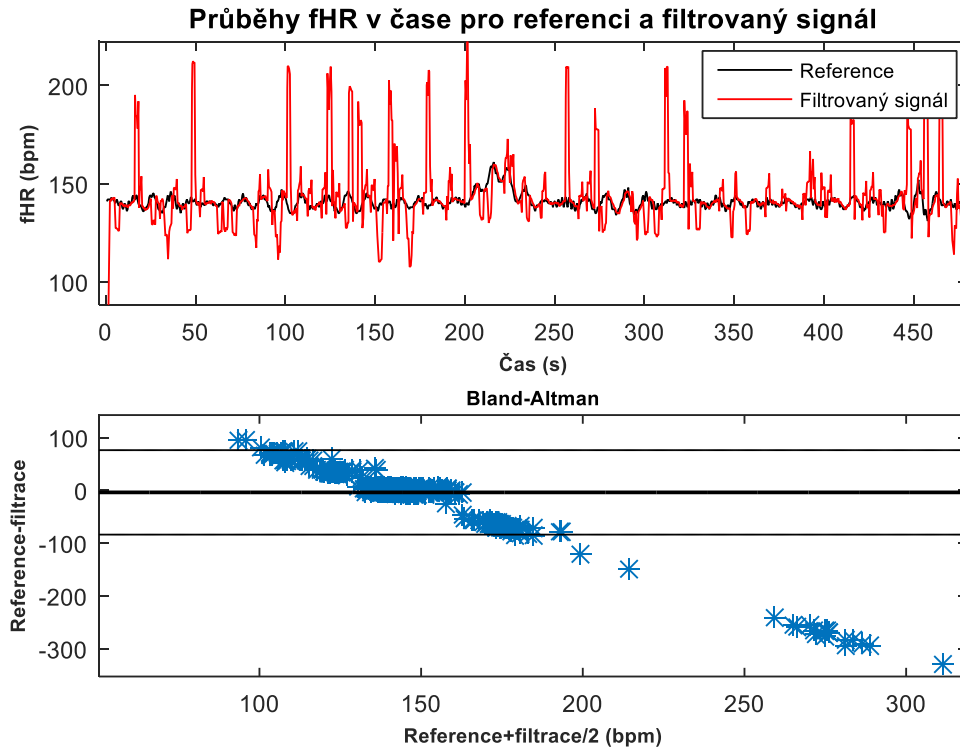
Obr. 35: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -20 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000.



Obr. 36: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -20 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.



Obr. 37: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -25,3 dB po filtraci FIR filtrem s řádem filtru 1000.



Obr. 38: Průběh fHR v čase a Bland-Altmanova statistika pro signál -25,3 dB po vlnkové transformaci s vlnkou typu Coif4.

Tab. 8: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 1000.

Záznam	TP	FP	FN	+ - 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	4	1	99,55	99,91	99,64	99,56	99,78
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	4	2	99,46	99,82	99,64	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	4	2	99,46	99,82	99,64	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	4	4	99,28	99,64	99,64	99,29	99,64
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	4	5	99,19	99,56	99,64	99,20	99,60
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	14	7	98,12	99,38	98,77	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	3	3	99,46	99,73	99,73	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	15	10	97,76	99,12	98,68	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	4	6	99,10	99,47	99,64	99,12	99,56
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	29	7	96,79	99,38	97,48	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	6	5	99,02	99,56	99,47	99,03	99,51
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	6	7	98,84	99,38	99,47	98,85	99,42
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	46	12	94,80	98,94	96,06	95,08	97,48
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	18	12	97,30	98,94	98,42	97,39	98,68
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	28	8	96,78	99,29	97,56	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	32	0	97,15	100,00	97,22	97,22	98,59
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	27	12	96,50	98,94	97,65	96,64	98,29
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	47	11	94,80	99,03	95,98	95,08	97,48
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	39	0	96,50	100,00	96,64	96,64	98,29
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	38	9	95,78	99,20	96,72	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	9	6	98,66	99,47	99,20	98,68	99,34
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	10	7	98,48	99,38	99,12	98,51	99,25
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	33	0	97,05	100,00	97,14	97,14	98,55
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	6	12	98,38	98,94	99,47	98,42	99,20
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	7	9	98,57	99,20	99,38	98,59	99,29
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	40	0	96,44	100,00	96,55	96,55	98,25
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	70	0	93,90	100,00	94,12	94,12	96,97
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	39	0	96,50	100,00	96,64	96,64	98,29
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	33	13	95,87	98,85	97,14	96,06	97,99
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	36	15	95,41	98,68	96,89	95,65	97,78
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	60	0	94,61	100,00	94,92	94,92	97,39
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	45	14	94,68	98,77	96,14	95,00	97,44
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	65	0	94,26	100,00	94,52	94,52	97,18
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	37	11	95,68	99,03	96,80	95,89	97,90
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	66	0	94,17	100,00	94,44	94,44	97,14
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	43	0	96,15	100,00	96,31	96,31	98,12
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	47	0	95,76	100,00	95,98	95,98	97,95



Tab. 9: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 100.

Záznam	TP	FP	FN	+ - 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	4	1	99,55	99,91	99,64	99,56	99,78
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	2	1	99,73	99,91	99,82	99,73	99,87
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	4	1	99,55	99,91	99,64	99,56	99,78
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	3	4	99,37	99,64	99,73	99,38	99,69
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	5	5	99,11	99,56	99,56	99,12	99,56
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	15	15	97,31	98,68	98,68	97,39	98,68
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	4	2	99,46	99,82	99,64	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	29	11	96,41	99,03	97,48	96,55	98,25
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	7	4	99,02	99,64	99,38	99,03	99,51
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	33	2	96,88	99,82	97,14	96,97	98,46
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	6	6	98,93	99,47	99,47	98,94	99,47
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	8	5	98,84	99,56	99,29	98,85	99,42
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	64	0	94,42	100,00	94,60	94,60	97,22
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	21	9	97,31	99,20	98,16	97,39	98,68
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	32	13	95,97	98,85	97,22	96,14	98,03
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	56	0	95,12	100,00	95,24	95,24	97,56
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	43	1	96,12	99,91	96,31	96,22	98,08
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	59	0	94,88	100,00	95,00	95,00	97,44
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	86	0	92,75	100,00	92,87	92,87	96,31
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	77	0	93,40	100,00	93,57	93,57	96,68
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	5	5	99,11	99,56	99,56	99,12	99,56
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	8	6	98,75	99,47	99,29	98,77	99,38
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	64	0	94,40	100,00	94,60	94,60	97,22
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	9	7	98,57	99,38	99,20	98,59	99,29
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	16	5	98,13	99,56	98,59	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	72	0	93,76	100,00	93,96	93,96	96,89
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	94	0	92,15	100,00	92,26	92,26	95,98
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	88	0	92,58	100,00	92,72	92,72	96,22
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	26	1	97,60	99,91	97,73	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	36	0	96,81	100,00	96,89	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	85	0	92,69	100,00	92,95	92,95	96,35
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	69	0	94,04	100,00	94,20	94,20	97,01
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	99	0	91,78	100,00	91,89	91,89	95,77
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	76	0	93,57	100,00	93,65	93,65	96,72
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	94	0	92,14	100,00	92,26	92,26	95,98
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	55	0	95,14	100,00	95,32	95,32	97,61
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	68	0	94,13	100,00	94,28	94,28	97,06

Tab. 10: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Coiflet čtvrtého řádu.

Záznam	TP	FP	FN	+ 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	2	4	99,46	99,64	99,82	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	7	10	98,48	99,12	99,38	98,51	99,25
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	7	9	98,57	99,20	98,59	98,59	99,29
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	31	11	96,23	99,03	97,31	96,39	98,16
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	31	13	96,05	98,85	97,31	96,22	98,08
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	18	4	98,01	99,64	98,42	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	8	12	98,21	98,94	99,29	98,25	99,12
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	24	14	96,86	98,77	97,90	96,72	98,33
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	8	13	98,11	98,85	99,29	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	25	14	96,47	98,77	97,82	96,64	98,29
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	38	11	95,62	99,03	96,72	95,81	97,86
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	32	14	95,86	98,77	97,22	96,06	97,99
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	19	7	97,64	99,38	98,33	97,73	98,85
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	19	7	97,65	99,38	98,33	97,73	98,85
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	18	3	98,10	99,73	98,42	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	37	0	96,64	100,00	96,80	96,80	98,38
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	20	2	98,01	99,82	98,25	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	21	4	97,74	99,64	98,16	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	47	0	95,78	100,00	95,98	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	23	2	97,74	99,82	97,99	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	14	18	97,13	98,42	98,77	97,22	98,59
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	15	21	96,77	98,16	98,68	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	47	0	95,77	100,00	95,98	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	25	9	96,94	99,20	97,82	97,06	98,51
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	29	8	96,68	99,29	97,48	96,80	98,38
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	45	0	95,92	100,00	96,14	96,14	98,03
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	62	0	94,41	100,00	94,76	94,76	97,31
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	49	0	95,59	100,00	95,81	95,81	97,86
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	20	4	97,82	99,64	98,25	97,90	98,94
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	21	4	97,72	99,64	98,16	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	55	0	94,98	100,00	95,32	95,32	97,61
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	21	3	97,81	99,73	98,16	97,90	98,94
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	66	0	94,07	100,00	94,44	94,44	97,14
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	24	3	97,54	99,73	97,90	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	63	0	94,32	100,00	94,68	94,68	97,27
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	47	0	95,76	100,00	95,98	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	51	0	95,38	100,00	95,65	95,65	97,78

Tab. 11: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Symlet čtvrtého řádu.

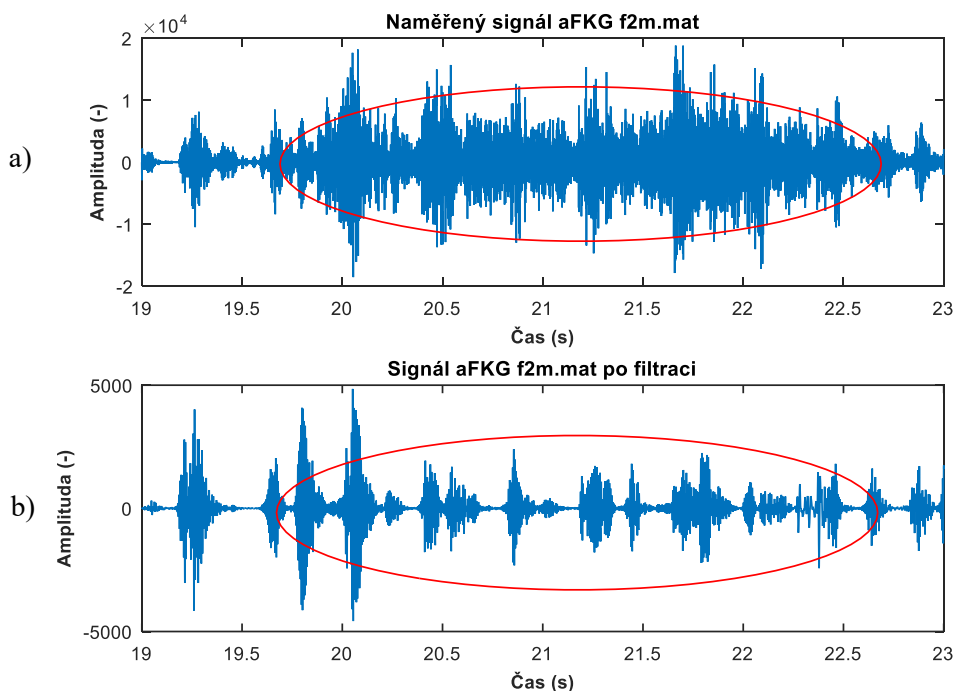
Záznam	TP	FP	FN	+ - 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	57	6	94,38	99,47	95,16	94,68	97,27
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	57	9	94,09	99,20	95,16	94,44	97,14
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	42	7	95,60	99,38	96,39	95,81	97,86
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	17	3	98,20	99,73	98,51	98,25	99,12
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	17	2	98,29	99,82	98,51	98,33	99,16
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	23	0	97,92	100,00	97,99	97,99	98,98
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	29	6	96,86	99,47	97,48	96,97	98,46
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	22	0	98,00	100,00	98,08	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	64	10	93,36	99,12	94,60	93,81	96,80
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	28	0	97,47	100,00	97,56	97,56	98,77
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	20	0	98,21	100,00	98,25	98,25	99,12
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	18	0	98,38	100,00	98,42	98,42	99,20
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	36	0	96,75	100,00	96,89	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	25	0	97,74	100,00	97,82	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	27	0	97,56	100,00	97,65	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	51	0	95,47	100,00	95,65	95,65	97,78
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	21	1	97,99	99,91	98,16	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	32	0	97,10	100,00	97,22	97,22	98,59
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	61	0	94,64	100,00	94,84	94,84	97,35
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	40	0	96,39	100,00	96,55	96,55	98,25
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	17	7	97,84	99,38	98,51	97,90	98,94
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	19	5	97,84	99,56	98,33	97,90	98,94
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	45	0	95,93	100,00	96,14	96,14	98,03
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	18	1	98,29	99,91	98,42	98,33	99,16
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	26	0	97,68	100,00	97,73	97,73	98,85
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	51	0	95,43	100,00	95,65	95,65	97,78
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	73	0	93,62	100,00	93,89	93,89	96,85
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	53	0	95,24	100,00	95,49	95,49	97,69
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	31	0	97,19	100,00	97,31	97,31	98,64
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	32	0	97,11	100,00	97,22	97,22	98,59
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	69	0	93,88	100,00	94,20	94,20	97,01
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	38	0	96,57	100,00	96,72	96,72	98,33
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	71	0	93,73	100,00	94,04	94,04	96,93
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	34	0	96,90	100,00	97,06	97,06	98,51
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	76	0	93,73	100,00	93,65	93,65	96,72
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	56	0	94,96	100,00	95,24	95,24	97,56
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	53	0	95,21	100,00	95,49	95,49	97,69

