

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Extrakce plodového elektrokardiogramu pomocí adaptivního
lineárního neuronu**

Fetal ECG Extraction using Adaptive Linear Neural Network

2018

Martina Mikolášová

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

Zadání bakalářské práce

Student: **Martina Mikolášová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Extrakce plodového elektrokardiogramu pomocí adaptivního lineárního neuronu**
Fetal ECG Extraction using Adaptive Linear Neural Network
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se zaměřuje na využití adaptivního lineárního neuronu pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu. Práce se věnuje klasifikaci a popisu dané problematiky.

Cílem je pak návrh a realizace adaptivního systému pro potlačení „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu. Ověření funkčnosti uvedeného systému bude provedeno na syntetických i reálných datech.

Postup řešení:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky extrakce plodového elektrokardiogramu pomocí Adaptivního lineárního neuronu (ADALINE).
2. Matematický popis Adaptivního lineárního neuronu (ADALINE).
3. Návrh a softwarová realizace systému pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu na bázi ADALINE ve vývojovém prostředí LabVIEW nebo Matlab.
4. Ověření funkčnosti navrženého systému na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
5. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky 2014. Disertační práce. Dostupné také z: <http://theses.cz/id/imn429/>.
- [2] JIA, Wenjuan, et al. Fetal ECG extraction based on adaptive linear neural network. In: *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, 2010. IEEE, 2010. p. 899-902. Print ISBN: 978-1-4244-6495-1. Print ISSN: 1948-2914.
- [3] REAZ, Mamun B. I. a Lee S. WEI. Adaptive linear neural network filter for fetal ECG extraction. In: *Proceedings of International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing*, 2004. IEEE, 2004. p. 321-324. Print ISBN: 0-7803-8243-9.
- [4] CLIFFORD, Gari D., et al. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological measurement*. 2014, 35.8: 1521 - 1536. Print ISSN: 0967-3334.
- [6] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upravené a rozšířené vydání. Brno: Akademické nakladatelství, VUTIUM, c1997. ISBN: 8021429119.
- [7] ROZTOČIL, Aleš, a kol. *Moderní porodnictví*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada,

2017. ISBN: 978-80-247-5753-7.

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

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Radana Kahánková**

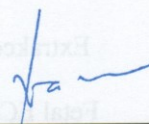
Konzultant bakalářské práce: doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



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



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 30. 4. 2018

M. Kalásová
.....
podpis studenta

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Radaně Kahánkové za odbornou pomoc a konzultace, poskytnuté materiály a čas strávený nad problematikou této bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat svým nejbližším za pomoc a podporu, které usnadnily nejen vypracování této práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá extrakcí plodového (fetálního) signálu EKG (fEKG) pomocí adaptivního lineárního neuronu (ADALINE). Plodový EKG záznam obsahuje velice důležité informace týkající se zdravotního stavu plodu nejen při porodu, ale i v průběhu těhotenství. První část této práce se zabývá současným stavem dané problematiky, klasifikací metody adaptivního lineárního neuronu a zabývá se jejím matematickým popisem. Dále je zde obsažen návrh a realizace adaptivního systému pro extrakci signálu fEKG ze zarušeného signálu břišního (abdominálního) EKG (aEKG) pomocí metody ADALINE. Mimo jiné tato práce dále zahrnuje tvorbu grafického uživatelského rozhraní (GUI – z angl. Graphical User Interface) v programu Matlab a ověření funkčnosti navrženého adaptivního systému nejen na syntetických, ale také na reálných datech z klinické praxe.

Klíčová slova

Adaptivní lineární neuron, fetální elektrokardiogram, extrakce EKG signálu, ADALINE, Matlab

Abstract

This bachelor thesis deals with the extraction of the fetal (fetal) ECG signal (fECG) using Adaptive Linear Neuron (ADALINE). The fetal ECG record contains very important information about the health of the fetus not only during labor but also during pregnancy. The first part of this thesis deals with the current state of the given issue, contains the classification of the method of adaptive linear neuron and its mathematical description. Additionally, the design and implementation of the adaptive system for extracting the fECG signal from the abdominal ECG signal (aECG) using the ADALINE method is included. This work also contains the creation of a Graphical User Interface (GUI) in Matlab and the verification of the proposed adaptive system not only on synthetic but also on real data from clinical practice.

Key words

Adaptive linear neural network, fetal electrocardiogram, ECG extraction, ADALINE, Matlab

Obsah

Seznam použitých zkratek.....	6
Seznam použitých symbolů.....	8
Seznam obrázků	9
Seznam tabulek	12
Úvod.....	13
1 Anatomie plodového srdce a převodní systém srdeční	14
1.1 Vývoj plodového srdce	14
1.2 Anatomie plodového srdce	14
1.3 Převodní systém srdeční.....	15
2 Plodový elektrokardiogram	17
2.1 Morfologie plodového elektrokardiografu	17
2.2 Snímání plodového EKG.....	18
2.3 Monitorace plodu v klinické praxi.....	19
2.3.1 Auskultační metoda.....	19
2.3.2 Kardiotokografie (KTG)	19
2.3.3 Analýza ST úseku (STAN).....	21
2.3.4 Sledování pH krve	22
2.3.5 Intrapartální fetální pulzní oxymetrie (IFPO).....	22
3 Vývoj a současný stav dané problematiky	23
3.1 Metody pro extrakci plodového elektrokardiogramu.....	23
3.1.1 Metody adaptivní lineární filtrace fEKG.....	24
3.1.2 Adaptivní lineární neuron (ADALINE)	25
4 Metoda ADALINE pro extrakci fEKG	27
4.1 Historie neuronových sítí	27
4.2 Architektura neuronových sítí	27
4.3 Schopnost učení neuronových sítí	28
4.4 Matematický popis metody ADALINE.....	28
4.4.1 Definice	29

4.4.2	Algoritmus LMS	29
4.5	<i>Adaptivní lineární filtrace v prostředí Matlab</i>	31
5	Návrh a softwarová realizace systému pro extrakci fEKG	32
5.1	<i>Návrh řešení adaptivního systému</i>	32
5.2	<i>Softwarová realizace navrhnutého řešení v Matlabu</i>	33
5.3	<i>Realizace grafického uživatelského rozhraní</i>	33
6	Hodnocení filtrace signálu na syntetických datech	35
6.1	<i>Hodnocení kvality filtru pomocí SNR</i>	35
6.2	<i>Výsledky prováděných experimentů se syntetickými signály</i>	36
6.2.1	Optimální nastavení parametrů ovlivňujících kvalitu filtrace	36
6.2.2	Posouzení kvality filtrace v časové a frekvenční oblasti.....	40
7	Hodnocení filtrace signálu na reálných datech.....	42
7.1	<i>Výsledky prováděných experimentů s reálnými signály</i>	42
8	Diskuse dosažených výsledků	44
	Závěr	46
	Použitá literatura	47
	Seznam příloh.....	I
	<i>Příloha A</i>	<i>I</i>
	<i>Příloha B</i>	<i>XIV</i>
	<i>CD Příloha</i>	<i>XIX</i>

Seznam použitých zkratk

ADALINE	Adaptivní lineární neuron (Adaptive linear neuron)
aEKG	Břišní signál EKG, který obsahuje mateřskou i plodovou komponentu signálu EKG
ANFIS	Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (Adaptive Neuro Fuzzy Inference System)
ANN	Umělá neuronová síť (Artificial Neural Network)
AVF	Adaptivní Voltera filtr
BER	Chybovost systému (Bit error rate)
bpm	Počet úderů za minutu (Beats per minutes)
EFM	Elektronické monitorování plodu (Electronic Fetal Monitoring)
EKG	Elektrokardiogram
fEKG	Elektrokardiogram plodu
fHR	Tepová frekvence srdce plodu (Fetal Hearth Rate)
GUI	Grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface)
HNN	Hybridní neuronová síť (Hybrid Neural Network)
IFPO	Intrapartální fetální pulzní oxymetrie (Intrathecal Fetal Pulse Oximetry)
KF	Kalmanova filtrace (Kalman Filtering)
KTG	Kardiotokografie (Cardio Tocography)
LMS	Techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (Least Mean Square)
MCP neuron	První umělý neuron (McCulloh – Pittisův neuron)
mEKG	Mateřský signál EKG
mHR	Tepová frekvence matky (Maternal Heart Rate)
MSE	Střední kvadratická chyba (Mean Square error)
P	Vlna P
PR	Úsek mezi vlnami P a R
Q	Kmit Q
QRS	ORS komplex – soubor vln v EKG signálu
R	Typ průběhu EKG signálu blokáda pravého Tawarova raménka
RMSE	Druhá odmocnina z MSE (Root Mean Squared Error)
RLS	Metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (Recursive Least Square)
RR	Interval vyjadřující vzdálenost R vln v EKG signálu
S	Vlna S
SA	Sinoatriální uzel
SNR	Odstup signál – šum (Signal to Noise Ratio)
ST	Úsek mezi vlnou S a vlnou T v EKG signálu

STAN	Analýza ST úseku fEKG (ST Segment Analysis)
T	Vlna T
TDL	Zpoždovací linka (Time Delay Line)
W-H pravidlo	Pravidlo učení neuronových sítí využívající LMS algoritmus. Pojmenováno podle Widrowa a Hoffa.

Seznam použitých symbolů

$e(n)$	Chybový signál
$y(n)$	Okamžitý výstupní signál filtru
$d(n)$	Požadovaný signál soustavy
$\mathbf{w}()$	Váhový vektor
Σ	Součtový člen
$\mathbf{x}()$	Vstup soustavy
$f()$	Přenosová funkce
S	Přenosová funkce
θ	Práh neuronu
n	Počet vstupů
α	Parametr rychlosti učení
p	Dimenzionalita vstupu (množství synapsí)

Seznam obrázků

Obr. 1 : Vývoj plodového srdce [3].....	14
Obr. 2: Anatomie plodového srdce [3].....	15
Obr. 3 : Elektrokardiogram	17
Obr. 4: Fáze elektrokardiogramu podle [6].....	18
Obr. 5 :Transvaginální KTG [20].....	20
Obr. 6 :Transabdominální KTG [20].....	21
Obr. 7 : Změny fEKG v průběhu hypoxie, podle [21].	22
Obr. 8 : Základní rozdělení adaptivních metod.....	23
Obr. 9 : Model biologického neuronu, podle [38].....	27
Obr. 10 : Model neuronové sítě s využitím metody ADALINE	29
Obr. 11 : Architektura neuronové sítě.....	30
Obr. 12 : Principiální schéma adaptivního systému pro extrakci fEKG, upraveno podle [5] a [43].....	32
Obr. 13:Vytvořené grafické uživatelské rozhraní (GUI).	34
Obr. 14: Časový průběh syntetických signálů mEKG	35
Obr. 15 : Závislost kvality filtrace na velikosti parametru pro všechny kombinace elektrod.	38
Obr. 16: Závislost kvality filtrace na velikosti parametru pro všechny kombinace elektrod.....	40
Obr. 17: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.	41
Obr. 18: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2. ..	41
Obr. 19: Ukázka reálných signálů z databáze PhysioNet.....	42
Obr. 20: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů.	43
Obr. 21: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci.	43
Obr. 22 : Závislost času potřebného k filtraci na velikosti parametru p.....	44
Obr. 23: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE1.	VI
Obr. 24: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE1. ..	VI
Obr. 25: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE2.	VII
Obr. 26: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE2. .	VII
Obr. 27: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE3.	VIII
Obr. 28 : Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE3.	VIII

Obr. 29: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE4.	IX
Obr. 30 : Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE4... IX	IX
Obr. 31: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE1.	X
Obr. 32: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE1.	X
Obr. 33: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.	XI
Obr. 34: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2. ..	XI
Obr. 35: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE3.	XII
Obr. 36: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE3. .	XII
Obr. 37: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE4.	XIII
Obr. 38: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE4. XIII	XIII
Obr. 39: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea244 (HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).	XIV
Obr. 40: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea244(HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).....	XIV
Obr. 41: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea444 (HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).XV	XV
Obr. 42: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea444 (HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).....	XV
Obr. 43: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea473 (HE2↔BE2, p=20, α=0,0007).	XVI
Obr. 44: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea473 (HE2↔BE2, p=20, α=0,0007).....	XVI
Obr. 45: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea525 (HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).	XVII
Obr. 46: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea525 (HE1↔BE1, p=20, α=0,0007).....	XVII

Obr. 47: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea571 (HE2↔BE2, $p=20$, $\alpha=0,0007$).

.....XVIII

Obr. 48: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea571 (HE2↔BE2, $p=20$, $\alpha=0,0007$).....XVIII

Seznam tabulek

Tab. 1 : Výsledky experimentů při konstantním parametru p a proměnné hodnotě parametru α , část 1.	37
Tab. 2 :Výsledky experimentů při konstantním parametru p a proměnné hodnotě parametru α , část 2.	37
Tab. 3 : Výsledky eperimentů při konstantním parametru α a proměnné hodnotě parametru p , část 1.39	
Tab. 4 : Výsledky eperimentů při konstantním parametru α a proměnné hodnotě parametru p , část 2.39	
Tab. 5 : Optimální nastavení parametrů p a α pro každou kombinaci elektrod.	40
Tab. 6 : Výsledky experimentů při proměnné hodnotě parametru α a konstantním parametru p , část 1.	II
Tab. 7 : Výsledky experimentů při proměnné hodnotě parametru α a konstantním parametru p , část 2.	III
Tab. 8: Výsledky eperimentů při proměnné hodnotě parametru p a konstantním parametru α , část 1. IV	
Tab. 9: Výsledky eperimentů při proměnné hodnotě parametru p a konstantním parametru α , část 2...V	
Tab. 10 : Obsah příloženého CD.	XIX

Úvod

Bakalářská práce se zaměřuje na využití adaptivního lineárního neuronu pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu. Dále se tato práce věnuje klasifikaci a popisu dané problematiky. Cílem je pak návrh a realizace adaptivního systému pro potlačení „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu. Ověření uvedeného systému bude provedeno na syntetických i reálných datech.