## 9 Hodnocení testování na reálných datech

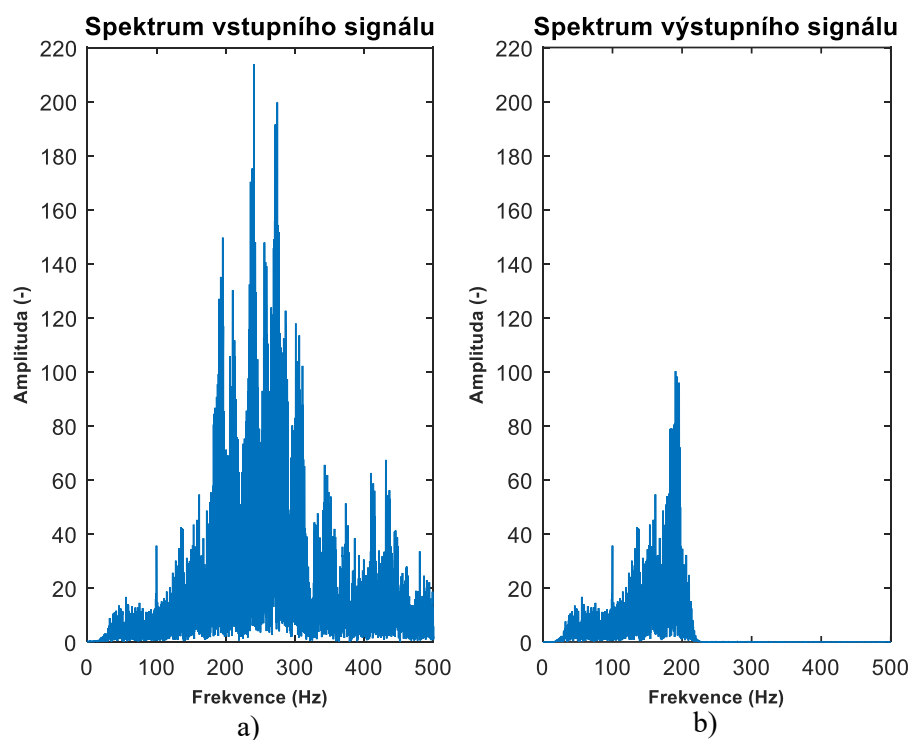
V této části práce bylo provedeno testování na reálných datech z databáze s více než 90 záznamy. U všech těchto záznamů není k dispozici referenční signál, který je velmi obtížný získat (signál by musel být snímán senzorem s mikrofonem přímo na srdci plodu). Z tohoto důvodu je provedeno pouze subjektivní hodnocení kvality filtrace vizuální kontrolou signálu před a po provedení metod. Druhou kontrolou je poslech zvukového záznamu, čili subjektivní porovnání výsledků z tohoto poslechu. Ovšem tyto subjektivní porovnání (hodnocení) mohou být ovlivněny lidskou chybou, kdy pozorovatel (hodnotitel) špatně posoudí dosažené výsledky.

Při poslechu záznamů z databáze lze slyšet, že signály nejsou snímány dostatečně kvalitně a za dostatečně vhodných podmínek. Kromě složek S1 a S2, signály obsahují mnoho šumu v podobě hluku okolního prostředí, kdy je v signálech slyšet např. mluvení lidí v pozadí, či křik malých dětí, nebo také pohyb senzoru na břišní oblasti matky. Všechny tyto složky se objevují ve snímaném signálu aFKG.

Z testování na reálných dat bylo zpozorováno, že filtrace pomocí FIR filtru s pásmem používaným u syntetických dat (20 až 110 Hz) poskytuje neuspokojivé výsledky oproti vlnkové transformaci, která dosahovala mnohem kvalitnějších výsledků. Testováním na reálných datech bylo zjištěno, že je vhodnější použít pásmo filtru 20 až 200 Hz. Použitá vzorkovací frekvence je 16000 a řád filtru je 1000. Na Obr. 39 je reálný záznam *f2m.mat*. Pomocí vizuální kontroly lze zjistit, že filtrace zredukovala okolní šum v signálu. Kvalitu lze rovněž posoudit i poslechem signálu před a po filtraci, kde lze slyšet jen srdeční ozvy se zbytkovým šumem. Na Obr. 39 je zobrazena část signálu, která obsahovala šum vzniklý pohybem senzoru (v červeně vyznačeném místě). Na Obr. 40 je zobrazeno spektrum, kde lze pozorovat propuštění zvoleného pásma se srdečními ozvami. Filtrace tento šum odstranila a tím se zvýraznily srdeční ozvy.



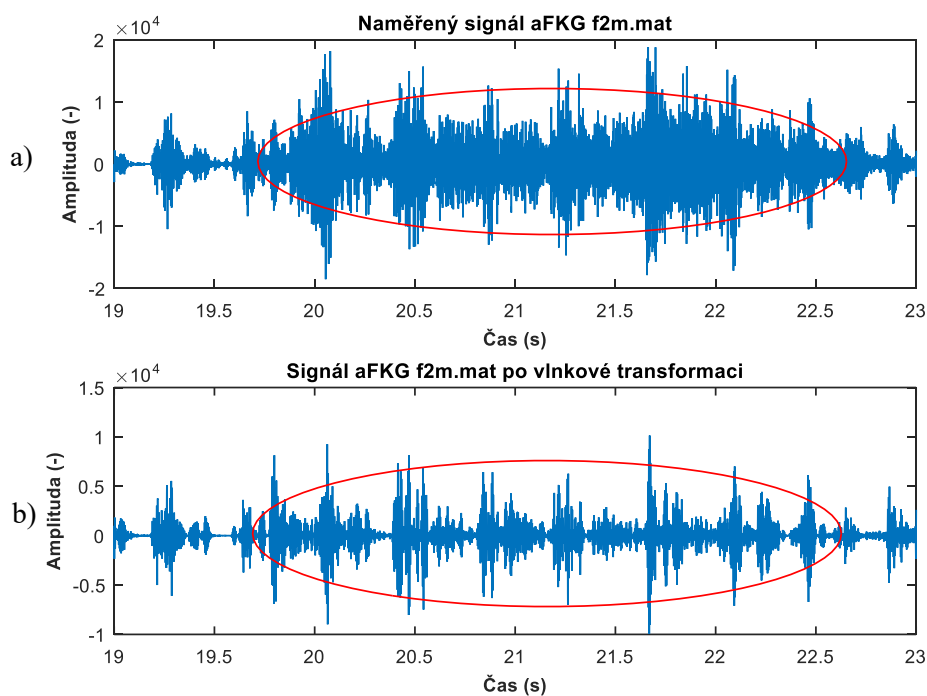
Obr. 39: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



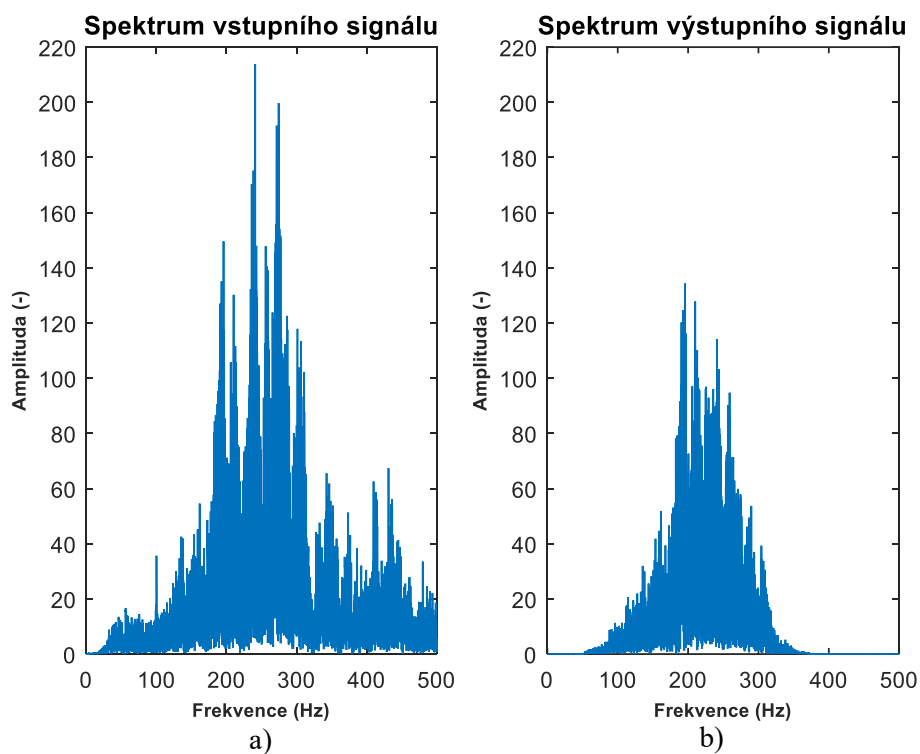
Obr. 40: Spektra signálu *f2m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.

Testováním bylo zjištěno, že oproti testování na syntetických datech, je vhodnější použít jako mateřskou vlnku rovněž typ Coiflet čtvrtého řádu, ale se stupněm rozkladu 6. Při použití tohoto stupně rozkladu, vlnková transformace poskytuje odstranění okolního šumu, které jsou způsobeny výše zmíněnými důvody. Rozklad se stupněm 4, který byl použit u syntetických dat, poskytoval špatné výsledky. Signál i po provedení metody zůstával stále nekvalitní, a proto byl použit jiný stupeň rozkladu. Jako příklad je na Obr. 41 zobrazen stejný signál reálného záznamu *f2m.mat*. Tento signál po provedení WT poskytuje kvalitní signál s viditelnými údery S1. Lze vidět, že je stále přítomen šum, který již není tak značný jako před provedením algoritmu. Pro kontrolu filtrace metodou sloužil poslech signálu před a po filtraci, kde lze slyšet srdeční ozvy se značně odstraněným šumem. Na Obr. 42 jsou zobrazeny spektra signálů a lze zpozorovat, že se zredukovaly amplitudy komponent a je propuštěno jen určité pásmo signálu, které obsahuje srdeční ozvy.

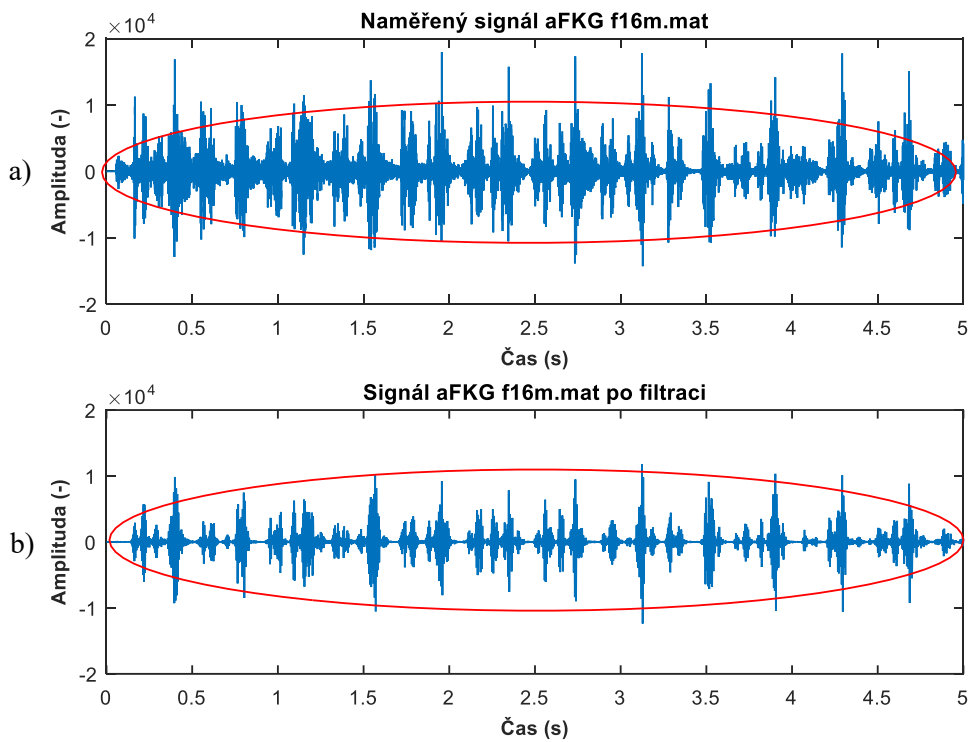
Na Obr. 43 je zobrazena část signálu *f16m.mat* před a po filtraci FIR filtrem. Tato část signálu obsahuje kromě srdečních ozev i lidskou řeč, která je v záznamu slyšet, a proto se projevuje i v signálu. Podobně jako v předešlém případě, i tady lze vidět značný pokles šumu v signálu. U spekter, viz Obr. 44, lze rovněž vidět pokles amplitudy a je propuštěno rovněž určité pásmo signálu. Protože se lidská řeč pohybuje od 300 Hz po 3400 Hz, lze ji snadno potlačit, neboť leží mimo požadované pásmo. Pro kontrolu rovněž sloužil poslech záznamů, ze kterého jdou slyšet srdeční ozvy plodu a také odstranění šumu a hluku, který zvukový záznam obsahoval. V signálu ovšem stále zůstává malý šum, protože záznamy jsou značně nekvalitní a pořízeny za nevhodných podmínek. Obr. 45 a Obr. 46 zobrazují výsledky po aplikaci WT na tento signál, kdy došlo k obdobnému výsledku. Příloha C obsahuje další vybrané části signálů a jejich filtrace FIR filtrem a vlnkovou transformací.



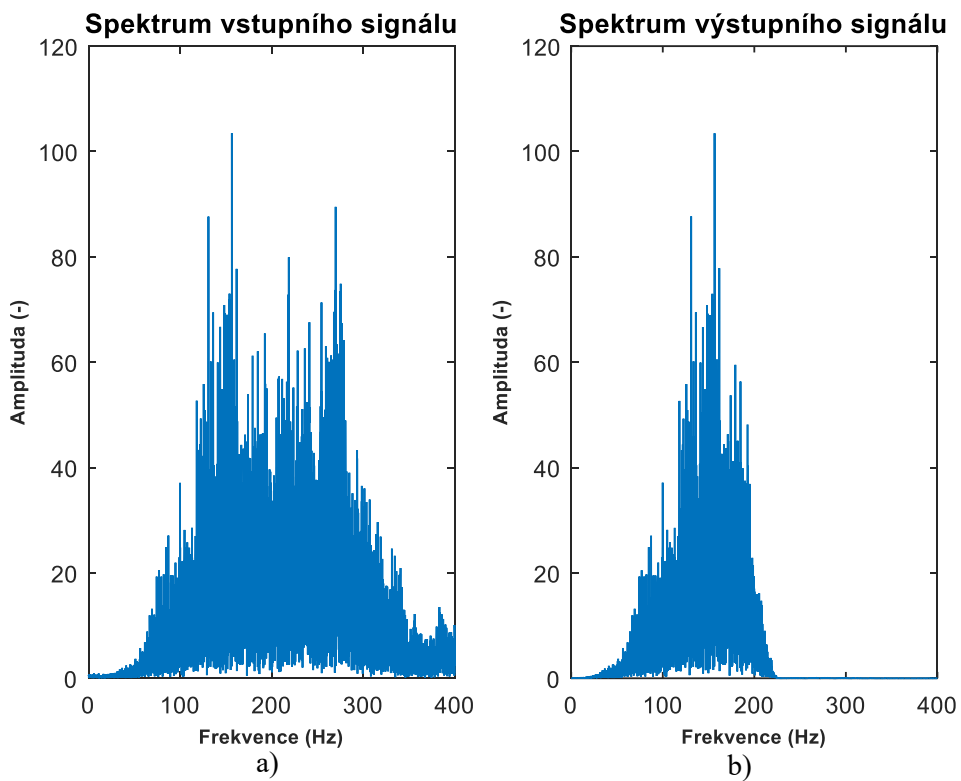
Obr. 41: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



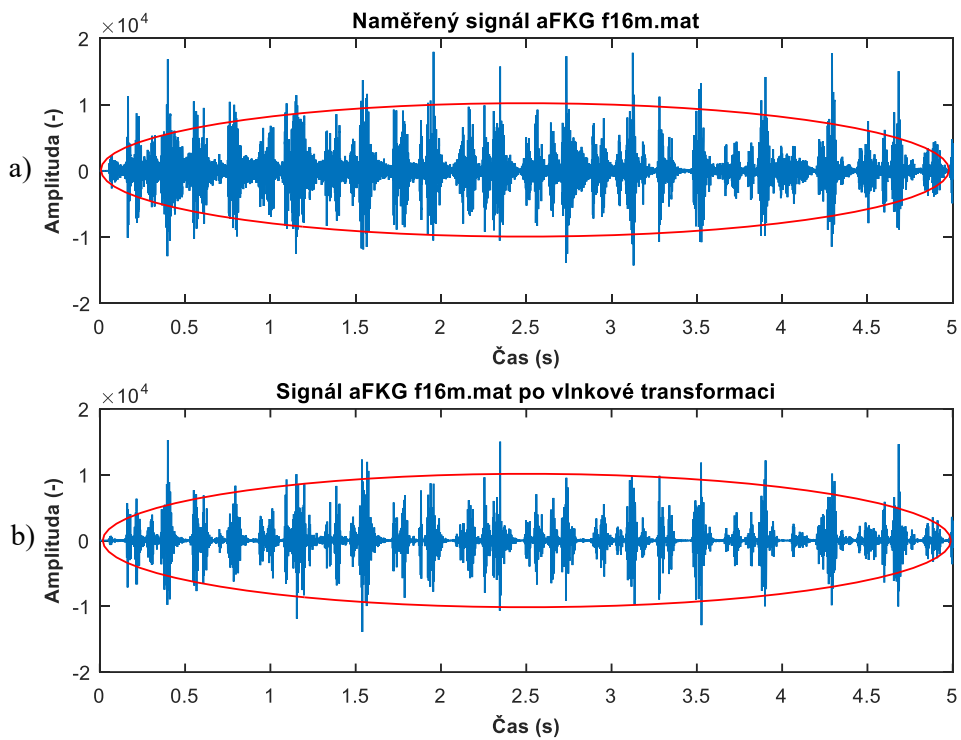
Obr. 42: Spektra signálu *f2m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.



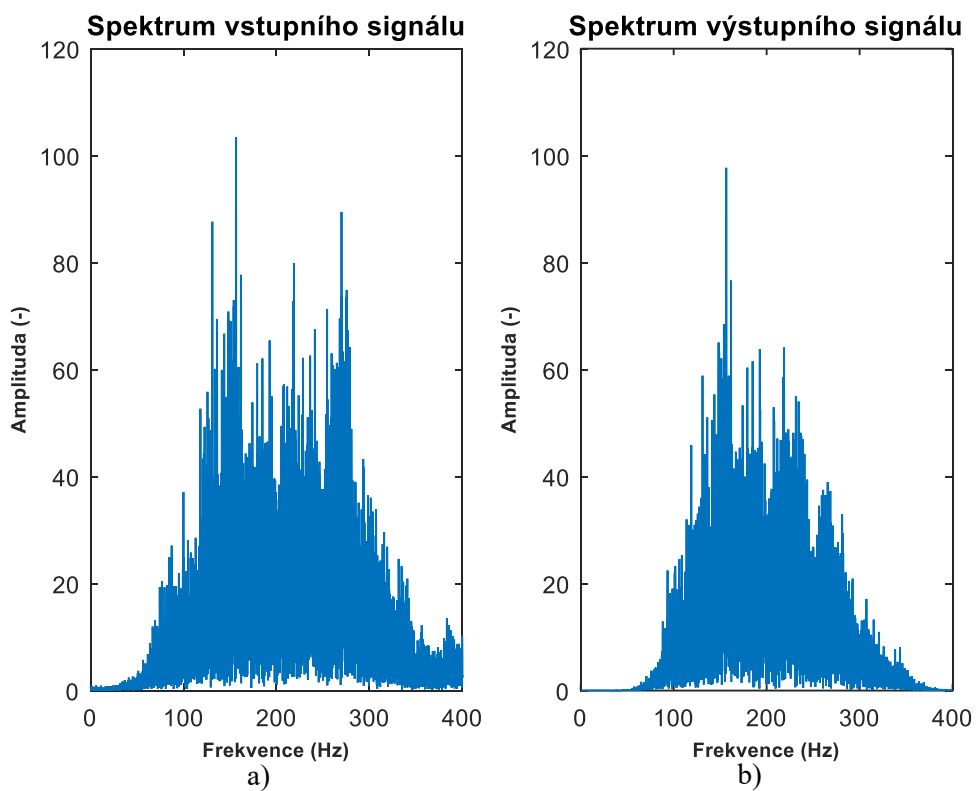
Obr. 43: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



Obr. 44: Spektra signálu *f16m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.



Obr. 45: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



Obr. 46: Spektra signálu *f16m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.



## 10 Diskuze a srovnání dosažených výsledků

Zhodnotí-li se výsledky dosažené testováním na syntetických a reálných datech, lze říci, že použité metody přispívají ke zlepšení extrakce fFKG ze zašuměného aFKG signálu. Metody na syntetických datech do jisté míry redukuje šum obsažený v signálu, ovšem k úplné eliminaci nikdy nedojde zvláště u horších signálů. Následný filtrovaný signál je však vhodný ke stanovení plodové tepové frekvence. Obsahuje-li značné množství šumu, extrakce fFKG signálu je poté obtížnější než u kvalitnějších signálů. To může zapříčinit nesprávné stanovení fHR a průběhu fHR v čase. Statistická analýza a Bland-Altmanova statistika ukazuje, že čím horší je signál v souvislosti se SNR, tím je také horší extrakce fFKG signálu. U testování reálných dat, proběhla pouze vizuální a poslechová kontrola záznamů z důvodu absence referenčního signálu. Lepších výsledků dosáhla vlnková transformace oproti filtraci pomocí filtru typu FIR. Ovšem vzhledem k tomu, že dostupná data nejsou příliš kvalitní z důvodu snímání za špatných podmínek či nesprávného umístění senzoru, není dosaženo kvalitních výsledků. Oběma metodami však lze dosáhnout viditelného i poslechového zlepšení (např. odstranění lidské řeči či šum vzniklý pohybem senzoru). Na testování na reálných datech má i vliv stáří plodu. V průběhu těhotenství tepová frekvence postupně roste a ustálí se až v 18. týdnu. Ovšem nejvhodnější je snímání srdečních ozvev od 36. týdne těhotenství, kdy jsou srdeční ozvy nejvíce slyšitelné. K provedení byl použit notebook značky Lenovo typu Z580, který byl dostačující k testování těchto dat, ale potřebné časy pro jednotlivé metody byly mnohdy poměrně vysoké.

Vzhledem k tomu, že v současné době bohužel není dostatek vhodných databází s kvalitními záznamy, by budoucí výzkum, v návaznosti na literaturu a rešerši o fFKG, mohl směřovat k vytvoření syntetických dat (odpovídající charakteru reálných dat) pro vícekanálové metody, jako jsou metody ICA nebo PCA atd., které dle publikací a rešerše poskytují slibné výsledky. Dále by budoucí výzkum mohl směřovat k vývoji vícekanálového senzoru ke snímání, který by poskytoval reálná data k testování těchto metod. Například by se snímaly srdeční ozvy matky i plodu zároveň a poté by tyto signály mohly být použity systémem adaptivních metod (LMS, RLS) s vhodným předzpracováním. Problém s referenčním signálem k reálným záznamům by mohl být vyřešen například kontinuálním snímáním fEKG, ze kterého by se stanovila tepová frekvence, nebo použitím klasického CTG jako reference k měření a testování signálů snímaných pomocí elektrických stetoskopů či senzorů s mikrofonem. Inovativním řešením by mohlo být využití optických senzorů (interferometrické senzory) k extrakci fFKG signálu z mMKG signálů s adaptivní filtrací (LMS) pro kontinuální monitorování fHR.

## Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit a shrnout rešerši současného stavu v oblasti plodové fonokardiografie z poznatků výzkumu a odborných článků o problematice zpracování fFKG. Základem bylo zvolení dvou metod, které se následně otestovaly na syntetických a reálných datech. Cílem této práce byla extrakce fFKG ze záznamu snímaného na břišní oblasti matky. Na základě vypracované rešerše byly zvoleny dvě metody a to filtrace signálu pomocí filtru typu FIR a vlnková transformace. Tyto dvě metody byly podrobně matematicky popsány, dále byly popsány syntetické a reálné záznamy z databází, které byly použity k testování těchto vybraných metod. Dále byl popsán vytvořený softwarový systém v programu MATLAB. Tento program slouží k testování vybraných metod na těchto datech, k vizuální a poslechové kontrole úspěšnosti. Byly popsány hodnotící parametry, jako je stanovení plodové tepové frekvence a SNR.