Elektrokardiogram (dále jen EKG) je grafickým vyjádřením elektrické aktivity srdce. Tento signál obsahuje velmi důležité informace, jakými jsou např.: srdeční frekvence nebo morfologie EKG křivky. Pomocí signálu EKG můžeme však také určit jednotlivá hypoxická stádia a sledovat vývoj, ale také i aktuální stav plodu, a proto je tento signál velice důležitý při diagnostice.

Tato práce je rozdělena do dvou částí, a to na část teoretickou a praktickou. Teoretická část se zabývá současným stavem dané problematiky a má tedy charakter literární rešerše. Rešerše vychází nejen z aktuálních poznatků výzkumu a vědy, ale také z odborných publikací.

První kapitola je zaměřena na popis anatomie plodového srdce a převodní systém srdeční, kde jsou vysvětleny anatomie a vývoj srdce plodu. Dále je zde popsán převodní systém srdeční a průběh a vznik vzruchu, který zajišťuje stimulaci srdečního svalu. Další kapitola se věnuje plodovému signálu EKG, kde je popsána morfologie fEKG signálu, tedy jeho průběh, jednotlivé elementy, které nesou důležité informace pro diagnostiku. Dále se tato kapitola zabývá snímáním plodového EKG, kde jsou popsány jednotlivé způsoby snímání fEKG signálu. Závěr této kapitoly se zabývá způsoby monitorace plodu v klinické praxi, dále jsou zde popsány metody k tomuto určené, jako např.: Auskultační metoda, Kardiotokografie, Analýza ST úseku atd. Další kapitoly se pak zabývají vývojem a současným stavem dané problematiky, kde jsou nejprve představeny metody pro extrakci fEKG, a hlavně metodou ADALINE, její strukturou a matematickým popisem.

Experimentální část práce se v první řadě zabývá návrhem a softwarovou realizací adaptivního systému pro extrakci fEKG pomocí metody ADALINE. Dále se zaměřuje na vytvoření grafického uživatelského rozhraní v programu Matlab, jehož hlavní funkcí je vykreslení extrahovaného signálu fEKG a chybového signálu, porovnání extrahovaného fEKG s ideálním signálem plodového EKG v časové oblasti a subjektivní zhodnocení kvality filtrace subjektivní vizuální metodou.

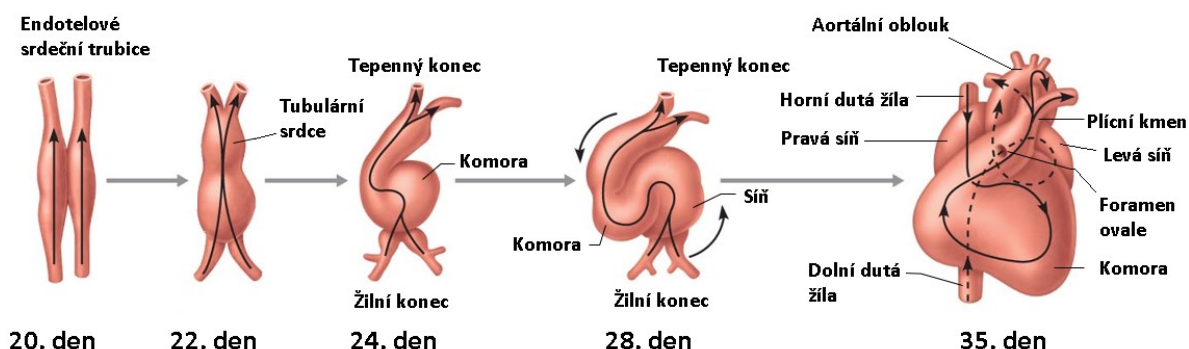
Poslední část této práce se zabývá ověřením funkčnosti navrženého adaptivního systému a hodnocením kvality filtrace nejen na syntetických, ale také na reálných datech z klinické praxe. Při ověřování funkčnosti navrženého adaptivního systému s využitím syntetických dat bylo při hodnocení výsledků prováděných experimentů kladen hlavní důraz na hodnotu odstupu signálu od šumu (SNR). Tato hodnota by měla být co nejvyšší a kladná. Při ověřování funkčnosti systému na reálných datech byla využita reálná data z veřejně dostupné databáze Neinvazivních fetálních elektrokardiogramů společnosti PhysioNet. Dosažené výsledky při experimentech prováděných na syntetických i reálných datech budou diskutovány v poslední kapitole.

1 Anatomie plodového srdce a převodní systém srdeční

Elektrokardiografie patří mezi základní diagnostické metody používané v kardiologii. Umožňuje snímání a záznam elektrické aktivity srdce. U dospělých jedinců můžeme pomocí ní zjistit poruchy srdečního rytmu, ischemické změny na myokardu nebo kontrolovat účinnost kardiofarmak [1]. Fetální elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity plodového srdce. Fetální EKG úzce souvisí s anomií a vývojem plodového srdce, které budou představeny v této kapitole.

1.1 Vývoj plodového srdce

Jedním z prvních orgánů, které se začnou vyvíjet v rané fázi těhotenství, je srdce. K jeho hlavnímu vývoji dochází v průběhu třetího až sedmého týdne těhotenství (viz Obr. 1) [2].



Obr. 1 : Vývoj plodového srdce [3].

Zprvu je srdce tvořeno dvěma endokardovými trubicemi, které koncem třetího týdne splývají a vytvoří tak tubulární základ srdce. Plodové srdce začíná tepat 22. – 23. den těhotenství. V průběhu čtvrtého týdne začne krev plodu cirkulovat a vytvoří se uzavřený oběhový systém [2].

Tubulární srdce je tvořeno čtyřmi základními částmi, a to srdečním bulbem (bulbus cordis), komorou, předsíní a žilní dutinou (sinus venosus). Žilní dutina shromažďuje všechnu krev embrya, později se stává základem pro vznik sinoatriálního uzlu (SA uzlu), části stěny pravé a levé síně a věnčitého splavu. Předsíň je základem pro vznik vláknitých částí levé a pravé síně. Komora je nejvýkonnější část embryonálního srdce a později je základem pro vznik levé komory. Srdeční bulbus vytváří kmen plicnice a základ aorty, později z něj vzniká i pravá komora [3].

V průběhu druhého měsíce vývoje zárodku se srdce rozdělí na 4 oddíly – levou a pravou síň a levou a pravou komoru) [2].

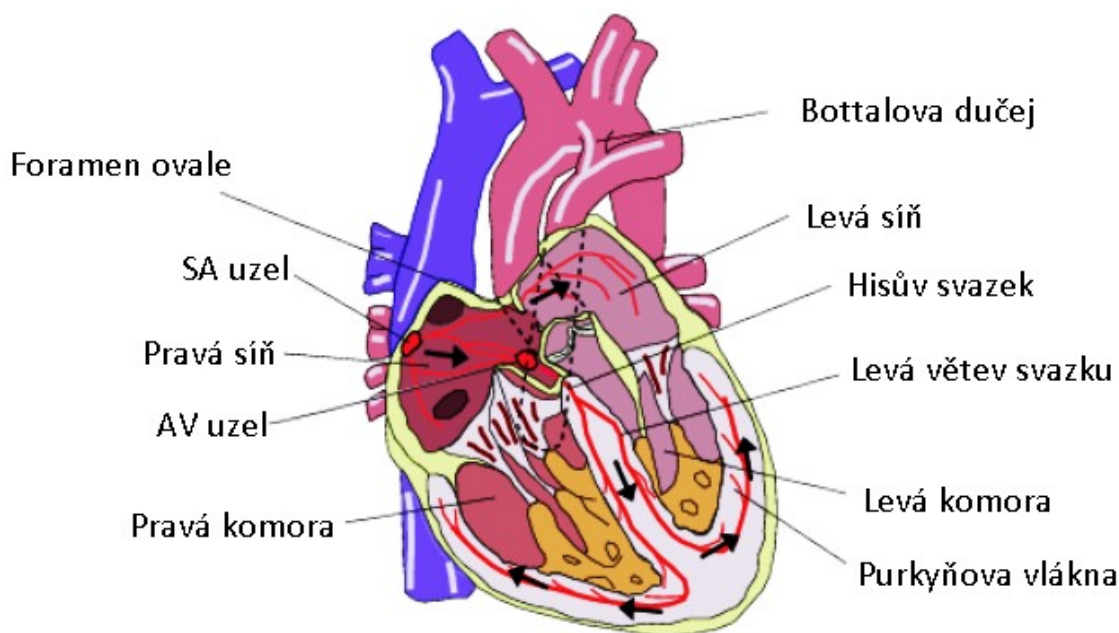
1.2 Anatomie plodového srdce

Mezi srdcem dospělého člověka a srdcem plodu existují značné rozdíly. U dospělého člověka putuje odkysličená krev horní a dolní dutou žílou do pravé síně. Odtud pak putuje do pravé komory a následně plicní tepnou do plic, kde dochází k jejímu okysličení. Okysličená krev se následně vrací čtyřmi plicními žilami do levé síně. Dále pak do pravé komory, odkud krev putuje do celého těla. U plodu je kyslík dodáván přes pupečník [3].

V plodovém srdci se nacházejí tzv. adaptační mechanismy, díky kterým je srdce plodu schopno fungovat i uvnitř těla matky. Mezi adaptační mechanismy patří foramen ovale, ductus arteriosus, ductus

venosus a pupečník. Foramen ovale (oválné okénko mezi levou a pravou síní) a ductus arteriosus (Botallova dučej) spojují vstupní cévy obou komor a umožňují proudění krve do pravé síně a vyhnout se tak plicnímu oběhu. Plíce plodu v době těhotenství neslouží k dýchání ani okysličování krve, nejsou pneumatizovány, ale vyplněny tekutinou. Obdobnou funkci má ductus venosus, který přivádí krev s živinami a kyslíkem z pupečníku přímo do pravé síně plodového srdce a obchází tak játra [3], [4].

Foramen ovale se uzavírá ihned po porodu, a to s prvním nádechem. Ductus arteriosus se uzavírá do cca 10 hodin po porodu, k částečnému uzavření dochází do tří týdnů. Ductus venosus se uzavírá krátce po narození, v době kdy je přestřižena pupeční šňůra a krevní oběh mezi matkou a dítětem se zastaví [4]. Anatomie plně vyvinutého plodového srdce je znázorněna na Obr. 2.



Obr. 2: Anatomie plodového srdce [3].

1.3 Převodní systém srdeční

Zatím co mechanické funkce plodového srdce se od toho dospělého liší, jeho elektrická aktivita je podobná jako u srdce dospělého člověka. Převodní systém srdeční je tvořen skupinami specializovaných buněk, které rozvádějí elektrické vzruchy po celém myokardu. Tyto buňky jsou rozmístěny po celé srdeční svalovině a zajišťují její pravidelné kontrakce a relaxace, čímž udávají základní srdeční rytmus [3].

Jednotlivými složkami převodního systému srdečního jsou sinoatriální uzel (SA uzel), internodální síňové spoje, atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek, pravé a levé Tawarovo raménko a Purkyňova vlákna (Obr. 2) [3], [4].

Vzruch, který zajišťuje stimulaci myokardu, vzniká v SA uzlu. Ten se nachází ve stěně pravé síně, přímo pod vstupem horní duté žíly. Tento uzel vytváří vzruchy o určité frekvenci a určuje tak základní srdeční rytmus. U dospělého člověka je srdeční frekvence v klidu přibližně 60 až 80 úderů za minutu (z angl. Beats per minute, dále jen BPM). U plodu je hodnota frekvence proměnná. V době, kdy

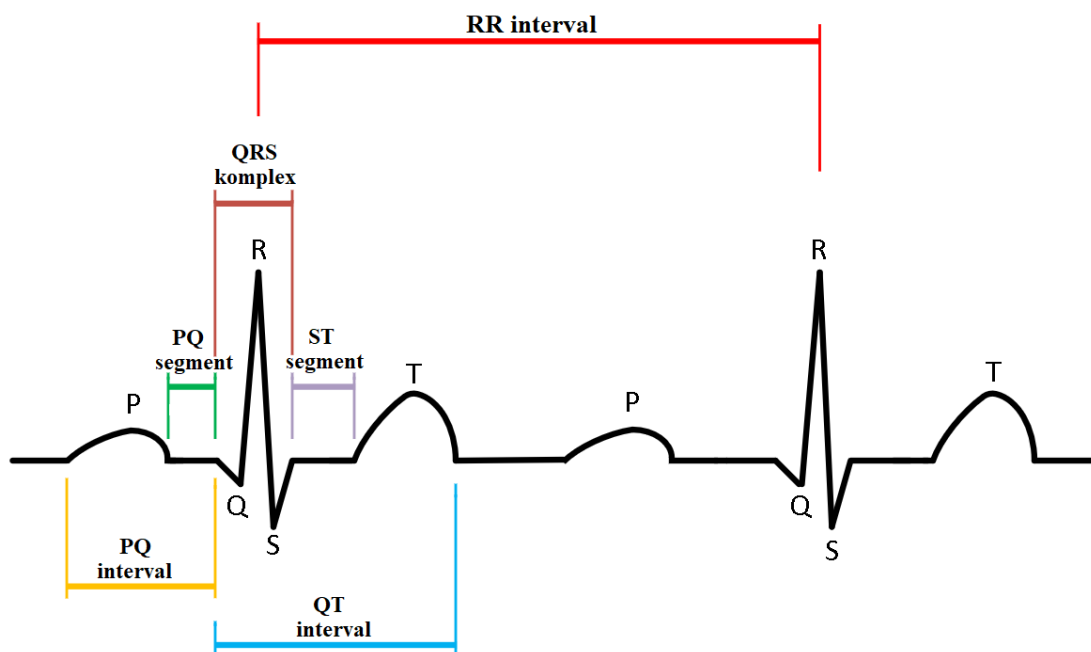
začíná srdce tlouct (21. den těhotenství), je hodnota srdeční frekvence 75 až 80 BPM. Od tohoto dne se srdeční frekvence plodu zvyšuje až na hodnotu 165–180 BPM, které dosáhne v průběhu sedmého týdne. Poté se srdeční frekvence začne zpomalovat a ustalovat na hodnotě 140 ± 25 BPM, kterou si udržuje až do porodu [3], [4], [5].