V první části experimentů bylo testování na 37 syntetických záznamech, které modelovaly fFKG signály se zvyšujícím se šumem. U každého signálu proběhla filtrace FIR filtrem se třemi řády filtru 100, 500 a 1000. Dle rešerše a publikací byla použita pásmová propust od 20 do 110 Hz. U vlnkové transformace bylo použito tří vlnek typu Coiflet, Symlet a Daubechies čtvrtého řádu se stupněm rozkladu 4. Nejprve byla stanovena hodnota SNR vstupního signálu na základě vytvořeného referenčního signálu. Po jednotlivých filtracích byly stanoveny výstupní hodnoty SNR, které se ve většině případů lišily jen minimálně. Proto byla provedena statistická analýza a Bland-Altmanova statistika. Ke stanovení hodnoty fHR a vykreslení průběhu byl použit Pan-Tompkinsův algoritmus. Obě metody u méně zašuměných signálů dosahovaly uspokojivých výsledků, kdy téměř kopírovali průběh referenčního signálu a stanovily stejné hodnoty fHR. Ovšem čím více šumu signály obsahovaly, tím horší byla filtrace i vykreslení průběhů. U metody WT, na rozdíl od filtrace FIR filtrem, kdy filtr propustil pouze požadované frekvenční pásmo, se měnila i amplituda filtrovaného signálu a docházelo k odstranění šumu i v požadovaném pásmu. Celkově výsledný signál po WT byl více vyhlazený a obsahoval méně šumu, než filtrace FIR filtrem, což bylo zpozorováno po vizuální kontrole. Důkazem je tomu i aplikování metod na horší signály v souvislosti SNR, kdy WT dosahovala lepších výstupních hodnot SNR. U několika záznamů byly hodnoty  $\pm 1,96$  SD ve statistice menší než 95%, proto lze říci, že metody zde nepracují dobře. V souvislosti průběhů fHR v čase, lze tvrdit, že čím méně je záznam kvalitní a čím více šumu obsahuje, tím více je metoda nepřesná. Ovšem při výpočtu fHR tyto metody poskytují velice uspokojivé výsledky a lze tedy říci, že metody filtrace pomocí FIR filtru a vlnkové transformace vhodné na zpracování tohoto typu signálu.

V další části této práce probíhalo testování na reálných záznamech z klinické praxe. Vzhledem k tomu, že není k dispozici k jednotlivým záznamům referenční signál, nelze provést statistickou analýzu. Proto byla provedena pouze vizuální a poslechová kontrola signálu před a po filtracích. Obě metody dosahovaly slibných výsledků, kdy docházelo k značnému odstranění šumu v signálu, což mělo za následek vizuálního a poslechového zlepšení. Byly vybrány části s různým typem šumu, jako je pohyb senzoru, lidská řeč v pozadí nebo křik malých dětí či pípání, na které byly aplikovány metody. Výsledky byly následně popsány. Z testování na reálných datech bylo potvrzeno, že tyto zvolené metody jsou vhodné ke zpracování signálu.

V budoucnu by mohly být tyto metody využity v klinické praxi. Pro vylepšení softwaru by mohl být naprogramován algoritmus pro vícekanalové metody. Vylepšením těchto metod s kombinací s ostatními metodami a jinými typy signálu (např. fEKG a další) společně s pokrokem ve vědě a výzkumu by mohlo

být dosaženo vytvoření monitorovacího zařízení, který by se mohl stát moderním nástrojem sledování vitálních funkcí plodu.

## Použitá literatura

- [1] SAMENI, R. a G. D. CLIFFORD. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. ISBN 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné také z: <http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOPETJ-3-4>.
- [2] Obgyn.net [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.obgyn.net/obgyn-ultrasound/embryonic-heart-rates-compared-assisted-and-non-assisted-pregnancies>
- [3] RUFFO, Mariano. Foetal heart rate recording: analysis and comparison of different methodologies. 2011. Disertační práce. Alma Mater Studiorum – Università di Bologna.
- [4] Modrý Koník [online]. [cit. 2018-4-26]. Dostupné z: <https://www.modrykonik.cz/poloha-plodu/>
- [5] Wikimedia Commons [online]. [cit. 2018-4-26]. Dostupné z: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Blausen\\_0747\\_Pregnancy.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Blausen_0747_Pregnancy.png)
- [6] SliderPlayer: Anatomy And Physiology of Pregnancy, Chapter 14 [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://slideplayer.com/slide/4075033/#>
- [7] CHOURASIA, J., V. CHOURASIA a A. K. MITTRA. Prenatal Detection of Congenital Heart Defects: Study & Comparative Analysis of Existing Techniques. ISSN 2321 -9017. Dostupné také z: [http://www.academia.edu/32441336/Prenatal\\_Detection\\_of\\_Congenital\\_Heart\\_Defects\\_Study\\_and\\_Comparative\\_Analysis\\_of\\_Existing\\_Techniques](http://www.academia.edu/32441336/Prenatal_Detection_of_Congenital_Heart_Defects_Study_and_Comparative_Analysis_of_Existing_Techniques)
- [8] BALOGH, A. T., F. KOVÁCS a T. ROSKA. Analysis of the Heart Sounds and Murmurs of Fetuses and Preterm Infants. DOI: 10.15774/PPKE.ITK.2012.001.
- [9] KOVÁCS, F., K. KÁDÁR, G. HOSSZÚ, Á. T. BALOGH, T. ZSEDROVITS, N. KERSNER, A. NAGY a Gy. JENEY. Screening of Congenital Heart Diseases with Fetal Phonocardiography. International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/279931831\\_Screening\\_of\\_Congenital\\_Heart\\_Diseases\\_with\\_Fetal\\_Phonocardiography](https://www.researchgate.net/publication/279931831_Screening_of_Congenital_Heart_Diseases_with_Fetal_Phonocardiography)
- [10] 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>
- [11] ADITHYA, P. C., R. SANKAR, W. A. MORENO a S. HART. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. DOI: 10.1016/j.bspc.2016.11.007. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809416301859?via%3Dihub>

- [12] RUFFO, Mariano. Foetal heart rate recording: analysis and comparison of different methodologies. 2011. Disertační práce. Alma Mater Studiorum – Università di Bologna.
- [13] Wikiskripta [online]. [cit. 2018-04-26].  
Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Srdeční\\_šelesty](https://www.wikiskripta.eu/w/Srdeční_šelesty)
- [14] NAGEL, J.. New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*. DOI: 10.1016/0028-2243(86)90163-2. ISSN 03012115. Dostupné z:  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0028224386901632>
- [15] JIMENÉZ-GONZÁLEZ, A. a JAMES, C. J.. Extracting sources from noisy abdominal phonograms: a single-channel blind source separation method.  
DOI:10.1007/s11517-009-0474-8
- [16] 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>
- [17] FREEMAN, R. K. a T. J. GARITE. *Fetal Heart Rate Monitoring*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN 0781735246, 9780781735247.
- [18] JABLOUN, M., P. RAVIER, O. BUTTELLI, R. LÉDÉE, R. HARBA a L. -D. NGUYEN. A generating model of realistic synthetic heart sounds for performance assessment of phonocardiogram processing algorithms. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2013. s. 455-465. ISSN 1746-8094. DOI: 10.1016/j.bspc.2013.01.002
- [19] AL-QAZAZ, N. K., I. F. ABDULAZEZ a S. A. RIDHA. Simulation Recording of an ECG, PCG, and PPG for Feature Extractions. *Al-Khwarizmi Engineering Journal* [online]. 2014 [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <https://www.iasj.net/iasj?func=fulltext&aId=96571>
- [20] Clinical Gate [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <https://clinicalgate.com/cardiac-cycle-control-and-synchronicity/>
- [21] RICHESON, W. E., W. K. HAGAN, R. W. STANDER, T. P. BARDEN a J. F. THOMPSON. A transducer for intra-uterine fetal phonocardiography. DOI: 10.1007/BF02484217. ISSN 1741-0444. Dostupné z:  
<https://link.springer.com/article/10.1007%2FBF02484217>
- [22] ZUCKERWAR, A. J., R. A. PRETLOW, J. W. STOUGHTON a D. A. BAKER. Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. DOI: 10.1109/10.245618. ISSN 00189294.  
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/245618/>
- [23] GOOVAERTS, H. G., H. P. VAN GEIJN a O. ROMPELMAN. An Inductive Sensor For Recording Of Fetal Movements And Sounds. In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Volume 13*. DOI: 10.1109/IEMBS.1991.684669. ISBN 0-7803-0216-8. Dostupné z:  
<http://ieeexplore.ieee.org/document/684669/>

- [24] Fetaphon feeling safer every day [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.fetaphon.com/en/>
- [25] [MATIS] my baby's beat [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://mybabysbeat.com/>
- [26] BabyScope [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://babyscopeapp.com/>
- [27] It takes a village [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://ittakesavillage.tips/baby-heartbeat-monitor/>
- [28] UnbornHeart Fetal Doppler (iOS, Android) [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.unbornheart.com/>
- [29] RUFFO, M., M. CESARELLI, M. ROMANO, P. BIFULCO a A. FRATINI. An algorithm for FHR estimation from foetal phonocardiographic signals. *Biomedical Signal Processing and Control*. DOI: 10.1016/j.bspc.2010.02.002. ISSN 17468094. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809410000078>
- [30] PhysioBank Databases [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <https://www.physionet.org/physiobank/database/>
- [31] Stethoscope Sound Review [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <https://www.stethoscopesoundreview.com/fetal-stethoscope/>
- [32] MyStethoscope [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: [https://www.mystethoscope.com/index.php?\\_route\\_=stethoscope-faq.html](https://www.mystethoscope.com/index.php?_route_=stethoscope-faq.html)
- [33] Apex Healthcare | 08033769260 [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://apexhealthcareblr.in/stethoscope-the-stethoscope-is-an-acoustic-medical-device-for-auscultation-or-listening-to-the-internal-sounds-of-a-human-body-it-is-often-used-to-lis/b212>
- [34] TelehealthTechnology [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.telehealthtechnology.org/toolkits/electronic-stethoscopes/about-electronic-stethoscopes/technology-overview>
- [35] VARADY, P. Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic records. In: 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. DOI: 10.1109/IEMBS.2001.1020582. ISBN 0-7803-7211-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1020582/>
- [36] TALBERT, D. G., W. L. DAVIES, F. JOHNSON, N. ABRAHAM, N. COLLEY a D. P. SOUTHALL. Wide Bandwidth Fetal Phonography Using a Sensor Matched to the Compliance of the Mother's Abdominal Wall. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. DOI: 10.1109/TBME.1986.325850. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122257/>
- [37] MESSER, S. R., J. AGZARIAN a D. ABBOTT. Optimal wavelet denoising for phonocardiograms. *Microelectronics Journal*. DOI: 10.1016/S0026-2692(01)00095-7. ISSN 00262692. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0026269201000957>

- [38] PRETLOW III, R. A. a J. W. STOUGHTON. Signal processing methodologies for an acoustic fetal heart rate monitor. Dostupné z: <https://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19920024581.pdf>
- [39] KOVACS, F. a M. TOROK. An improved phonocardiographic method for fetal heart rate monitoring. In: Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. DOI: 10.1109/IEMBS.1998.746915. ISBN 0-7803-5164-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/746915/>
- [40] UPADHYAY, N. a A. KARMAKAR. Speech Enhancement using Spectral Subtraction-type Algorithms: A Comparison and Simulation Study. Procedia Computer Science. DOI: 10.1016/j.procs.2015.06.066. ISSN 18770509. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050915013903>
- [41] CHEN, J., K. PHUA, Y. SONG a L. SHUE. A portable phonocardiographic fetal heart rate monitor. In: 2006 IEEE International Symposium on Circuits and Systems. DOI: 10.1109/ISCAS.2006.1693041. ISBN 0-7803-9389-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1693041/>
- [42] JIMENEZ, A., S. CHARLESTON, M. PENA, T. ALJAMA a R. ORTIZ. Performance of the Hilbert transform in fetal phonocardiography for cardiogram generation. In: Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference. DOI: 10.1109/IEMBS.1999.802375. ISBN 0-7803-5674-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/802375/>
- [43] KOSA, E., A. T. BALOGH, B. UVEGES a F. KOVACS. Heuristic method for heartbeat detection in fetal phonocardiographic signals. In: 2008 International Conference on Signals and Electronic Systems. DOI: 10.1109/ICSES.2008.4673401. ISBN 978-83-88309-47-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4673401>
- [44] GOOVAERTS, H. G., H. P. VAN GEIJN a O. ROMPELMAN. An Inductive Sensor For Recording Of Fetal Movements And Sounds. DOI: 10.1109/IEMBS.1991.684669. ISBN 0-7803-0216-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/684669/>
- [45] PRETLOW, R. A. a J. W. STOUGHTON. Signal processing methodologies for an acoustic fetal heart rate monitor [microform]: final report for the period January 1, 1988 to September 30, 1991.
- [46] Elektrevue: Adaptivní filtrace zašuměných řečových signálů [online]. [cit. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.elektrevue.cz/clanky/02063/index.html>
- [47] ADITHYA, P. C., R. SANKAR, W. A. MORENO, M. A. CAIN, S. HART, M. SIMOES a C. A. REYES. Fetal Monitoring through Phonocardiography. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/profile/Prashanth\\_Chetlur\\_Adithya/publication/280716218\\_Fetal\\_Monitoring\\_through\\_Phonocardiography/links/55c222e308aeca747d5dc5fe/Fetal-Monitoring-through-Phonocardiography.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Prashanth_Chetlur_Adithya/publication/280716218_Fetal_Monitoring_through_Phonocardiography/links/55c222e308aeca747d5dc5fe/Fetal-Monitoring-through-Phonocardiography.pdf)
- [48] BALOGH, Á. T. a F. KOVÁCS. Application of phonocardiography on preterm infants with patent ductus arteriosus. DOI: 10.1016/j.bspc.2011.05.009. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809411000498?via%3Dihub>