Z SA uzlu se vzruch dále šíří přes internodální spoje do AV uzlu, uloženého v dolní části pravé síně. Odtud pokračuje do Hisova svazku a následně se rozdělí a postupuje do pravého a levého Tawarova raménka. Raménka se v dolní části mezikomorové přepážky větví do Purkyňových vláken. Vzruch pak putuje až k srdečnímu hrotu, kde se otáčí a jde vzhůru do svaloviny komor [3], [4].

2 Plodový elektrokardiogram

V této kapitole budou shrnuty dostupné metody pro monitoraci plodu, metody pro snímání a analýzu fEKG. Snímaný fEKG signál obsahuje velmi důležité informace, jakými jsou např.: srdeční frekvence, morfologie vln, délka intervalů a segmentů záznamu fEKG, ze kterých lze podle nejmodernějších poznatků výzkumu určit jednotlivá hypoxická stádia (hypoxie, asfyxie, hypoxemie), sledovat vývoj plodu nebo předpovídat možné vrozené srdeční vady [5].

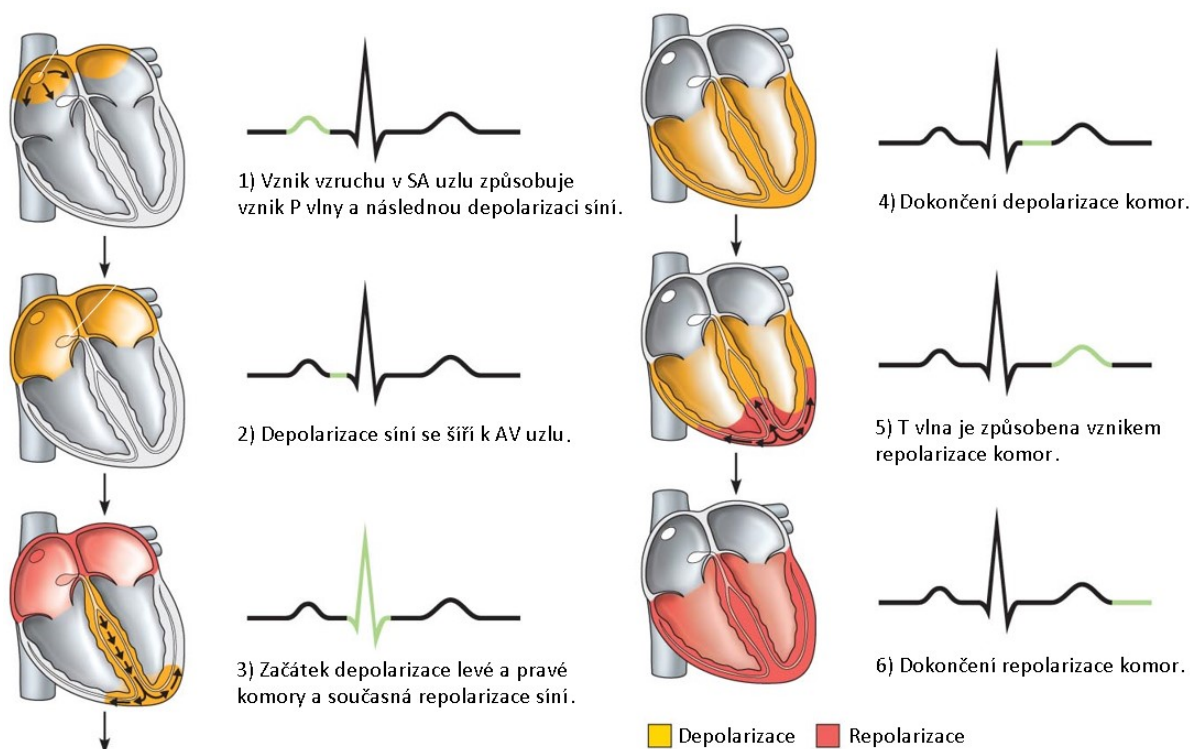
Elektrokardiogram je grafické znázornění elektrické aktivity srdce. Zařízení, které snímá srdeční elektrickou aktivitu a její změny způsobené depolarizací a repolarizací srdečních buněk, se nazývá elektrokardiograf [1].



Obr. 3 : Elektrokardiogram

2.1 Morfologie plodového elektrokardiografu

Na záznamu EKG popisujeme několik vln, úseků a intervalů, které, jak již bylo zmíněno výše, vznikají v důsledku šíření vzruchu z SA uzlu až k pracovnímu myokardu komor a síní. Vlna P je způsobena samovolným vznikem vzruchu v SA uzlu a je dána následnou depolarizací síní. Po P vlně následuje segment P-R, během kterého je depolarizace síní dokončena. Vzruch se dále šíří síněmi směrem do AV uzlu, kde dojde k jeho zpoždění. Následně přichází ORS komplex, který se skládá ze tří kmitů. Komplex představuje depolarizaci obou komor, přičemž kmit Q představuje počátek depolarizace komor, kmit R značí probíhající depolarizaci komor a kmit S představuje končící depolarizaci komor. V QRS komplexu je navíc skryta také repolarizace síní. Nakonec přichází vlna T, která představuje repolarizaci komor. U některých jedinců může po vlně T následovat ještě vlna U, která znázorňuje repolarizaci Hisova svazku a Purkyňových vláken [1], [4]. Celý průběh depolarizací a repolarizací srdce v souvislosti s vlnami na záznamu EKG můžeme vidět na Obr. 4.



Obr. 4: Fáze elektrokardiogramu podle [6].

Je třeba poznamenat, že, navzdory podobnosti elektrických vlastností plodového a dospělého srdce, existují určité rozdíly v době trvání i velikosti R-R intervalu a morfologii EKG. Fetální srdeční frekvence je téměř dvakrát rychlejší než srdeční frekvence dospělého člověka. Tepová frekvence závisí i na stádiu vývoje plodu a stáří plodu (viz kapitola 2.3). Variabilita srdeční frekvence plodu je méně dynamická než u dospělého jedince. Nicméně s vývojem autonomního nervového systému plodu se srdeční frekvence mění a stává se více dynamickou. I amplitudy vln fEKG se během těhotenství, a dokonce i po porodu, mění. Nejvýraznější změna se týká především vlny T, která má na záznamu fEKG i na záznamu EKG novorozenců amplitudu spíše nižší [4].

2.2 Snímání plodového EKG

Fetální EKG lze snímat buďto invazivně (transvaginálně), nebo neinvazivně (abdominálně). Při invazivním snímání fEKG přichází elektrody do kontaktu s povrchem kůže plodu. Signál získaný invazivním snímáním je kvalitnější s vyšším odstupem signálu od šumu a výsledná křivka je přesnější. Na druhou stranu má tato metoda i řadu nevýhod a je nebezpečná jak pro matku, tak i pro dítě. Elektroda se zavádí přímo na hlavičku plodu a tím může dojít ke vzniku a šíření infekce. Navíc, aby mohlo dojít k zavedení elektrody, je nutné, aby došlo k prasknutí zárodečného obalu a odtoku plodové vody. Tato metoda se proto dá použít pouze při porodu.

Při abdominálním snímání jsou elektrody umístěny na břicho matky. Měří se tedy břišní (abdominální) EKG signál (aEKG), který se skládá z fEKG, mEKG a šumu. Výhodou této metody je, že může být prováděna jak v průběhu celého těhotenství, tak i během porodu. Nicméně nízká amplituda fEKG, vysoká amplituda mEKG a velké rušení (způsobené pohybem plodu či matky, dýcháním, stahy děložní svaloviny) jsou omezující faktory této metody. Nežádoucí signály, jako jsou mateřský EKG signál, elektrická aktivita svalů, dechové artefakty apod., je nutno šetrně odstranit tak, aby byl výsledný

snímaný signál (fEKG) co nejméně znehodnocen. Rozmístění elektrod pro neinvazivní snímání zatím nebylo standardizováno. Plodová srdeční frekvence se pohybuje okolo 120 až 160 BPM (tepů za minutu). Amplituda mEKG je přibližně 10krát až 30krát vyšší než amplituda fEKG [7], [8], [9].

Jedním z důvodů sledování žen během těhotenství je fetální hypoxie, což je stav, kdy tělo plodu není dostatečně zásobeno kyslíkem. Tělo nejvíce chrání životně důležité orgány, které zásobuje kyslíkem tak dlouho, jak je to jen možné. Přetrvává-li však tento stav dlouho, nestačí tělo zásobovat ani tyto orgány. Hlavně pro mozek je tato situace závažná, protože bez zásobení kyslíkem v něm mohou vzniknout nezvratné změny, ty se pak projevují jako například mozková obrna nebo mentální retardace (více o této problematice např. v [10] nebo [11]). Fetální EKG znázorňuje srdeční aktivitu plodu. Na základě analýzy křivky fEKG spolu s klinickým pozorováním lze nalézt patologie již v průběhu gravidity nebo porodu, jako je např. hypoxie plodu nebo obtočení pupeční šňůry. Snímání fEKG významně přispívá ke snížení mortality plodu [12].

2.3 Monitorace plodu v klinické praxi

V současné době lze plod sledovat nejen před porodem (antepartální monitorování), ale i během něj (intarpartální monitorování).

Freeman ve své monografii (viz [13]) uvádí, že metody antepartálního monitorování plodu nejsou dostatečně průkazné a přesné a že kvalita zpracování fEKG limituje do určité míry i sledování stavu plodu. Dále Sameni Raza v [14] uvádí, že současné monitorovací techniky zvyšují množství porodů císařským řezem za použití kleští, ale nesnižují mortalitu ani morbiditu plodu, což bylo původním cílem zavedení elektronického monitorování. V současné době se k monitorování plodu využívají zejména Kardiotokografie (KTG), ST-analýza (STAN), fetální pulsní oxymetrie, ale i další metody.

2.3.1 Auskultační metoda

Vyšetření pomocí tzv. Pinardova stetoskopu patří mezi jednu z prvních metod, jak snímat srdeční aktivitu plodu. Ačkoliv byl tento stetoskop vynalezen během 19. století, dnes se i nadále využívá po celém světě, zejména pak v rozvojových zemích. Jedná se o neinvazivní metodu, kdy se pomocí stetoskopu poslouchají srdeční ozvy plodu (vyšetření poslechem – auskultace). Tímto způsobem je možno získat alespoň přibližnou fetální srdeční frekvenci (z angl. Fetal Heart Rate, fHR) [5], [15].

Toto vyšetření je zatíženo zejména subjektivní chybou – záleží na zkušenosti vyšetřujícího, dále pak na okolním hluku a umístění stetoskopu od zdroje zvuku (fetálního srdce) [5], [15]. I přes tyto nevýhody, patří tato metoda mezi stále hodně používaný způsob vyšetření. Dnes jsou stetoskopy dostupné i v moderních provedeních a jsou schopny vypočítat tepovou frekvenci plodu, odstranit hluk z okolí, vytvořit audiozáznam srdečních ozev a poslat tyto informace např. přes bluetooth do počítače [15]. Více informací o stetoskopech např. v [16], [17].

Rozvojem elektrotechniky ve zdravotnictví je tato metoda pomalu nahrazována elektronickým monitorováním plodu (z angl. Electronic Fetal Monitoring, EFM, viz [18]).

2.3.2 Kardiotokografie (KTG)

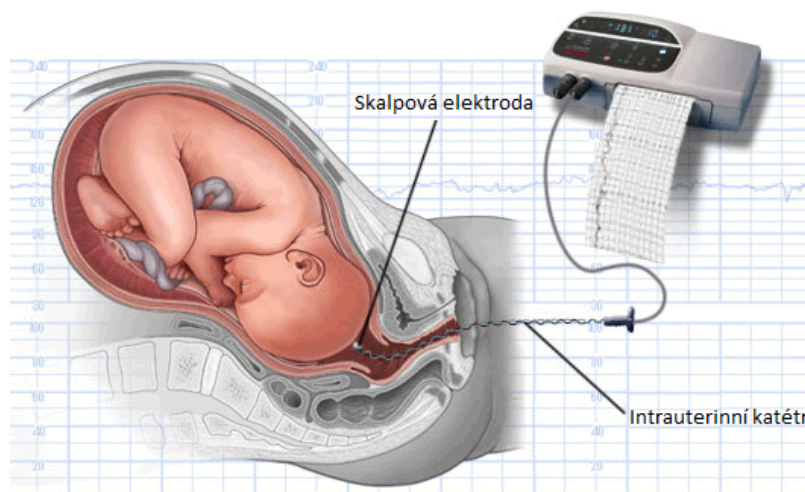
Kardiotokografie je metoda EFM a umožňuje monitoraci fHR a děložních kontrakcí. Dnes je technologie KTG velmi propracovaná a využívá se zejména pro její jednoduchost, rychlost a bezbolestnost. Díky KTG došlo také ke snížení mortality novorozenců při porodu [5], [19], [21].

I přes značný rozvoj a výhody KTG, se tato metoda potýká s jistými problémy, kterými jsou zejména přesnost a spolehlivost. Podle některých dostupných zdrojů [13], [19], [21] je stanovení hypoxie plodu pomocí této metody správné pouze u 20 – 50% rodiček. To má za následek i vysoký počet zbytečně provedených porodů císařským řezem [19].

V klinické praxi je možno využít 2 způsobů monitorování, a to transvaginální (invazivní) nebo abdominální KTG (neinvazivní). Primárně se využívá neinvazivního monitorování. V některých nemocničních zařízeních se ale ještě navíc, jako kontrola zda nedošlo ke špatné diagnostice hypoxického stadia, zavádí tzv. skalpová elektroda.

- **Transvaginální monitorace plodu**

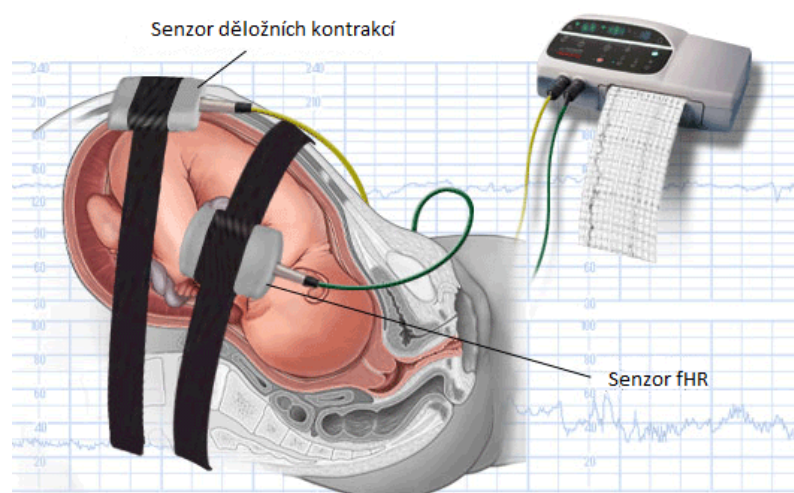
Patří mezi invazivní metody monitorace plodu. Ke snímání signálu se využívá speciální skalpové elektrody, která je umístěna přímo na hlavičku plodu (viz Obr. 5). Aby mohla být elektroda správně umístěna, musí nejprve dojít k protržení blan a odtoku plodové vody. Tato metoda může být použita pouze během porodu. Výsledná srdeční frekvence plodu (fHR) je vypočítána ze záznamu fEKG pomocí R–R intervalů [5], [15].



Obr. 5 :Transvaginální KTG [20].

- **Transabdominální KTG**

Patří mezi neinvazivní metody monitorování plodu. Je prováděno pomocí tzv. Dopplerovského ultrazvuku, autokorelačního procesu a externího snímače pro tokografii. Snímání stahů dělohy se detekuje pomocí dvou mechanicko-elektrických převodníků, které jsou umístěny na břiše matky (viz Obr. 6). První je určen pro snímání fHR a je umístěn nad úroveň srdce plodu. Druhý převodník slouží ke snímání děložních kontrakcí a je umístěn na tzv. fundu plodu (na konci jeho zad). Citlivost snímačů je úměrná tloušťce břišní stěny rodičky (závisí na vzdálenosti snímače od zdroje, kterým je plodové srdce) [5], [15].



Obr. 6 :Transabdominální KTG [20].

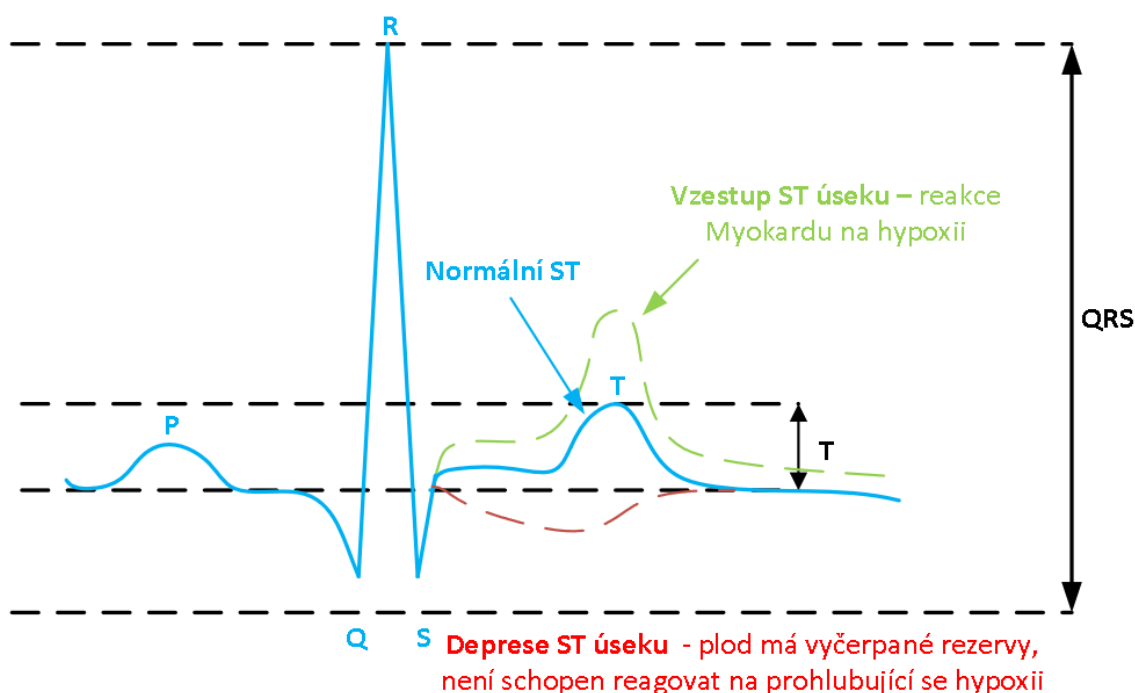
Zejména u transabdominálního KTG vidí vědci velký prostor k dalšímu rozvoji, a to zejména v oblasti zlepšení kvality záznamu nebo monitorování vícečetných těhotenství [14].

2.3.3 Analýza ST úseku (STAN)

Patří mezi invazivní metody monitorace plodu. Jedná se o velice přesnou metodu, která umožňuje sledovat ST úseky na EKG křivce plodu. Záznam plodového elektrokardiogramu je snímán transvaginálně pomocí skalpové elektrody. Na fEKG záznamu se hypoxie projevuje zkrácením ST úseku, nebo změnou jeho tvaru. Jedny z přístrojů používaných v klinické praxi, které dokážou správně analyzovat ST úsek a stanovit správnou diagnózu, jsou Analyzátoři STAN od firmy Noventa Medical AB. ST analyzátor dokáže zaznamenat kompletní křivku fEKG, na rozdíl od zevní sondy KTG, která detekuje pouze R-R interval [15].

Na EKG křivce je sledována amplituda QRS komplexu, kolísání ST segmentu okolo základní izoelektrické linie a amplitudy vlny T. Během monitorování je několikrát stanovena průměrná EKG vlna a z ní je vypočten poměr výšek QRS komplexu a vlny T, tzv. T/QRS poměr [21].

Za normálních podmínek je poměr T/QRS stálý a ST segment je podobný izoelektrické linii. Dojde-li ke zvýšení amplitudy vlny T, jedná se o reakci fetálního myokardu na hypoxický stres. Plod není dostatečně zásoben kyslíkem a myokard se snaží adaptovat na stav hypoxie. Po obnově dodávky kyslíku se amplituda vlny T snižuje a ustaluje v normálu [19], [21], [21]. Celkový průběh změn fEKG signálu můžeme vidět na Obr. 7.



Obr. 7 : Změny fEKG v průběhu hypoxie, podle [21].

Pokud dojde k poklesu ST segmentu, jedná se o těžkou formu hypoxemie, dochází k poklesu aktivity srdečního myokardu a ke vzniku rizika tzv. kardiovaskulárního selhání. Podrobněji o této problematice např. v [29].

2.3.4 Sledování pH krve

Jedná se o invazivní metodu, kdy jsou z hlavičky plodu opakovaně odebírány vzorky krve. Tato metoda ukazuje pouze aktuální stav plodu a je možno ji provádět pouze po odtoku plodové vody, tedy během porodu. Dnes se již tato metoda vzhledem k své technické náročnosti a invazivitě vůči plodu příliš nepoužívá [19].

2.3.5 Intrapartální fetální pulzní oxymetrie (IFPO)

Jedná se o neinvazivní kontinuální metodu monitorování fetální oxygenace, která spolu s ostatními metodami (KTG, pH z hlavičky plodu) vede k diagnostice intrapartální fetální hypoxie. Tato metoda se v klinické praxi využívá jako doplňková metoda pro stanovení přesnější informace o stavu plodu. Pomocí metody IFPO je sledováno nasycení (saturace) krve kyslíkem [19], [23].

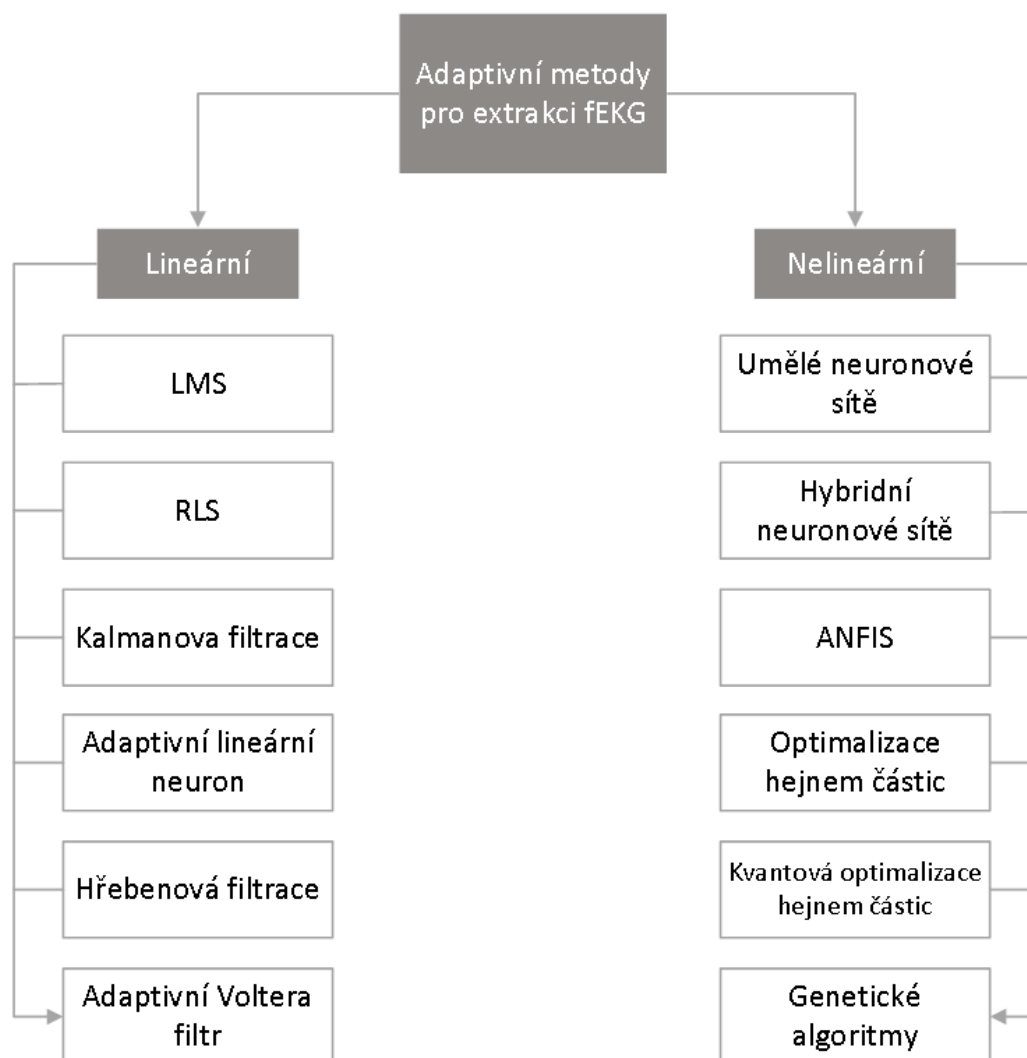
Pulsní oxymetrie umožňuje stanovit saturaci krve kyslíkem. Přístroj vyzařuje světlo o dvou vlnových délkách, a to 920 a 660 nm, které proniká zkoumanou tkání. Poté je vyhodnocováno, kolik kterého světla bylo během pulsní vlny tkání absorbováno. Vzhledem k tomu, že redukovaný i oxidovaný hemoglobin obě vlnové délky absorbují odlišně, lze z poměru absorpčních spekter vypočítat poměr, který se pak ukáže na displeji přístroje jako celková hodnota saturace krve kyslíkem. Přístroj ukazuje vedle saturace hemoglobinu i srdeční frekvenci plodu. Výsledky měření mohou být ovlivněny zejména patologickými formami hemoglobinu (např. karboxyhemoglobinem nebo methemoglobinem) [23].

3 Vývoj a současný stav dané problematiky

Elektrokardiografie se v medicíně používá už řadu let. V klinické praxi jsou již v oblasti elektrokardiografie dospělých zaznamenávány významné pokroky jak v technikách zpracování signálu, tak i v jeho vyhodnocení. Zatímco snímání a analýza fetálního EKG (fEKG) je ve svém vývoji teprve na začátku [7].

3.1 Metody pro extrakci plodového elektrokardiogramu

Metody pro extrakci fEKG je možno rozdělit na adaptivní a neadaptivní. Adaptivní metody využívají adaptivní filtry, které dokážou své vlastnosti přizpůsobit vnějším vlivům. Můžeme se u nich setkat se schopností učení, kdy pro zlepšení svých vlastností vycházejí z předešlých zkušeností. Adaptivní metody lze dále rozdělit na lineární a nelineární [5]. Základní rozdělení adaptivních metod můžeme vidět na Obr. 8.



Obr. 8 : Základní rozdělení adaptivních metod

Nelineární adaptivní metody využívají fuzzy logiku a umělé neuronové sítě. Pracují s proměnným signálem mateřského EKG, které se liší, pokud je snímáno přímo z hrudníku nebo z břicha

matky. To je způsobeno šířením signálu mezi torakální (hrudní) a abdominální částí těla a snížením tepové frekvence. Mezi nelineární adaptivní metody patří techniky umělých neuronových sítí (ANN), metody využívající hybridní neuronové sítě (HNN) a techniky aplikující adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (ANFIS). Lineární metody využívají adaptivních algoritmů, pomocí kterých můžou měnit hodnoty a lépe se přizpůsobit okolnímu prostředí. Mimo jiných využívají RLS (Recursive Least Squares) a LMS (Least Mean Square) algoritmy nebo metodu ADALINE (Adaptive Linear Neural Network) [5], [8].