- [49] KOVÁCS, F., C. HORVÁTH, Á. T. BALOGH a G. HOSSZÚ. Extended Noninvasive Fetal Monitoring by Detailed Analysis of Data Measured With Phonocardiography. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. DOI: 10.1109/TBME.2010.2071871. ISSN 0018-9294.  
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5560762/>
- [50] WARBHE, A. D., R. V. DHARASKAR a B. KALAMBHE. A Single Channel Phonocardiograph Processing Using EMD, SVD, and EFICA. In: 2010 3rd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology. DOI: 10.1109/ICETET.2010.171. ISBN 978-1-4244-8481-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5698392/>
- [51] JIMENEZ-GONZALEZ, A. a C. J. JAMES. Source separation of Foetal Heart Sounds and maternal activity from single-channel phonograms: A temporal independent component analysis approach. In: 2008 Computers in Cardiology. DOI: 10.1109/CIC.2008.4749200. ISBN 978-1-4244-3706-1.  
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4749200/>
- [52] JIMENEZ-GONZALEZ, A. a C. J. JAMES. De-noising the abdominal phonogram for foetal heart rate extraction: Blind source separation versus empirical filtering. In: 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609761. ISBN 978-1-4577-0216-7.  
Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6609761/>
- [53] NOORZADEH, S., B. RIVET a P.-Y. GUMERY. A multi-modal approach using a non-parametric model to extract fetal ECG. In: 2015 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP). IEEE, 2015, s. 832-836. DOI: 10.1109/ICASSP.2015.7178086. ISBN 978-1-4673-6997-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7178086/>
- [54] PENA C., M. A., R. GONZALEZ C., T. ALJAMA C., S. CARRASCO S., R. ORTIZ P., C. G. VARGAS a G. VALENCIA. Comparison of abdominal ECG and phonocardiography for instantaneous fetal heart rate detection. DOI: 10.1109/IEMBS.1995.575031. ISBN 0-7803-2475-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/575031/>
- [55] NIGAM, V. a R. PRIEMER. Online non-invasive fetal sound analysis. DOI: 10.1109/EIT.2004.4569381. ISBN 978-0-7803-8750-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4569381/>
- [56] CHOURASIA, V. S., A. K. TIWARI a R. GANGOPADHYAY. A novel approach for phonocardiographic signals processing to make possible fetal heart rate evaluations. ISSN 1051-2004. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2014.03.009>.
- [57] HAMPL, L. Číslíková filtrace - Výuková simulace. Brno, 2016. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Soňa Šedivá, Ph.D.  
Dostupné také z: [https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/60520/HAMPL\\_Luk%C3%A1%C5%A1\\_2016.pdf?sequence=2](https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/60520/HAMPL_Luk%C3%A1%C5%A1_2016.pdf?sequence=2)



- [58] STROUHAL, A. Úzkopásmové filtry pro signály EKG. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [59] 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. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2013/505840/>
- [60] CESARELLI, M., M. RUFFO, M. ROMANO a P. BIFULCO. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. Computer Methods and Programs in Biomedicine. DOI: 10.1016/j.cmpb.2011.11.008. ISSN 01692607. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260711003130>
- [61] SAMIEINASAB, M. a R. SAMENI. Fetal phonocardiogram extraction using single channel blind source separation. In: 2015 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering. DOI: 10.1109/IranianCEE.2015.7146186. ISBN 978-1-4799-1972-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7146186/>
- [62] 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/>.
- [63] 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.
- [64] BLAND, J. M., D. G. ALTMAN. Measuring agreement in method comparison studies. Stat. Methods Med. Res. 1999.

## **Příloha A**

K této práci je přiloženo CD, které obsahuje syntetická data z databáze, reálná data z databáze. Dále obsahuje navržený software s jednotlivými funkcemi programu pro GUI. Tyto programy a funkce byly vytvořeny v programu MATLAB R2015a. CD obsahuje i textovou část diplomové práce v PDF/A.

## **Příloha B**

V této příloze jsou tabulky statistického vyhodnocení. Tabulky obsahují název záznamu a vypočítané hodnoty statistické analýzy a Bland-Altmanovy statistiky. Tab. 12 obsahuje vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 500 a Tab. 13 obsahuje statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Daubechies čtvrtého řádu.

Tab. 12: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí FIR filtru s řádem 500.

Záznam	TP	FP	FN	+ - 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	4	1	99,55	99,91	99,64	99,56	99,78
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	4	1	99,55	99,91	99,64	99,56	99,78
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	4	2	99,46	99,82	99,64	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	5	4	99,20	99,64	99,56	99,20	99,60
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	5	6	99,01	99,47	99,56	99,03	99,51
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	18	7	97,76	99,38	98,42	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	3	3	99,46	99,73	99,73	99,47	99,73
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	17	10	97,58	99,12	98,51	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	4	6	99,10	99,47	99,64	99,12	99,56
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	29	8	96,69	99,29	97,48	96,80	98,38
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	5	6	99,02	99,47	99,56	99,03	99,51
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	7	6	98,84	99,47	99,38	98,85	99,42
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	37	9	95,87	99,20	96,80	96,06	97,99
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	23	10	97,04	99,12	97,99	97,14	98,55
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	23	8	97,23	99,29	97,99	97,31	98,64
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	30	0	97,31	100,00	97,39	97,39	98,68
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	33	12	95,97	98,94	97,14	97,14	98,03
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	44	14	94,78	98,77	96,22	95,08	97,48
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	49	0	95,66	100,00	95,81	95,18	97,86
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	29	11	96,41	99,03	97,48	96,55	98,25
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	9	5	98,75	99,56	99,20	98,77	99,38
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	10	6	98,57	99,47	99,12	98,59	99,29
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	36	0	96,78	100,00	96,89	96,89	98,42
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	7	11	98,38	99,03	99,38	98,42	99,20
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	6	12	98,38	98,94	99,47	98,42	99,20
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	38	0	96,60	100,00	96,72	96,72	98,33
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	65	0	94,35	100,00	94,52	94,52	97,18
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	49	0	95,64	100,00	95,81	95,81	97,86
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	31	16	95,77	98,59	97,31	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	35	16	95,40	98,59	96,97	95,65	97,78
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	69	0	93,90	100,00	94,20	94,20	97,01
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	28	6	96,95	99,47	97,56	97,06	98,51
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	77	0	93,36	100,00	93,57	93,57	96,68
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	20	2	98,01	99,82	98,25	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	76	0	93,43	100,00	93,65	93,65	96,72
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	39	0	96,48	100,00	96,64	96,64	98,29
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	49	0	96,65	100,00	95,81	95,81	97,86

Tab. 13: Statistické vyhodnocení pro metodu filtrace pomocí vlnkové transformace s vlnkou Daubechies čtvrtého řádu.

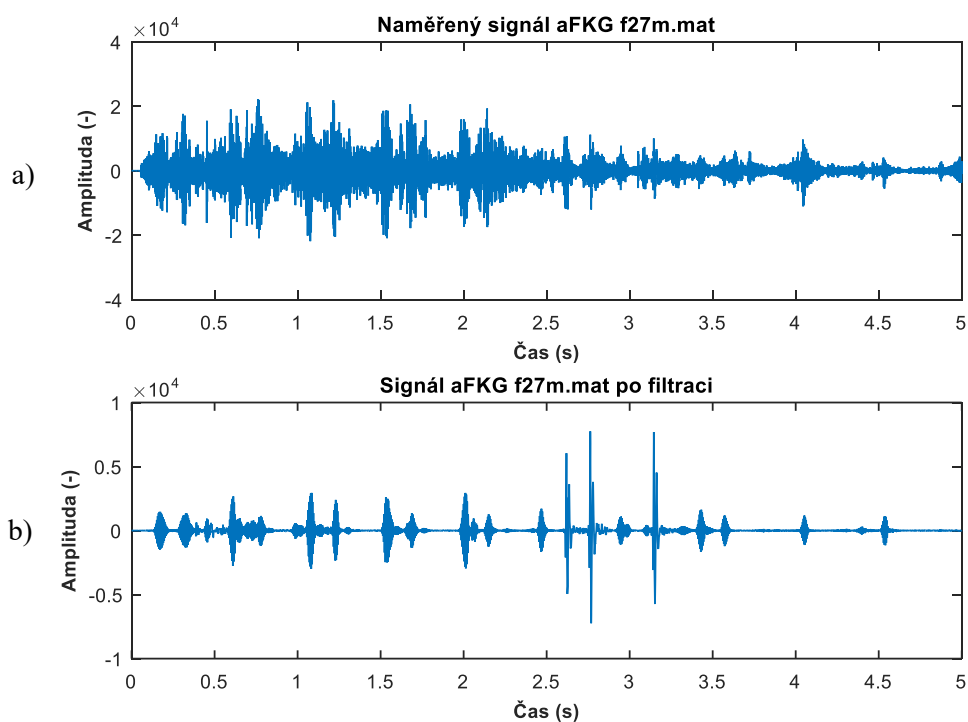
Záznam	TP	FP	FN	+ - 1,96 DS	Se	PPV	ACC	F1
fetalPCG_SNR-4_4dB	1121	53	9	94,44	99,20	95,49	94,76	97,31
fetalPCG_SNR-6_6dB	1121	53	9	94,44	99,20	95,49	94,76	97,31
fetalPCG_SNR-8_1dB	1121	55	9	94,27	99,20	95,32	94,60	97,22
fetalPCG_SNR-10_2dB	1121	20	7	97,57	99,38	98,25	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-11_3dB	1121	18	6	97,84	99,47	98,42	97,90	98,94
fetalPCG_SNR-14_8dB	1121	20	1	98,10	99,91	98,25	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-15_1dB	1121	54	10	94,25	99,12	95,40	94,60	97,22
fetalPCG_SNR-15_4dB	1121	18	3	98,09	99,73	98,42	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-15_7dB	1121	53	12	94,15	98,94	95,49	94,52	97,18
fetalPCG_SNR-16_4dB	1121	20	0	98,18	100,00	98,25	98,25	99,12
fetalPCG_SNR-16_7dB	1121	20	11	97,21	99,03	98,25	97,31	98,64
fetalPCG_SNR-17_2dB	1121	16	5	98,11	99,56	98,59	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-17_7dB	1121	29	1	97,27	99,91	97,48	97,39	98,68
fetalPCG_SNR-19_1dB	1121	23	0	97,91	100,00	97,99	97,99	98,98
fetalPCG_SNR-19_5dB	1121	17	2	98,27	99,82	98,51	98,33	99,16
fetalPCG_SNR-20_dB	1121	46	0	95,85	100,00	96,06	96,06	97,99
fetalPCG_SNR-20_1dB	1121	24	1	97,73	99,91	97,90	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-21_dB	1121	25	1	97,63	99,91	97,82	97,73	98,85
fetalPCG_SNR-21_9dB	1121	50	0	95,46	100,00	95,73	95,73	97,82
fetalPCG_SNR-22_dB	1121	35	0	96,82	100,00	96,97	96,97	98,46
fetalPCG_SNR-22_1dB	1121	46	7	95,24	99,38	96,06	95,49	97,69
fetalPCG_SNR-22_4dB	1121	18	3	98,12	99,73	98,42	98,16	99,07
fetalPCG_SNR-22_6dB	1121	47	0	95,72	100,00	95,98	95,98	97,95
fetalPCG_SNR-22_9dB	1121	15	7	98,02	99,38	98,68	98,08	99,03
fetalPCG_SNR-23_1dB	1121	16	12	97,47	98,94	98,59	97,56	98,77
fetalPCG_SNR-23_3dB	1121	46	0	95,82	100,00	96,06	96,06	97,99
fetalPCG_SNR-23_8dB	1121	62	0	94,44	100,00	94,76	94,76	97,31
fetalPCG_SNR-24_1dB	1121	57	0	94,84	100,00	95,16	95,16	97,52
fetalPCG_SNR-24_4dB	1121	24	1	97,72	99,91	97,90	97,82	98,90
fetalPCG_SNR-24_7dB	1121	27	0	97,53	100,00	97,65	97,65	98,81
fetalPCG_SNR-25_1dB	1121	65	0	94,18	100,00	94,52	94,52	97,18
fetalPCG_SNR-25_3dB	1121	31	0	97,17	100,00	97,31	97,31	98,64
fetalPCG_SNR-25_6dB	1121	68	0	93,87	100,00	94,28	94,28	97,06
fetalPCG_SNR-25_9dB	1121	48	0	95,68	100,00	95,89	95,89	97,90
fetalPCG_SNR-26_2dB	1121	67	0	93,97	100,00	94,36	94,36	97,10
fetalPCG_SNR-26_3dB	1121	55	0	95,07	100,00	95,32	95,32	97,61
fetalPCG_SNR-26_7dB	1121	63	0	94,36	100,00	94,68	94,68	97,27