3.1.1 Metody adaptivní lineární filtrace fEKG

Jak bylo uvedeno výše, adaptivní lineární filtr je filtr vyznačující se schopností samostatně nastavovat koeficienty filtru podle optimalizovaného učícího algoritmu, který je řízen chybovým signálem. Adaptivní filtry se používají při oddělení signálu a šumu nebo pro zvýšení poměru signál-šum (SNR) [24].

Zjednodušeně je to technika adaptivní eliminace nežádoucích signálů (jako je např. mateřská složka) z abdominálního signálu, aby byl získán užitečný signál (fEKG). Systém může upravit a změnit existující okolnosti a optimalizovat jeho výsledky. Lineární filtr během filtrace mění přenosovou funkci. Na rozdíl od neadaptivního filtru s konstantními koeficienty se tento filtr dokáže přizpůsobit proměnnému požadovanému signálu. Adaptivní filtr využívá adaptivních algoritmů, pomocí kterých může měnit hodnoty vektoru impulzní odezvy tak, aby hodnoty tzv. chybového signálu $e(n)$, který je dán rovnicí (3.1), byly co nejmenší [5], [24].

$$e(n) = d(n) - y(n), \quad (3.1)$$

kde $y(n)$ označuje aktuální výstup adaptivního filtru a $d(n)$ je požadovaný signál.

- **LMS (Least Mean Squares)**

Metoda LMS patří díky své jednoduchosti mezi nejpoužívanější adaptivní metody. Mezi první úspěšné použití LMS algoritmů byla adaptivní filtrace šumu v [25], kde bylo využito metody LMS k odstranění úzkopásmové rušivé složky z širokopásmového signálu.

- **RLS (Recursive Least Squares)**

RLS je metoda založená na rekurzivní optimální adaptaci. RLS filtr využívá výpočet průměrných hodnot veličin z časových průběhů. Struktura tohoto filtru je stejná jako u LMS, liší se jen adaptivním procesem, který je výpočetně mnohem náročnější, z důvodu výpočtu průměrných hodnot [26], [27].

- **Hřebenová filtrace**

Adaptivní hřebenová filtrace se přizpůsobuje časovým změnám v základní frekvenci a je schopna odhadovat kvaziperiodické složky biosignálů, jako například EKG. Více o metodě hřebenové filtrace např. v [28], kde Wei a spol. popisují algoritmus pro získání fEKG z aEKG.

- **Další lineární metody**

Dále mezi lineární adaptivní metody řadíme metody založené na teorii Kalmanovy filtrace (KF), (více o této metodě např. v [29]); a Adaptivní Voltera filtr (AVF), kdy je plodové EKG získáváno pomocí

jednoho hrudního signálu a jednoho i více snímaných abdominálních signálů [15]. Více o metodě AVF např. v [30].

Na rozdíl od adaptivních metod, neadaptivní metody nemají schopnost zapamatovat si předchozí vlastnosti. Používají se pro extrakci fEKG, ale hodnoty koeficientů jsou konstantní (nemohou se přizpůsobit daným / měnícím se podmínkám). Neadaptivní metody lze dále rozdělit na jednonábové nebo vícekanábové [8]. Zadání bakalářské práce je zaměřeno na extrakci fEKG pomocí adaptivní lineární metody ADALINE, která bude blíže popsána v následujících podkapitolách.

3.1.2 Adaptivní lineární neuron (ADALINE)

Bin Ibne Reaz a spol. (2004) v [9] popisuje adaptivní metodu k oddělení fetálního EKG (fEKG) od mateřského EKG (mEKG) pomocí ADALINE (Adaptive Linear Network neboli Adaptive Linear Element). K detekci a extrakci EKG byly použity neuronové sítě. Neuronová síť byla vybrána především proto, že je adaptabilní na nelineární a časově proměnlivé vlastnosti EKG signálu. Tato síť rozpoznává přítomnost rušení v EKG signálu včetně spousty dalších elementů. ADALINE je určena k extrakci fEKG z aEKG těhotné ženy, má funkci lineárního přenosu a může reagovat na změny ve svém prostředí. Korelace mezi mateřským a abdominálním EKG signálem umožňuje extrakci fEKG. Mateřské EKG vstupuje do sítě prostřednictvím zpoždovací linky. Hodnota, která vstupuje do sítě, je aktuální hodnota. Pokud je chyba nulová, pak je výstup stejný jako žádané fEKG. Použitím adaptivního filtru nebude žádaný signál odfiltrován jako u konvenční filtrační metody. Místo toho je hodnota odečtena porovnáním vstupních a cílových hodnot. Proto není třeba volit vhodnou velikost nebo frekvenci okna. V tomto článku bylo zjištěno, že čím je větší míra učení a nižší setrvačnost a váhy učení, tím daná filtrace probíhá lépe.

Wenjua Jia, Chunlan Yang a spol. (2010) v [12] zavádí metodu extrakce fEKG pomocí adaptivní lineární neuronové sítě. Pro extrakci fEKG byl použit program vytvořený v prostředí Matlab. V této práci bylo řešeno snímání signálu aEKG pomocí elektrod umístěných na břicho matky a signál mEKG pomocí elektrod umístěných na jejím hrudníku. Abdominální EKG je signál, který vzniká kombinací mEKG a fEKG. Po odstranění složky mEKG může být získán signál fEKG. Experimentální data pro tuto práci byla získána z databáze DaISy (více o této databázi v [32]). Z povrchu břišní stěny matky bylo snímáno pomocí osmi elektrod – 3 elektrody byly umístěny na hrudníku a 5 abdominálních elektrod. Cílový signál fEKG byl získán odečtením mEKG a smíšeného signálu aEKG. V této práci bylo zjištěno, že adaptivní neuronová síť může být použita pro extrakci fEKG z aEKG. Navíc je možno zlepšit vlastnosti extrakce zlepšením struktury neuronových sítí.

M. A. Hasan a spol. (2009) v [31] se ve své práci zabývá extrakcí plodového EKG z mateřského a abdominálního EKG pomocí neuronových sítí. Pro zvýšení extrakce signálu fEKG z břišního signálu EKG byla v tomto příspěvku navržena extrakce fEKG na bázi neuronové sítě. Architektura neuronové sítě byla vytvořena adaptivním filtrovacím přístupem, který je kombinací ADALINE (adaptivní lineární síť) a TDL (zpoždovací linka). Mateřské EKG bylo potlačeno z abdominálního EKG, rozdíl je považován za EKG plodu. V této práci bylo zjištěno, že přesnost výstupu závisí na tom, kolik variací signálů je použito jako vstup a výstup v síti. Kromě toho jsou také důležitými faktory, které ovlivňují požadovaný signál fEKG, rychlost učení a dimenzionalitu. Při snímání EKG byla v tomto článku použita vysoká míra učení a nízká hybnost.

M. S. Amin a spol. (2011) v [33] popisuje adaptivní lineární metodu k oddělení fEKG od mEKG pomocí ADALINE. Ve vývojovém prostředí Matlab byl vytvořen program, který detekoval změny extrahovaného fEKG. V programu byly zobrazeny tři signály, a to cílový signál (břišní EKG těhotných žen), odhadovaný signál ze sítě a rozdíl mezi těmito dvěma signály. Nejprve byl pro extrakci fEKG použit hladký signál bez šumu. Rychlost učení a dimenzionalita byly nastaveny na 0,8 a 0,5. Rozdíl mezi cílovým a odhadovaným signálem je signál fEKG, který je třeba extrahovat. Poté byl do sítě přiveden zašuměný signál se stejnou rychlostí učení a dimenzionality. Počáteční vstupy byly použity k porovnání rozdílu mezi hladkými a zašuměnými signály. Když byl šum příliš vysoký, amplituda byla téměř rovna amplitudě fEKG. Pro získání vhodnějšího signálu pro detekci QRS komplexu fEKG byl zesílen, takže byly vrcholy R vln větší než šum. V tomto článku bylo zjištěno, že čím je větší míra učení a nižší setrvačnost, tím je filtrace účinnější.

Ve výše uvedených pracích se autoři zabývali extrakcí fEKG pomocí lineární adaptivní metody ADALINE. Všichni se snažili o nalezení co neoptimálnějších hodnot rychlosti učení a dimenzionality pro získání co nejlepších vlastností programu a pro získání co nejpřesnějšího signálu plodového EKG. V hledání co nejlepší kombinace těchto hodnot vidí autoři práci možnosti k dalšímu výzkumu.

4 Metoda ADALINE pro extrakci fEKG

Tato kapitola se zabývá základní terminologií neuronových sítí, jejich dělením a schopnostmi neuronových sítí. Dále následuje matematický popis metody ADALINE.

4.1 Historie neuronových sítí

Ve 40. letech 20. století vznikl první umělý neuron, McCulloch – Pittisův neuron (MCP neuron [34]), který vycházel z biologické struktury lidského neuronu. Model umělého neuronu (MCP neuronu, je zobrazen v níže uvedeném schématu, viz Obr. 9. McCulloch – Pittisův neuron poskytoval vstup buď logické jedničky, nebo logické nuly, pro neuron s n výstupy:

$$y = \begin{cases} 0 & \text{pro } S < \theta \\ 1 & \text{pro } S \geq \theta, \end{cases} \quad (4.2)$$

kde θ je prahová hodnota neuronu a S je vnitřní potenciál neuronu definovaný jako

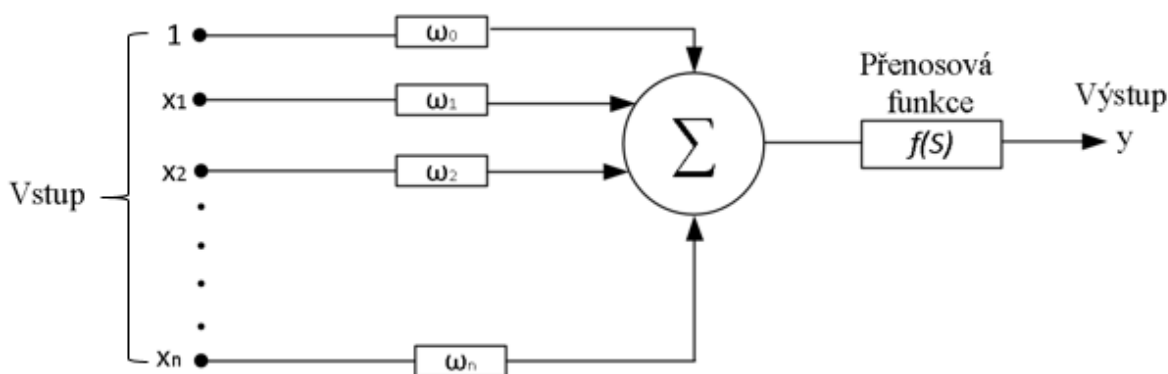
$$S = \sum_{i=1}^n \omega_i x_i, \quad (4.3)$$

kde ω_i je váha na každém ze vstupů neuronů (může být kladná i záporná) a x_i je vstupní hodnota. Výstup neuronové sítě y lze pak zapsat:

$$y = f(S), \quad (4.4)$$

kde $f()$ je přenosová funkce a y je výstup neuronové sítě.

S určitým nastavením prahových hodnot a vah, mohl tento typ neuronu simulovat logické funkce AND, OR a NOT. Tento typ neuronu však neměl schopnost učení, jelikož hodnoty prahů a vah byly pevně nastaveny a nebylo možné je měnit [37].



Obr. 9 : Model biologického neuronu, podle [38].

Až později, přibližně v 60. letech 20. století, byl vytvořen perceptron, umělý neuron, který na rozdíl od MCP neuronu neměl pevně nastavenou prahovou hodnotu a hodnotu váhy, a bylo možné je měnit pro každý neuron zvlášť [35]. Mezi neuronové sítě s učícími algoritmy patří mimo jiné i sítě ADALINE.

4.2 Architektura neuronových sítí

Architektura neuronových sítí může být jednovrstevná, vícevrstevná nebo rekurentní. Tyto sítě se od sebe liší počtem vrstev neuronů, kterými procházejí informace. Při tvoření struktury sítě je kladen

důraz zejména na vysokou flexibilitu sítě při učení, dále pak na přesnost zpracovaných výsledků, rychlost výpočtu nebo na paměťovou náročnost soustavy. Nejjednodušší neuronovou sítí představuje perceptron. Jedná se o soustavu tvořenou pouze jedním neuronem. Tato soustava je soustavou dopřednou, signál putuje ze vstupu na výstup bez cyklických závislostí [5], [37].

Soustava může být rozšířena použitím více perceptronů, a to jak lineárním zapojením za sebou, tak i navrstvením jednotlivých perceptronů, ve kterém se však jednotlivé perceptrony ovlivňují. Takovéto soustavy pak mohou řešit i složitější úlohy. Rekurzivní sítě využívají při propojení jednotlivých vrstev zpoždovací prvek a následně vedou zpětnou vazbou do některé z předchozích vrstev [5], [37].

4.3 Schopnost učení neuronových sítí

Mezi jedny z nejdůležitějších funkcí neuronových sítí patří tzv. schopnost učení. Učící algoritmus je optimalizační úloha, která má nalézt co nejlepší váhy a prahy jednotlivých neuronů. Využívají se zejména dvě strategie učení neuronové sítě [37]:

A) Učení s učitelem

Neuronová síť porovnává aktuální výstup s požadovaným výstupem (učitelem) a přenastavit váhy a síť tak, aby se pro jeden konkrétní vstup snížil rozdíl mezi aktuálním a požadovaným výstupem [36].

B) Učení bez učitele

Váhy neuronové sítě jsou nastaveny tak, aby výstup sítě byl neměnný (konstantní), a tudíž síť bude poskytovat stále stejnou odezvu na vstupní signál při podobných nebo stejných vektorech vstupu [36].

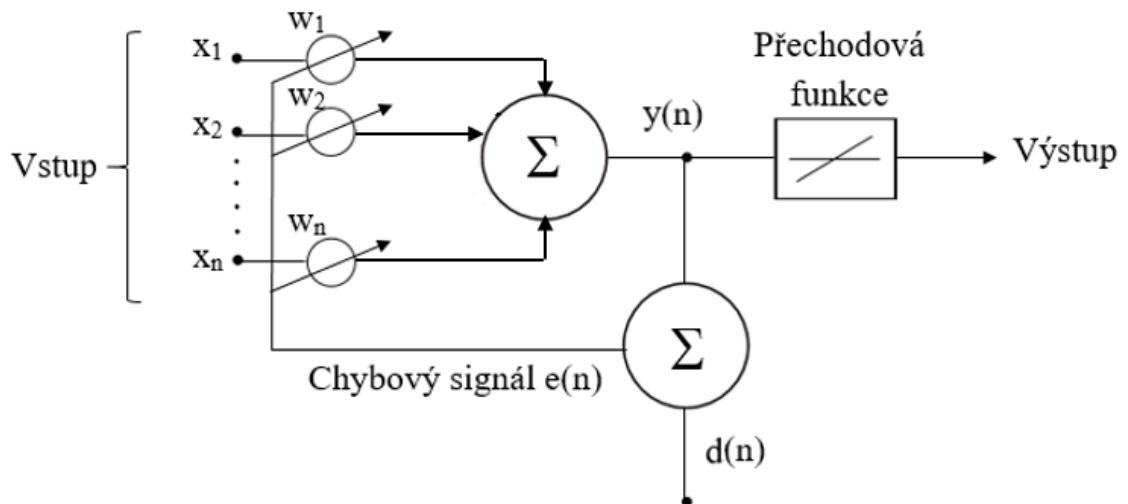
Na začátku učení jsou váhy nastaveny nejčastěji na číselné hodnoty vygenerované v určitém intervalu, nebo jsou všem vahám přiřazeny stejné hodnoty. Proces učení by měl snižovat rozdíl výstupních hodnot požadovaných od získaných a tím minimalizovat chybu sítě. Každá neuronová síť má jiný učící algoritmus [36].

Hlavní rozdíl mezi perceptronem a umělým neuronem je ten, že metoda ADALINE využívá lineární aktivační funkci, umožňující výstup libovolné hodnoty, ne jen nuly nebo jedničky [12].

4.4 Matematický popis metody ADALINE

V kapitole 3.1.2 byly představeny práce, využívající k oddělení fEKG z aEKG metodu ADALINE. Ve všech těchto pracích pracovali autoři s vývojovým prostředím Matlab, ve kterém vytvořily program sloužící k extrakci fEKG.

ADALINE je jednovrstevná umělá neuronová síť a název zařízení, které je touto sítí implementováno. Byla vyvinuta profesorem Bernardem Widrowem a jeho absolventem Tedem Hoffem na Stanfordské universitě v roce 1960. Model neuronové sítě s využitím metody ADALINE je zobrazen na Obr. 10. Skládá se z vah, součtového členu a využívá schopnost učení pomocí algoritmu LMS. Vstupem neuronové sítě ADALINE vektor \mathbf{x} , který představuje síťový vzor. Každý vzor se skládá ze sady komponent x_1 až x_n . Každý ze vstupů přechází na vektor vah \mathbf{w} (w_1 až w_n). Okamžitý výstupní signál soustavy $y(n)$ je dán součtem součinu jednotlivých hodnot dílčích komponent vstupního signálu a k němu příslušné hodnoty vah. Tzn., že: $y(n) = x_1 * w_1 + x_2 * w_2 + \dots + x_n * w_n$. Signál $\mathbf{d}(n)$ je cílovým signálem soustavy. Okamžitý a cílový signál jsou mezi sebou neustále porovnávány a jejich rozdílem vzniká chybový signál $e(n)$, který se používá k přizpůsobení hodnot vah.



Obr. 10 : Model neuronové sítě s využitím metody ADALINE

Lineární sítě ADALINE jsou podobné perceptronu, ale jejich přenosová funkce je lineární. Rozdíl mezi ADALINE a standardním perceptronem je, že ve fázi učení se váhy upravují podle váženého součtu vstupů. Ve standardním perceptronu je síť převedena na funkci aktivace (přenosu) a výstup funkce slouží k úpravě váhy. Chybový signál je rozdíl mezi výstupním vektorem a jeho cílovým (požadovaným) vektorem. Snahou je najít hodnoty vah a předpětí tak, aby součet čtverců chyb byl minimalizován. Síť je trénována (učena) pomocí algoritmu LMS, aby byla získána co nejmenší chyba [38].

4.4.1 Definice

ADALINE je jednovrstevná síť s více uzly, kde každý uzel přijímá více vstupů a generuje jeden výstup. Umělý neuron se skládá z libovolného počtu vstupů $x(n)$, kde x značí vstupní vektor a n je počet vstupů. Hodnota každého vstupu je upravována vahou $w(n)$. Na součet těchto vstupů je aplikována přenosová funkce $f()$, kterou je v případě metody ADALINE funkce lineární. Výstup neuronu je popsán vztahem:

$$y = f\left(\sum_{j=1}^n x_j w_j + \theta\right), \quad (4.5)$$

kde w_j jsou synaptické váhy a $f()$ představuje přenosovou funkci (někdy označovanou jako S), x_j jsou vstupy neuronu, θ je práh neuronu a y je výstup neuronové sítě. Podle této rovnice ovlivňuje výstupní signály přenosová funkce $f()$ a hodnoty jednotlivých vah $w()$. Hledání hodnoty vektoru $w()$ probíhá pomocí algoritmu LMS, který bude detailněji představen v následující kapitole [5], [38].

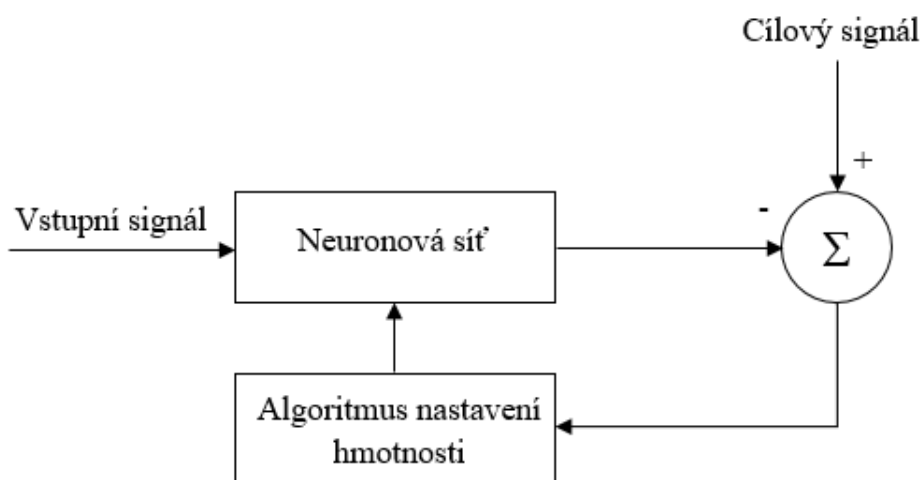
4.4.2 Algoritmus LMS

Adaptivní filtr lineární neuronové sítě má funkci lineárního přenosu. Metoda ADALINE využívá W-H pravidlo učení, což je učící schopnost metody nejmenších čtverců (LMS), díky tomu se může adaptivní filtr přizpůsobit změnám ve svém prostředí [38].

Stejně jako u pravidla učení perceptronu je algoritmus LMS příkladem supervizovaného tréninku, ve kterém je učební pravidlo poskytováno s příkladem řádného chování sítě. Nejprve je nutno nadefinovat sadu zkušebních vzorků:

$$\{x_1, d_1\}, \{x_2, d_2\}, \dots, \{x_n, d_n\}, \quad (4.6)$$

kde x_n je vstupní vektor a d_n je cílový výstupní vektor. Pro každý vstupní vektor síť spočítá výstupní vektor a následně určí chyby mezi výstupním vektorem spočteným a cílovým vektorem. Vypočtené chyby se využívají k úpravě váhy a prahu sítě. Pokud je hodnota chyby rovna nule, pak je síťový výstup stejný jako cílové EKG [9], [12], [38]. Blokové schéma architektury neuronové sítě je zobrazeno na Obr. 11.



Obr. 11 : Architektura neuronové sítě

Tento algoritmus slouží k úpravě vah a předpětí metody ADALINE tak, aby se minimalizovala střední kvadratická chyba. Chyba je dána jako rozdíl mezi cílovým výstupem a požadovaným výstupem. Cílem je minimalizovat průměrný součet těchto chyb:

$$mse = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (d_j - y_j)^2, \quad (4.7)$$

kde mse (z angl. mean square error) je střední kvadratická chyba soustavy, d_j představuje cílový výstup a y_j je okamžitý výstup sítě [38]. Odmocinou hodnoty mse získáme hodnotu $RMSE$, která by se měla co nejvíce blížit nule. Právě velikost $RMSE$ je v této práci používána jako jeden z hodnotících parametrů, při provádění experimentů na syntetických datech. Hodnotu parametru $RMSE$ určíme podle rovnice uvedené níže.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (d_j - y_j)^2} \quad (4.8)$$

Algoritmus LMS vypočítá okamžitý výstupní signál filtru $y(n)$. Chybový signál $e(n)$ určí podle rovnice:

$$e(n) = \mathbf{d}(n) - y(n), \quad (4.9)$$

kde $y(n)$ označuje aktuální výstup adaptivního filtru a $\mathbf{d}(n)$ je požadovaný signál. Následně jsou dopočteny koeficienty filtru podle rovnice:

$$\mathbf{w}(n + 1) = \mathbf{w}(n) + 2\alpha e(n)\mathbf{x}(n), \quad (4.10)$$

kde α označuje parametr rychlosti učení, $\mathbf{w}(n)$ představuje vektory vah a $\mathbf{x}(n)$ je vstupní vektor neuronové sítě [38], [39].

4.5 Adaptivní lineární filtrace v prostředí Matlab

Matlab slouží jako platforma pro analýzu a vývoj algoritmů. Zdrojem dat mohou být datové soubory, data získaná komunikací s jiným softwarem, nebo komunikací s hardwarem určeným přímo pro měření a snímání různých veličin [40].

Lineární sítě, které jsou nastaveny v každém časovém kroku na základě nových vstupních a cílových vektorů signálu, mohou najít hodnoty váhy a předpětí, které minimalizují chybu *mse* pro nové vstupní a cílové vektory signálů. Lineární neuron používá funkci lineárního přenosu zvanou *purelin* [41].

Adaptivní funkce *adapt*

Adaptivní funkce *adapt* během učení sítě postupně mění hodnoty vah a *bias* tak, aby se okamžitý výstupní signál soustavy co nejvíce blížil cílovému signálu soustavy a velikost chybového signálu byla co nejmenší. Syntaxe funkce *adapt* v matlabu je následující:

$$[net_2, Y, E, Pf, Af, tr] = adapt(net_1, P, T, Pi, Ai), \quad (4.11)$$

kde net_1 představuje původní síť, P je vstupem sítě, T označuje cílový výstup sítě, Pi představuje počáteční podmínky zpoždění vstupu a Ai počáteční podmínky zpoždění vrstvy. A dále, kde net_2 představuje aktualizovanou síť, Y je okamžitým výstupem sítě, E označuje chybový signál sítě, Pf představuje konečné podmínky zpoždění vstupu, Af podmínky zpoždění poslední vrstvy a tr označuje záznam učení [42].

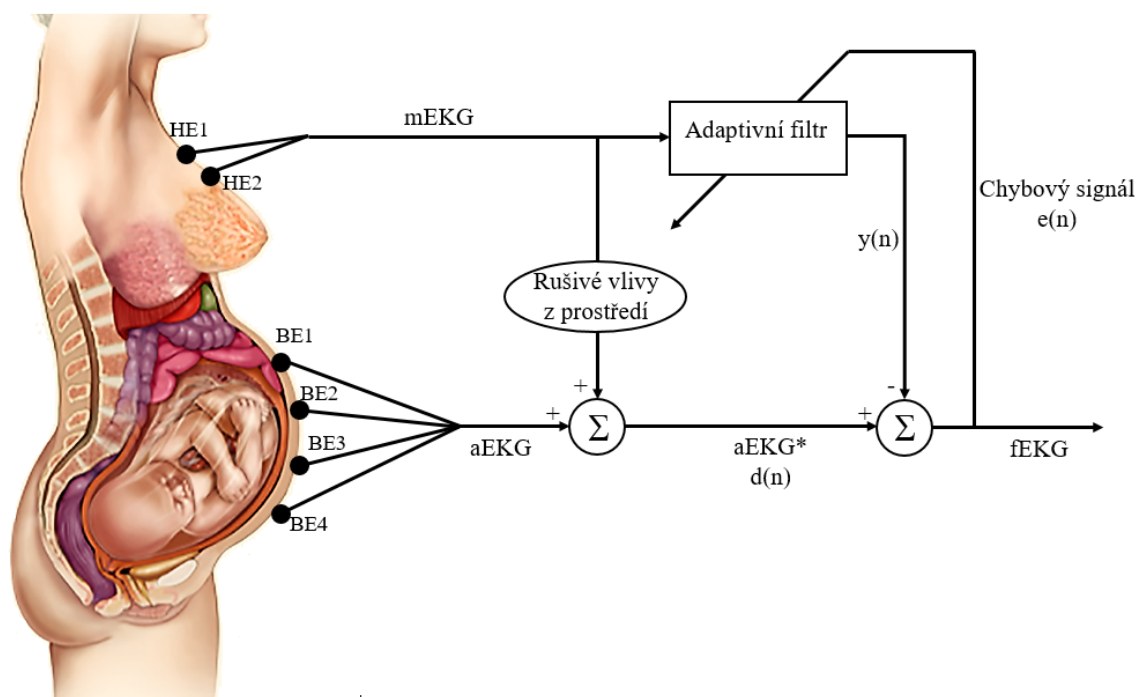
Cílový výstupní signál sítě T je volitelný a je potřeba pouze u sítí vyžadující cílový signál. Podmínky Pi a Pf jsou také volitelné a musí být použity pouze pro síť, které mají zpoždění vstupního signálu nebo vrstvy. Argumenty signálu ve funkci *adapt* mohou být buď ve formátu buněčného pole, nebo matice. Formát buněčného pole je vhodnější pro síť s více vstupy a více výstupy, zatímco formát matice lze použít pro síť, které mají pouze jeden vstup a jeden výstup. Pro vytvoření vrstvy sítě se využívá funkce *linearlayer* [42].