## Příloha C

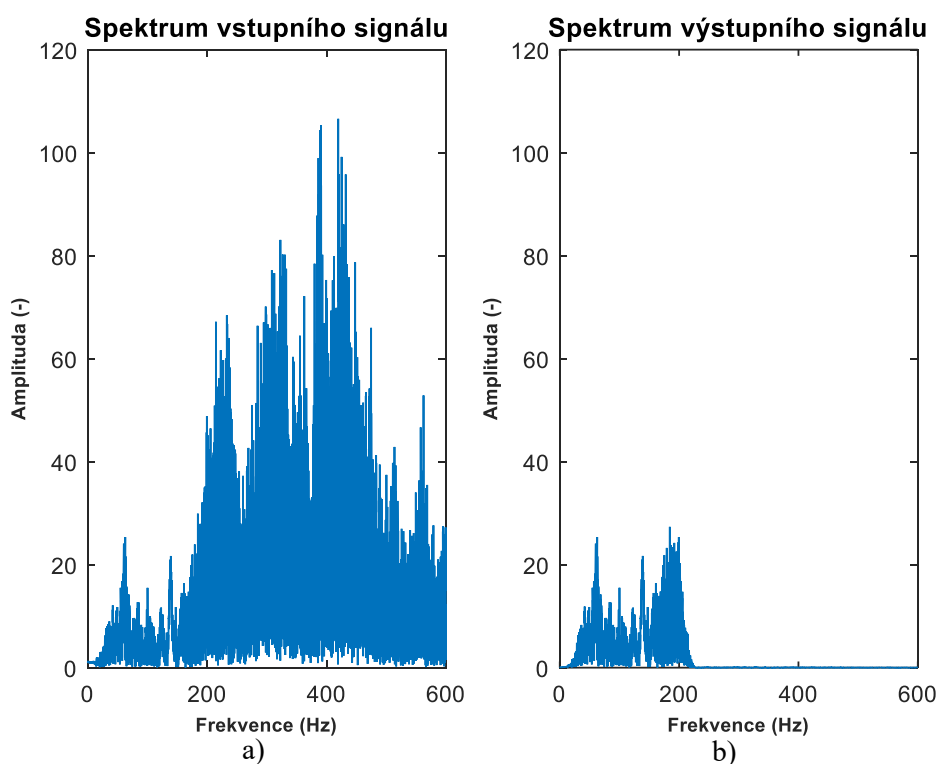
Tato příloha obsahuje další ukázky reálných záznamů a jejich filtrace FIR filtrem a vlnkovou transformací. V Tab. 14: *Ukázka* jsou zobrazeny názvy záznamů, typ šumu, které se vyskytují v záznamech. Tyto šумы jsou zobrazeny na obrázcích před a po filtraci a jsou zobrazena i spektra signálu. Tyto filtrace byly zkontrolovány vizuálně i poslechově. Na tyto obrázky jsou v tabulce nastaveny křížové odkazy.

Tab. 14: Ukázka reálných záznamů s různými druhy šumu a jejich filtrace.

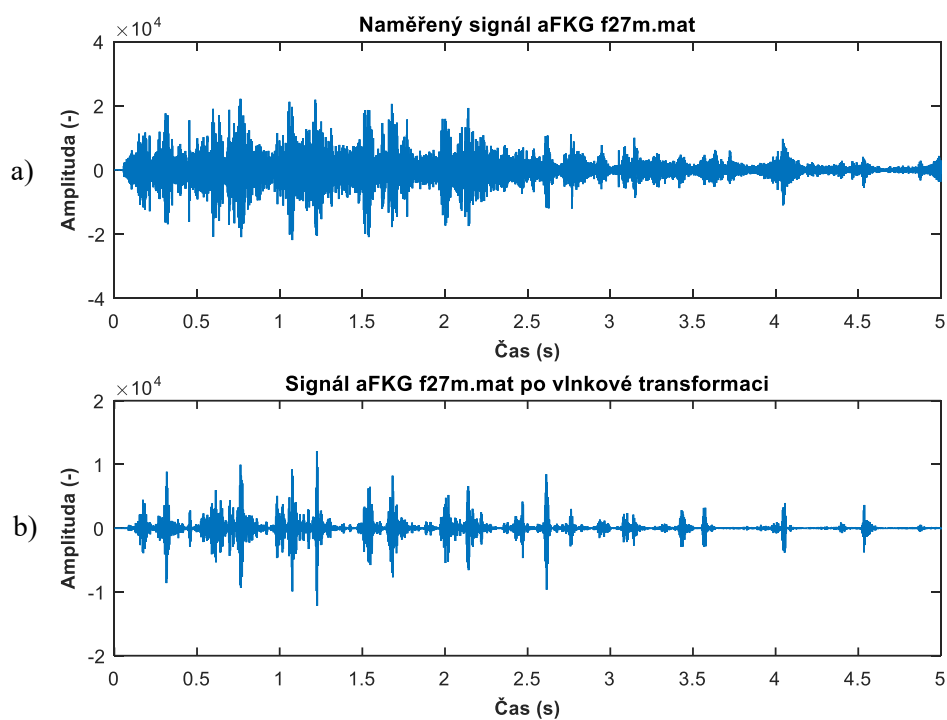
Záznam	Typ šumu v signálu	FIR filtr	Vlnková transformace
<i>f27m.mat</i>	Ukázka filtrace lidské řeči a pohybu senzoru.	Před a po filtraci: Obr. 47	Před a po WT: Obr. 49
		Spektra signálů: Obr. 48	Spektra signálů: Obr. 50
<i>f29m.mat</i>	Ukázka filtrace lidské řeči a pohybu senzoru.	Před a po filtraci: Obr. 51	Před a po WT: Obr. 53
		Spektra signálů: Obr. 52	Spektra signálů: Obr. 54
<i>f35m.mat</i>	Ukázka filtrace pípnutí v záznamu (vyznačený impuls) a chybná filtrace.	Před a po filtraci: Obr. 55	Před a po WT: Obr. 57
		Spektra signálů: Obr. 56	Spektra signálů: Obr. 58
<i>f55m.mat</i>	Ukázka špatné filtrace šumu, který i po odstranění zůstává v signálu.	Před a po filtraci: Obr. 59	Před a po WT: Obr. 61
		Spektra signálů: Obr. 60	Spektra signálů: Obr. 62



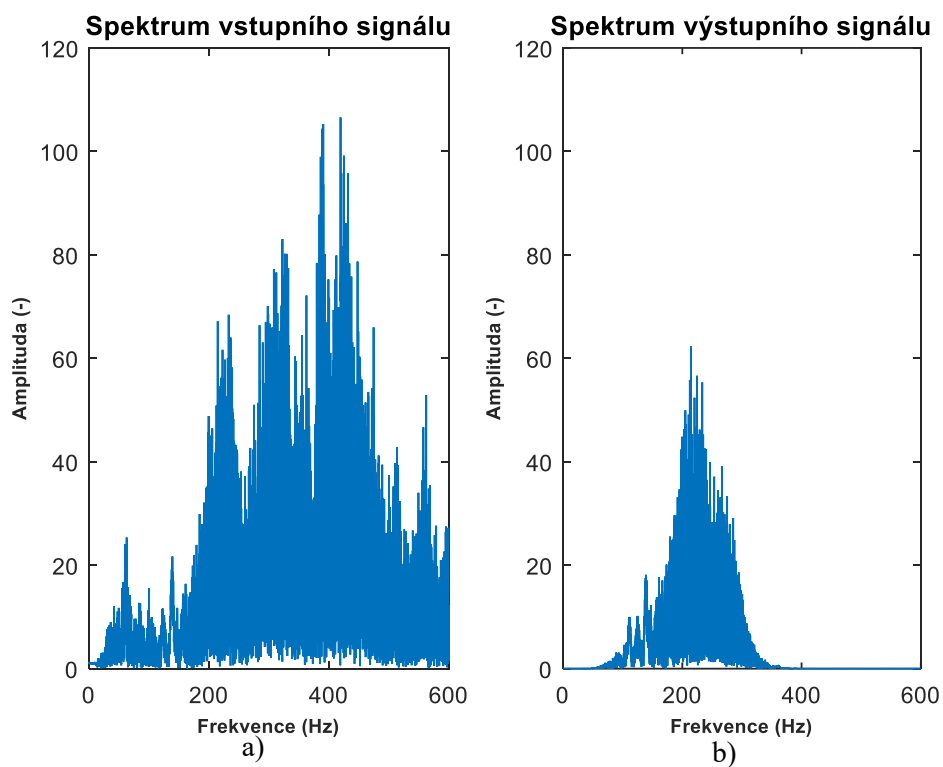
Obr. 47: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



Obr. 48: Spektra signálu *f27m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.

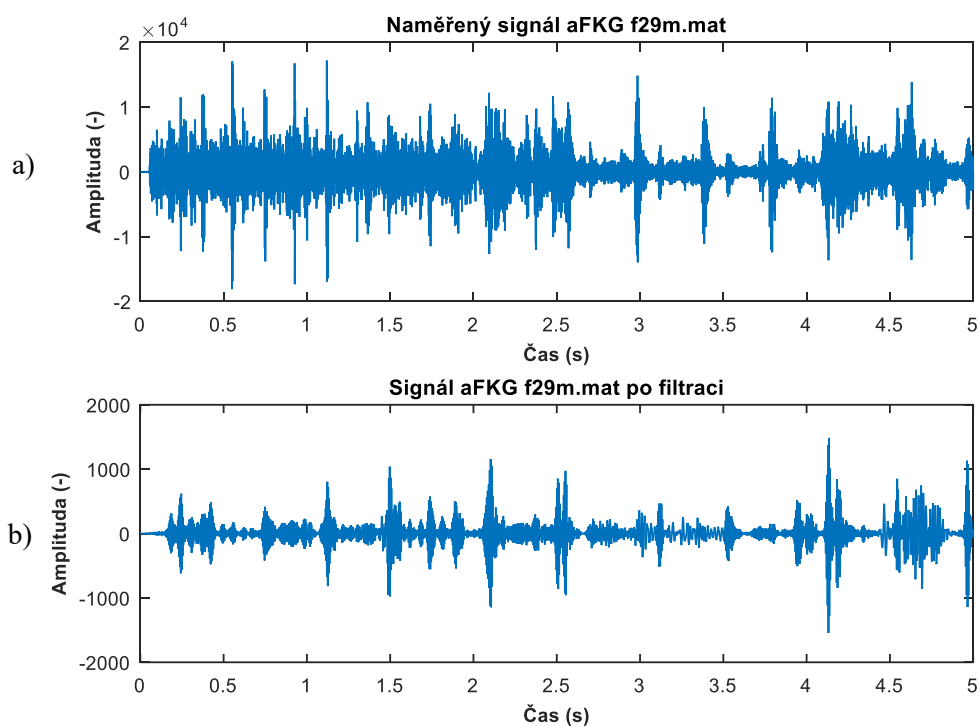


Obr. 49: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.

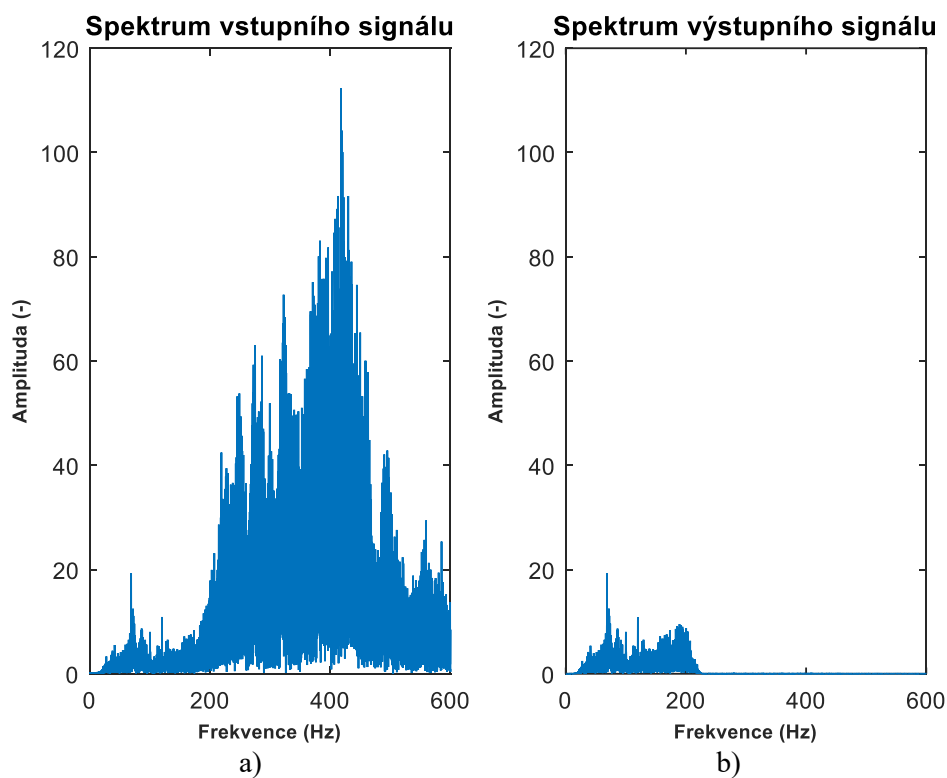


Obr. 50: Spektra signálu *f27m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.

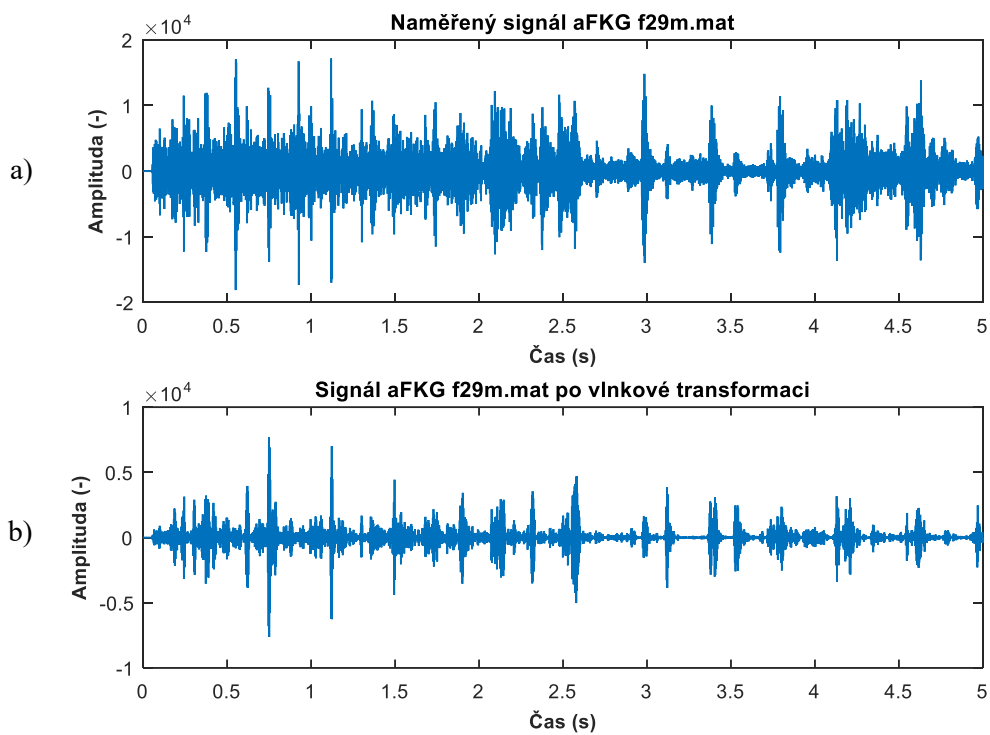




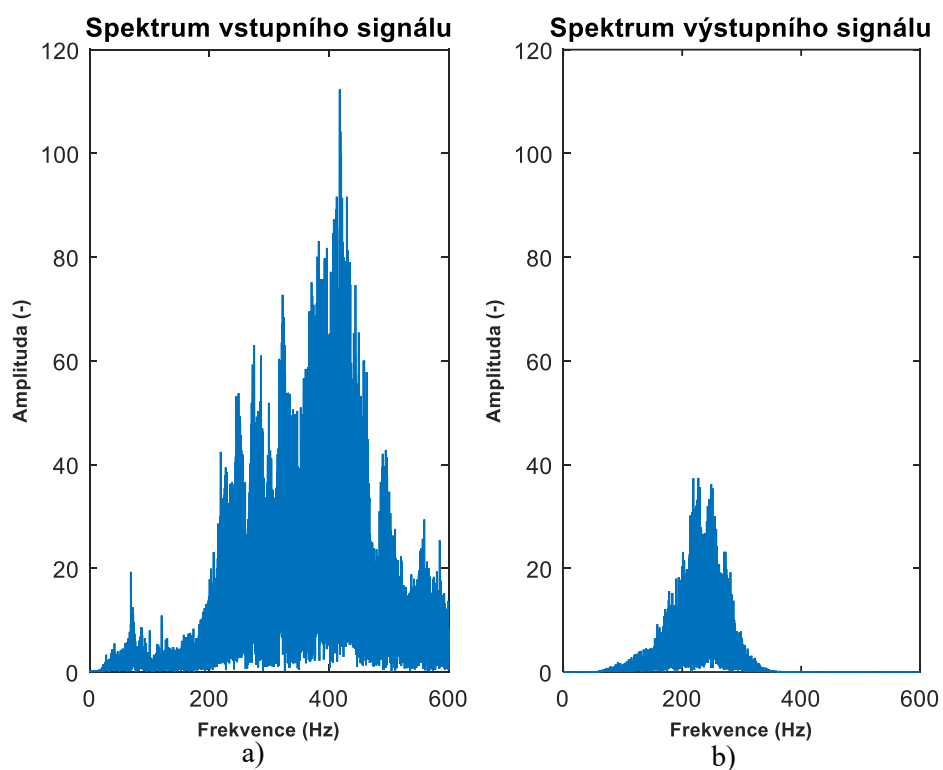
Obr. 51: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



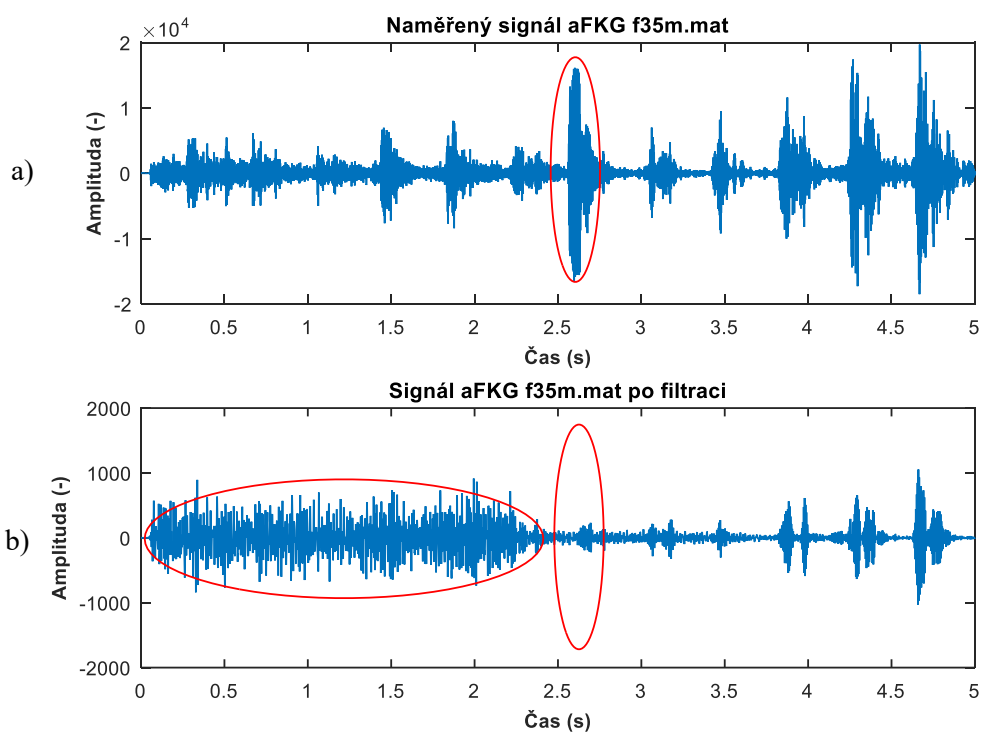
Obr. 52: Spektra signálu *f29m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.



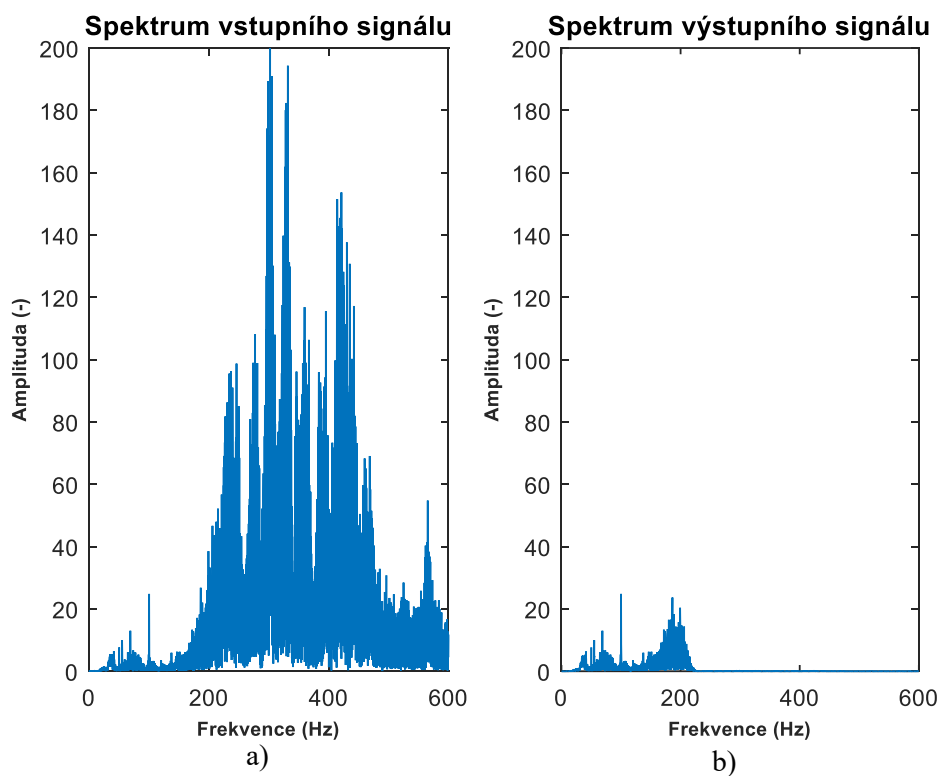
Obr. 53: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



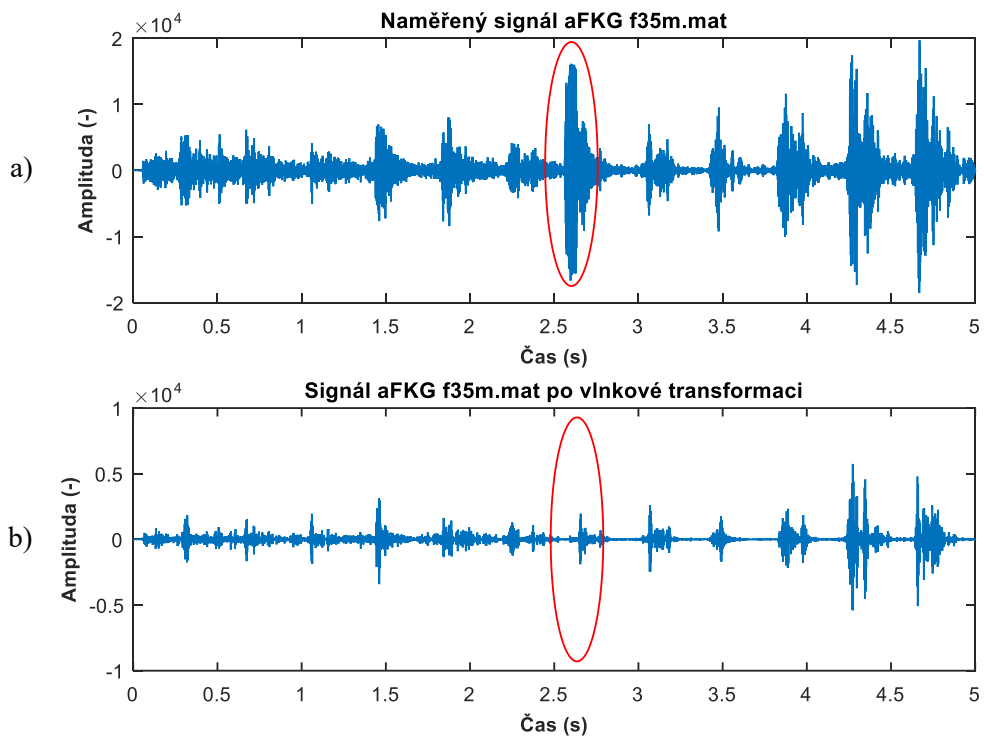
Obr. 54: Spektra signálu *f29m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.