5 Návrh a softwarová realizace systému pro extrakci fEKG

Na základě nastudování problematiky uvedené v teoretické části práce mohla autorka přikročit k realizaci cíle této bakalářské práce, kterým je návrh a realizace adaptivního systému pro potlačení „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu. Funkčnost navrženého zařízení bude ověřena na syntetických i reálných datech.

5.1 Návrh řešení adaptivního systému

Na Obr. 12 je zobrazeno schéma adaptivního systému pro eliminaci „rušivého“ signálu mEKG, které kontaminuje zkoumaný fEKG signál. Signál aEKG je snímán transabdominálně pomocí čtyř elektrod umístěných na břicho matky. Signál mEKG je zaznamenáván pomocí dvou hrudních elektrod. Mimo jiné ovlivňují snímání signál aEKG také okolní rušivé vlivy, jako jsou např. pohybové artefakty, síťové rušení, kontrakce děložní svaloviny a jiné myopotenciály, kolísání izoelektrické linie. Tímto získáme zarušený břišní EKG signál (aEKG*). Zarušený aEKG signál tedy v sobě obsahuje nejen okolní rušení, ale také mateřskou a plodovou komponentu signálu EKG.



Obr. 12 : Principiální schéma adaptivního systému pro extrakci fEKG, upraveno podle [5] a [43].

K odstranění šumu je využit adaptivní filtr s využitím metody ADALINE, tzn., že koeficienty filtru jsou neustále přenastavovány a upravovány pomocí LMS algoritmu. Tento učící algoritmus porovnává vstupní a výstupní signál filtru. Jejich rozdílem je signál chybový. Podle chybového signálu jsou nastavovány hodnoty koeficientů filtru tak, aby chyba byla co nejmenší. Cílem filtrace je snížení chybového signálu na co nejmenší možnou hodnotu. Toho lze docílit odečtem složky kontaminovaného signálu, který je lineárně korelovaný s rušivým signálem mEKG. Výsledkem bude čistý fEKG signál [5], [38].

Navržený adaptivní systém pro extrakci fEKG zobrazený na Obr. 12 obsahuje šest vstupů, a to 2 hrudní elektrody (HE1 a HE2) snímající elektrickou aktivitu srdce matky a 4 břišní elektrody (BE1, BE2, BE3 a BE4) snímající smíšený signál matky a plodu (aEKG).

5.2 Softwarová realizace navrhnutého řešení v Matlabu

Navrhnuté řešení pro adaptivní filtraci s využitím metody ADALINE (viz. Obr. 12) je realizováno v softwaru Matlab R2017b. Pro testování byla použita syntetická i reálná data. Data jsou do programu nahrávána pomocí funkce *load*. Při testování algoritmu byly využity signály mEKG, aEKG a ideálního signálu fEKG o délce 40 000 vzorků s vzorkovací frekvencí f_{vz} 4000 Hz. Signál aEKG je signál obsahující jak složku mEKG, tak i složku fEKG. Signál mEKG představuje rušivý signál, který kontaminuje pozorovaný fEKG signál.

Jak bylo zmíněno v kapitole 4.4.2, metoda ADALINE využívá W-H pravidlo učení, tzn., že využívá LMS algoritmus, díky němuž se může adaptivní filtr přizpůsobit změnám ve svém prostředí. V programu byl LMS algoritmus řešen následujícím způsobem:

Ukázka kódu č. 1:

```
for i = 1:4
    for n = 1:N % učící smyčka
        y(n) = w*X(:,n) ; % předpokládaný výstupní signál
        eps(n) = aEKG(n) - y(n) ; % chybový signál
        w = w + alpha*eps(n)*X(:,n)' ;
    end
    alpha = 0.8*alpha ;
end
```

Kvalitu filtrace ovlivňují 3 základní parametry, které mají vliv na kvalitu extrahovaného signálu, a to p (dimenzionalita vstupu – množství synapsí), α (míra učení) a w (váhový vektor). V programu jsou tyto parametry nastaveny takto:

Ukázka kódu č. 2:

```
% Nastavení parametrů ovlivňujících kvalitu filtrace
p = 30 ; % dimenzionalita vstupu (množství synapsí)

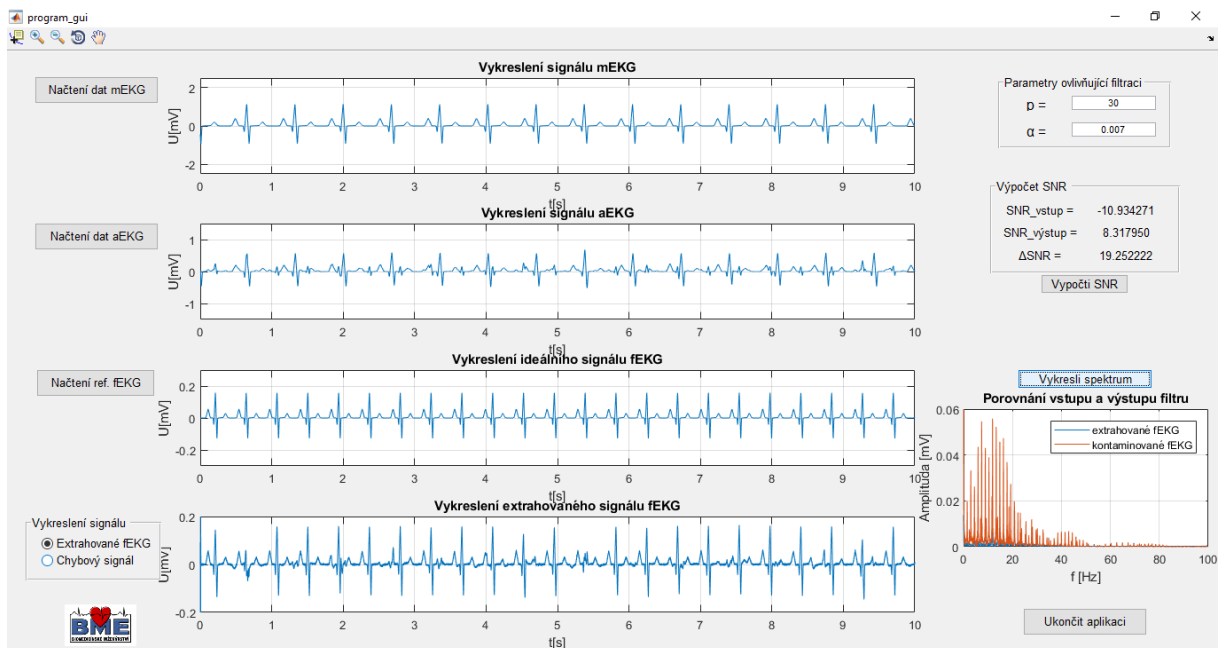
X = convmtx(mEKG, p) ; X = X(:, 1:N) ; % tvorba vstupní matice X o
velikosti p x N
y = zeros(1,N) ; % uložení hodnoty do proměnné y
eps = zeros(1,N) ; % uložení hodnoty do proměnné eps

alpha = 0.007 ; % míra učení
w = 2*(rand(1, p) - 0.5) ; % inicializace vektoru váhy
```

Výběr rychlosti učení α je velmi důležitý pro dobrou konvergenci algoritmu LMS. Za účelem zlepšení výsledků se učební cyklus čtyřikrát opakuje s klesajícími hodnotami míry učení.

5.3 Realizace grafického uživatelského rozhraní

V programu Matlab bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní (GUI – z angl. Graphical User Interface). Jeho hlavní funkcí je zobrazení extrahovaného signálu fEKG a chybového signálu, porovnání extrahovaného fEKG s ideálním fEKG v časové oblasti a subjektivní zhodnocení kvality filtrace a detekce změny signálů fEKG dle nastavených parametrů uživatelem, při použití na syntetických datech. Další funkcí programu je výpočet hodnoty SNR a vykreslení amplitudového spektra signálu. Na Obr. 13 je zobrazen vzhled vytvořeného uživatelského rozhraní.



Obr. 13: Vytvořené grafické uživatelské rozhraní (GUI).

V programu může být zobrazeno až 5 signálů, a to referenční signál mEKG, kontaminovaný signál aEKG, ideální signál fEKG, extrahovaný signál fEKG a chybový signál. Navíc je možno vykreslení amplitudového spektra s porovnáním signálu vstupujícího do adaptivního systému (zarušený signál aEKG) a signálu z něj vystupujícího (extrahovaný signál fEKG).

Signály mEKG, aEKG a ideální fEKG jsou do programu nahrávány pomocí tlačítek *Načtení dat mEKG*, *Načtení dat aEKG* a *Načtení dat ideálního fEKG*, pomocí kterých si může uživatel zvolit, jakou kombinaci signálů si chce zobrazit a se kterými bude nadále pracovat. Pomocí dvojice přepínačů v panelu *Vykeslení signálu* si může uživatel zvolit, zda chce vykreslit extrahovaný nebo chybový signál.

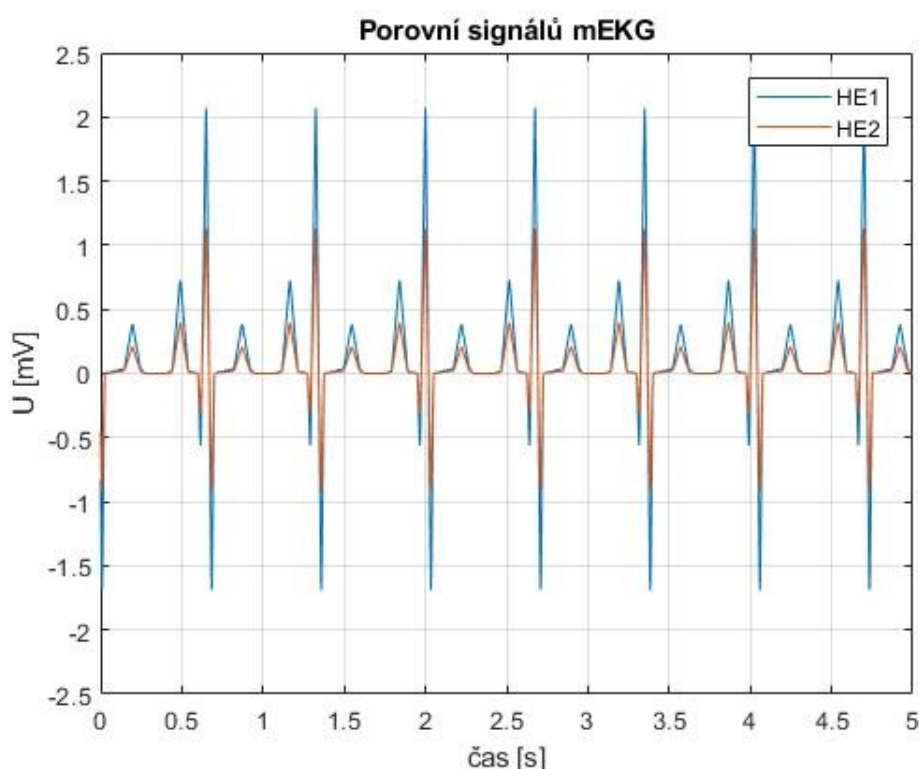
Aby bylo možno tyto 2 signály vykreslit, musí být nejprve do programu načteny signály mEKG, aEKG a ideálního fEKG pomocí již zmíněných tlačítek a musí být zadány hodnoty parametrů p a α . Pokud tomu tak není, zobrazí se chybová hláška, která uživatele vyzve k zadání parametrů nebo načtení dat do programu. Hodnoty parametrů jsou uživatelem zadávány do pole *Parametry ovlivňující filtraci*. V případě parametru p je vhodné zadat hodnotu v rozmezí od 0 do 100. V případě parametru α pak hodnoty od 0 do 0,1. Aby byla hodnota parametru α platná, je nutno zadat hodnotu s desetinnou tečkou, nikoliv desetinnou čárkou.

Tlačítko s názvem *Vypočti SNR* slouží k výpočtu hodnot vstupního SNR, výstupního SNR a celkového SNR. Aby mohla být hodnota SNR spočítána, musí být nejprve načteny a dopočteny všechny signály. Dalším tlačítkem, které se nachází v grafickém uživatelském rozhraní, je tlačítko s názvem *Vykesli spektrum*. To umožňuje uživateli vykreslení amplitudového spektra a porovnáním vstupního a výstupního signálu, a tím i posouzení kvality filtrace. Posledním tlačítkem v GUI rozhraní je *Ukončit aplikaci*. Po stisknutí tohoto tlačítka vyskočí okno s dotazem, zda si uživatel skutečně přeje ukončit tuto aplikaci a možnostmi ANO a NE. Pokud uživatel klikne na volbu ANO, program se uloží a ukončí. Pokud uživatel zvolí možnost NE, vrátí se se zpět do programu.

6 Hodnocení filtrace signálu na syntetických datech

Hodnocení kvality extrakce fEKG je založeno na podobnosti rekonstruovaných záznamů a ideálních záznamů fEKG. Kvalita extrakce závisí také na minimalizaci rušení [44]. V této práci bude při hodnocení kvality filtrace využita zejména hodnota parametru odstupů signálu od šumu (SNR).

Při testování bylo využito šesti vstupů, které byly tvořeny dvěma hrudními elektrodami (HE1 a HE2) a čtyřmi břišními elektrodami (BE1, BE2, BE3 a BE4). Z těchto šesti vstupů bylo vytvořeno 8 kombinací elektrod (HE1↔BE1, HE1↔BE2, HE1↔BE3, HE1↔BE4, HE2↔BE1, HE2↔BE2, HE2↔BE3, HE2↔BE4). Signály z elektrod s označením HE jsou považovány referenční signály mEKG s konstantní tepovou frekvencí a rozdílnou amplitudou signálu (viz Obr. 14).