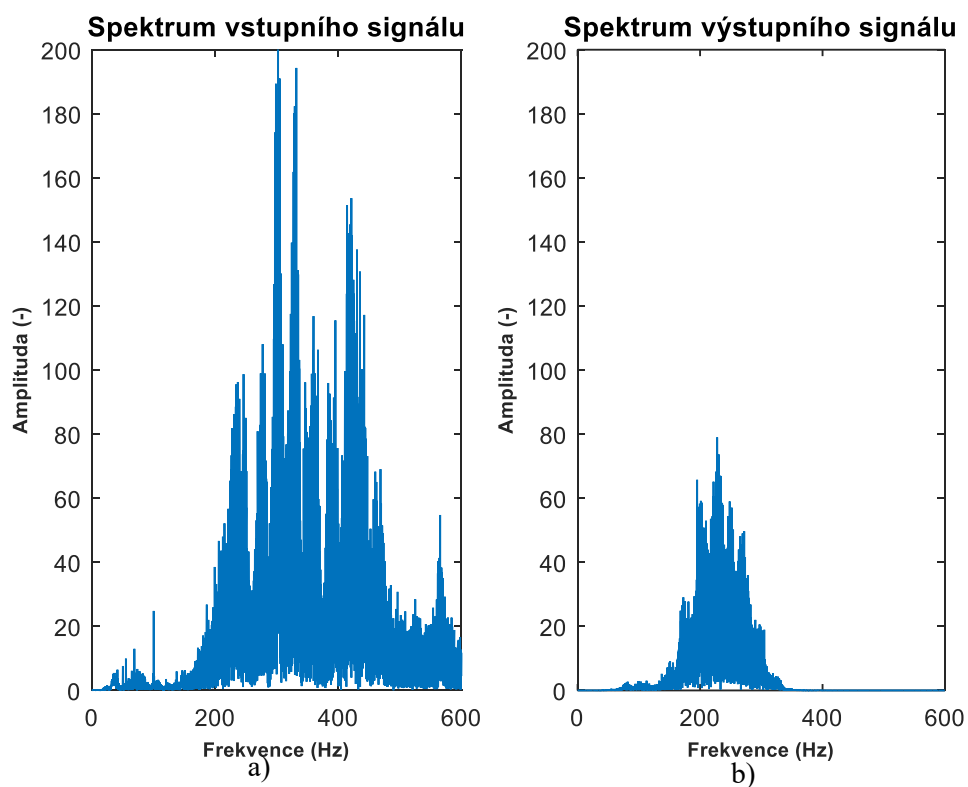
Obr. 55: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



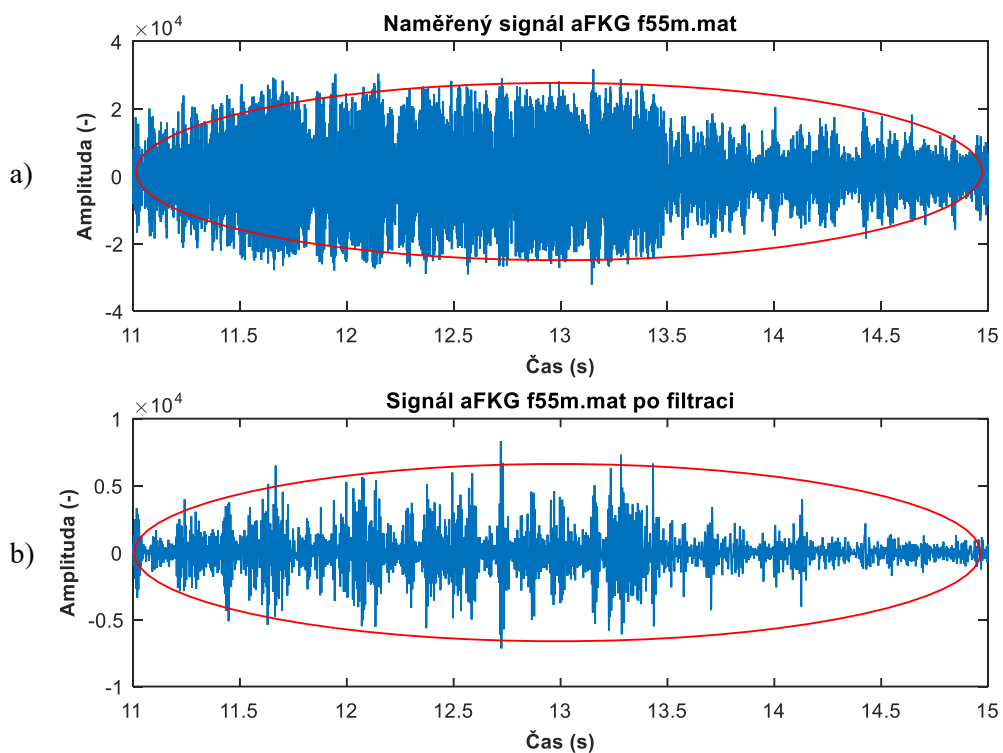
Obr. 56: Spektra signálu *f35m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.



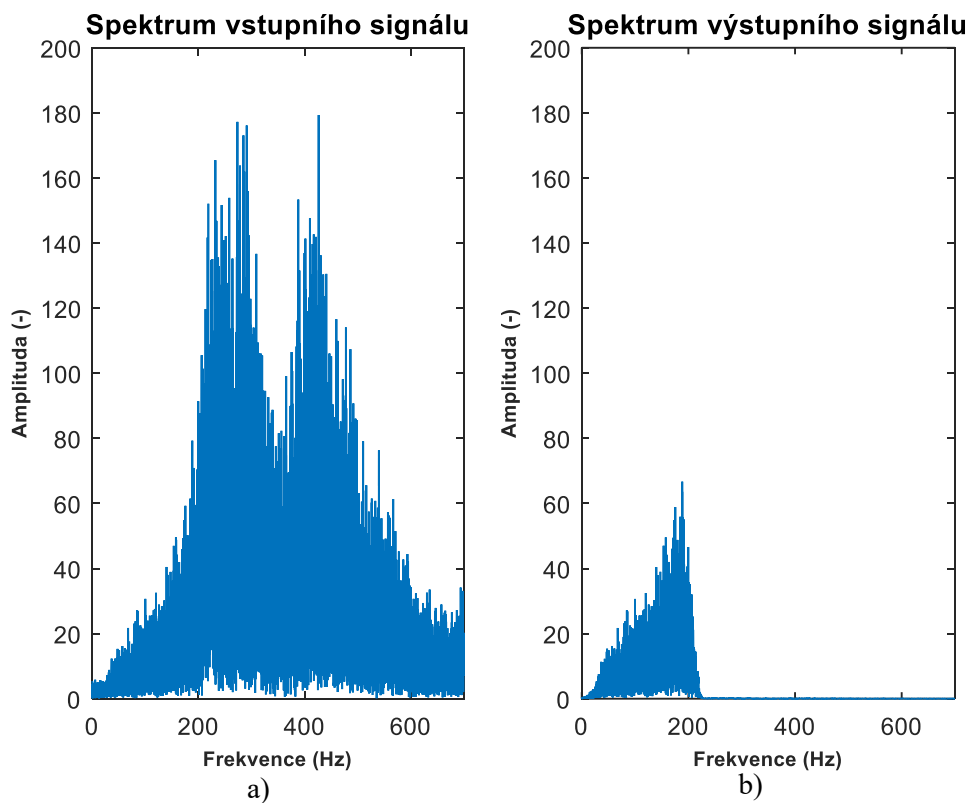
Obr. 57: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



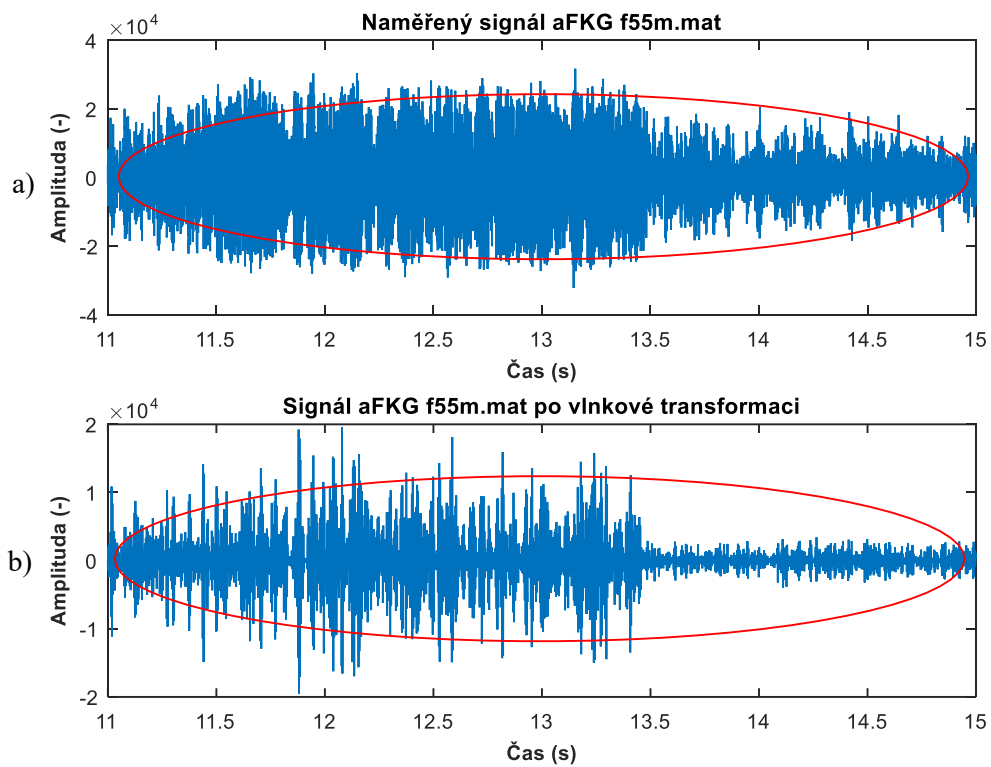
Obr. 58: Spektra signálu *f35m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.



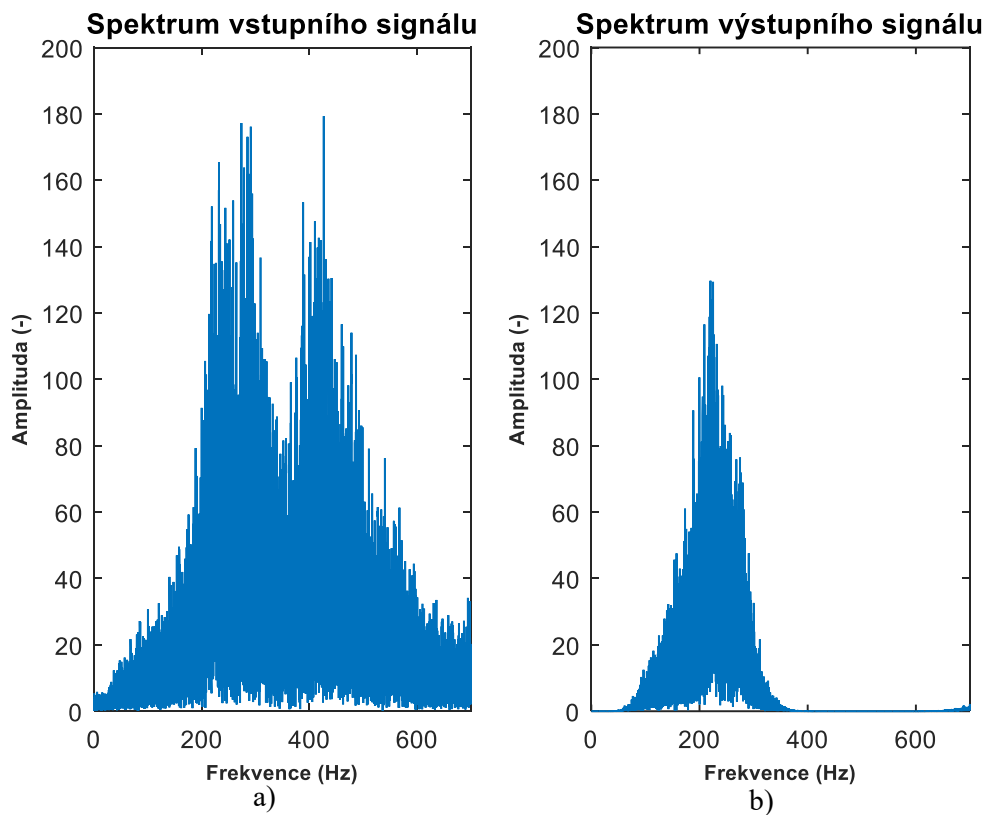
Obr. 59: Reálný signál před a po filtraci FIR filtrem, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



Obr. 60: Spektra signálu *f55m.mat*, a) spektrum signálu před filtrací, b) spektrum signálu po filtraci.



Obr. 61: Reálný signál před a po WT, a) vstupní signál, b) výstupní signál.



Obr. 62: Spektra signálu *f55m.mat*, a) spektrum signálu před WT, b) spektrum signálu po WT.