Obr. 14: Časový průběh syntetických signálů mEKG

Signály HE1 a HE2 představují záznam mEKG snímáný hrudními elektrodami. Signály s označením BE představují signál fEKG snímáný transabdominálně. Jde tedy o signály aEKG (signály kontaminované signálem mEKG a jinými rušivými vlivy z okolí), neboť čistý signál fEKG není možno snímat z povrchu břicha matky.

6.1 Hodnocení kvality filtru pomocí SNR

Odstup signálu od šumu (z angl.. Signal to noise ratio - SNR) je parametr vyjadřující vztah mezi signálem a šumem. Jednotkou SNR jsou decibely (dB). Celková hodnota SNR je dána rozdílem hodnoty SNR před filtrací (SNR_{vstup} – vstupní SNR) a hodnoty SNR po filtraci ($SNR_{\text{výst}}$ – výstupní SNR). Hodnotu SNR_{vstup} je možno určit podle rovnice 6.12:

$$SNR_{vstup}(dB) = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{ideal}(i)]^2}{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{vstup}(i) - sig_{ideal}(i)]^2}, \quad (6.12)$$

kde $sig_{ideal}(i)$ je požadovaný signál roven ideálnímu fEKG a $sig_{vstup}(i)$ je vstupní signál soustavy. Hodnotu $SNR_{výst}$ lze určit pomocí rovnice 6.13:

$$SNR_{výst}(dB) = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{ideal}(i)]^2}{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{výst}(i) - sig_{ideal}(i)]^2}, \quad (6.13)$$

kde $sig_{ideal}(i)$ představuje požadovaný signál roven ideálnímu signálu fEKG a $sig_{výst}(i)$ je signálem, který vystupuje z adaptivního systému. Rozdílem SNR_{vstup} a $SNR_{výst}$ lze vyhodnotit účinnost navrženého adaptivního systému. Výpočet celkového SNR je popsán rovnicí 6.14 [44].

$$SNR(dB) = SNR_{výst}(dB) - SNR_{vstup}(dB) \quad (6.14)$$

6.2 Výsledky prováděných experimentů se syntetickými signály

Pro experimenty byly použity vstupní signály, obsahující jak mateřskou, tak i plodovou složku EKG. Každý z těchto signálů byl společně s odpovídajícím referenčním signálem fEKG použit pro výpočet parametrů adaptivního filtru. Výstupní signál (extrahované fEKG) byl použit pro výpočet parametrů hodnocení kvality filtrace. Hlavní důraz byl kladen na celkovou hodnotu SNR, která by měla být co nejvyšší a kladná. Protože, jak již bylo řečeno výše, čím vyšší je hodnota SNR, tím větší je odstup signálu od šumu a tím je filtrace kvalitnější. Pokud by nebylo možno ji určit (NaN – Not a Number), znamenalo by to, že při nastavení těchto parametrů je adaptivní filtr nestabilní. Dalším hodnotícím parametrem je hodnota RMSE, která by naopak měla být co nejmenší (co nejvíce se blížit k nule).

6.2.1 Optimální nastavení parametrů ovlivňujících kvalitu filtrace

Pro hodnocení experimentů prováděných pomocí navrženého adaptivního systému, bylo opět využito interaktivní programové prostředí Matlab. Zde byl vytvořen program pro nalezení správné kombinace parametrů ovlivňujících filtrace (množství synapsí p a míra učení α).

Nejprve byla zvolena konstantní hodnota pro parametr $p = 30$, zatímco hodnoty míry učení byly proměnné. Konstantní hodnota parametru p byla zvolena experimentálně, podle subjektivního hodnocení autorky. V Tab. 1 a Tab. 2 jsou shrnuty výsledky experimentů s proměnnou hodnotou α . Pro každou kombinaci elektrod byla nalezena přiměřená hodnota parametru α při konstantní velikosti $p = 30$.

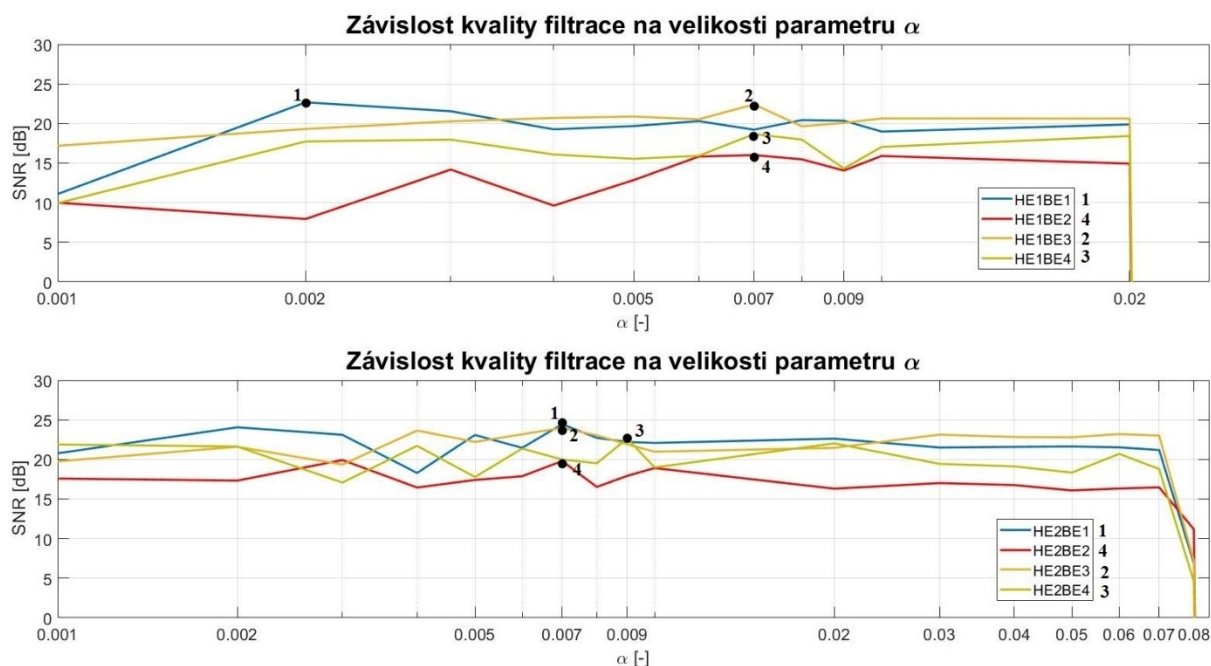
Tab. 1 : Výsledky experimentů při konstantním parametru p a proměnné hodnotě parametru α , část 1.

$p=30$	HE1 ↔ BE1			HE1 ↔ BE2			HE1 ↔ BE3			HE1 ↔ BE4		
	α [-]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]
0,001	11,09	0,006	1,257	9,9967	0,004	1,163	17,185	0,004	1,149	9,9441	0,0037	1,198
0,002	22,669	0,002	1,101	7,9451	0,005	1,138	19,306	0,002	1,167	17,732	0,0018	1,203
0,003	21,547	0,002	1,112	14,183	0,002	1,115	20,276	0,002	1,144	17,964	0,0005	1,234
0,004	19,265	0,002	1,215	9,6304	0,001	1,131	20,698	0,002	1,146	16,089	0,0009	1,274
0,005	19,674	0,003	1,135	12,848	0,003	1,12	20,876	0,002	1,136	15,538	0,0012	1,149
0,006	20,297	0,002	1,124	15,824	0,002	1,115	20,529	0,002	1,124	15,921	0,0014	1,121
0,007	19,216	0,002	1,112	16,011	0,003	1,109	22,41	0,002	1,225	18,664	0,0013	1,122
0,008	20,426	0,003	1,137	15,476	0,002	1,109	19,644	0,002	1,292	17,969	0,0013	1,175
0,009	20,35	0,003	1,111	14,064	0,003	1,123	20,069	0,002	1,172	14,326	0,0009	1,21
0,01	18,979	0,003	1,106	15,897	0,003	1,126	20,641	0,002	1,151	17,041	0,0015	1,118
0,02	19,88	0,003	1,114	14,931	0,003	1,122	20,622	0,002	1,165	18,417	0,0015	1,16
0,03	-1407	$2,03 \cdot 10^{67}$	1,105	-1434	$6,9 \cdot 10^{67}$	1,135	-1381	$1,08 \cdot 10^{66}$	1,331	-1418	$4,12 \cdot 10^{67}$	1,153
0,04	Inf	Inf	1,119	Inf	Inf	1,128	Inf	Inf	1,162	Inf	Inf	1,136
0,05	NaN	NaN	1,125	NaN	NaN	1,113	NaN	NaN	1,149	NaN	NaN	1,298
0,06	NaN	NaN	1,109	NaN	NaN	1,136	NaN	NaN	1,324	NaN	NaN	1,2
0,07	NaN	NaN	1,119	NaN	NaN	1,126	NaN	NaN	1,414	NaN	NaN	1,128
0,08	NaN	NaN	1,113	NaN	NaN	1,128	NaN	NaN	1,162	NaN	NaN	1,181
0,09	NaN	NaN	1,124	NaN	NaN	1,136	NaN	NaN	1,227	NaN	NaN	1,166
0,10	NaN	NaN	1,101	NaN	NaN	1,129	NaN	NaN	1,296	NaN	NaN	1,165

Tab. 2 : Výsledky experimentů při konstantním parametru p a proměnné hodnotě parametru α , část 2.

$p=30$	HE2 ↔ BE1			HE2 ↔ BE2			HE2 ↔ BE3			HE2 ↔ BE4		
	α [-]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]
0,001	20,77	0,003	1,221	17,585	0,0005	1,197	19,755	0,002	1,35	21,885	0,0006	1,266
0,002	24,054	0,002	1,199	17,324	0,0003	1,113	21,595	0,003	1,266	21,623	0,0004	1,348
0,003	23,107	0,001	1,349	19,92	0,0006	1,107	19,353	0,004	1,138	17,077	0,001	1,281
0,004	18,288	0,001	1,368	16,449	0,003	1,106	23,644	0,0008	1,195	21,717	0,0005	1,179
0,005	23,085	0,001	1,19	17,406	0,003	1,109	22,215	0,002	1,148	17,777	0,0005	1,148
0,006	21,461	0,002	1,169	17,877	0,002	1,105	23,169	0,0006	1,139	21,364	0,0006	1,14
0,007	24,443	0,002	1,163	19,794	0,002	1,127	23,974	0,002	1,178	19,985	0,0002	1,175
0,008	22,718	0,002	1,323	16,527	0,001	1,139	23,039	0,001	1,151	19,51	0,0009	1,239
0,009	22,209	0,001	1,221	17,927	0,002	1,261	21,898	0,0008	1,163	22,62	0,0011	1,259
0,01	22,08	0,002	1,312	18,908	0,002	1,288	20,97	0,0008	1,201	18,989	0,0011	1,142
0,02	22,619	0,002	1,169	16,302	0,002	1,336	21,462	0,002	1,146	22,026	0,0013	1,145
0,03	21,498	0,003	1,168	17,012	0,002	1,199	23,127	0,002	1,278	19,436	0,0012	1,179
0,04	21,583	0,003	1,167	16,762	0,003	1,347	22,829	0,002	1,177	19,12	0,0014	1,261
0,05	21,632	0,003	1,332	16,082	0,003	1,476	22,798	0,002	1,142	18,337	0,0017	1,136
0,06	21,522	0,003	1,153	16,325	0,003	1,137	23,203	0,002	1,148	20,704	0,0015	1,132
0,07	21,186	0,003	1,183	16,469	0,003	1,164	23,005	0,002	1,155	18,784	0,0015	1,182
0,08	6,8959	0,003	1,332	11,192	0,003	1,309	7,2107	0,002	1,294	4,6098	0,0015	1,301
0,09	-303,5	$5,12 \cdot 10^{11}$	1,179	-314,6	$1 \cdot 10^{12}$	1,132	-298,4	$2,84 \cdot 10^{11}$	1,199	-312,3	$7,68 \cdot 10^{11}$	1,142
0,10	-1328	$2,04 \cdot 10^{63}$	1,134	-1344	$7,23 \cdot 10^{63}$	1,128	-1304	$1,34 \cdot 10^{62}$	1,141	-1339	$4,27 \cdot 10^{63}$	1,132

Pro kombinace elektrod HE1↔BE2, HE1↔BE3, HE1↔BE4, HE2↔BE1, HE2↔BE2 a HE2↔BE3 je optimální hodnota parametru $\alpha = 0,007$. Pro kombinaci HE1↔BE1 $\alpha = 0,002$ a pro kombinaci HE2↔BE4 $\alpha = 0,009$. Tyto hodnoty byly získány prostřednictvím programu pro vypočtení objektivních hodnotících parametrů SNR a RMSE, následně byly zapsány do tabulek uvedených výše. Výsledky optimálních hodnot parametru α jsou v tabulkách zvýrazněny a podbarveny. Na Obr. 15 lze pozorovat graf vyjadřující závislost velikosti hodnoty SNR na velikosti parametru α při konstantní hodnotě parametru $p = 30$ pro všechny kombinace elektrod. Maximální hodnoty parametru SNR při proměnné hodnotě parametru α a konstantní hodnotě parametru p jsou vyznačeny bodem a číslem, které představují lokální maxima odpovídající optimálnímu nastavení filtru. Konkrétní hodnoty pro jednotlivé kombinace elektrod lze odečíst z Tab. 1 a Tab. 2.



Obr. 15 : Závislost kvality filtrace na velikosti parametru pro všechny kombinace elektrod.

Poté, co byla nalezena ideální hodnota α , bylo přikročeno k nalezení optimální hodnoty p opět pro každou kombinaci elektrod. Nyní byla velikost parametru α konstantní a hodnota parametru p byla proměnná. Tab. 3 a Tab. 4 obsahují výsledky experimentů s proměnnou hodnotou p . Tyto hodnoty jsou opět získávány prostřednictvím programu pro vypočtení objektivních hodnotících parametrů SNR a RMSE a následně zapsány do tabulek uvedených níže. Výsledky optimálních hodnot parametru p při konstantní velikosti parametru α a nejvyšší hodnoty SNR jsou v tabulkách vyznačeny.

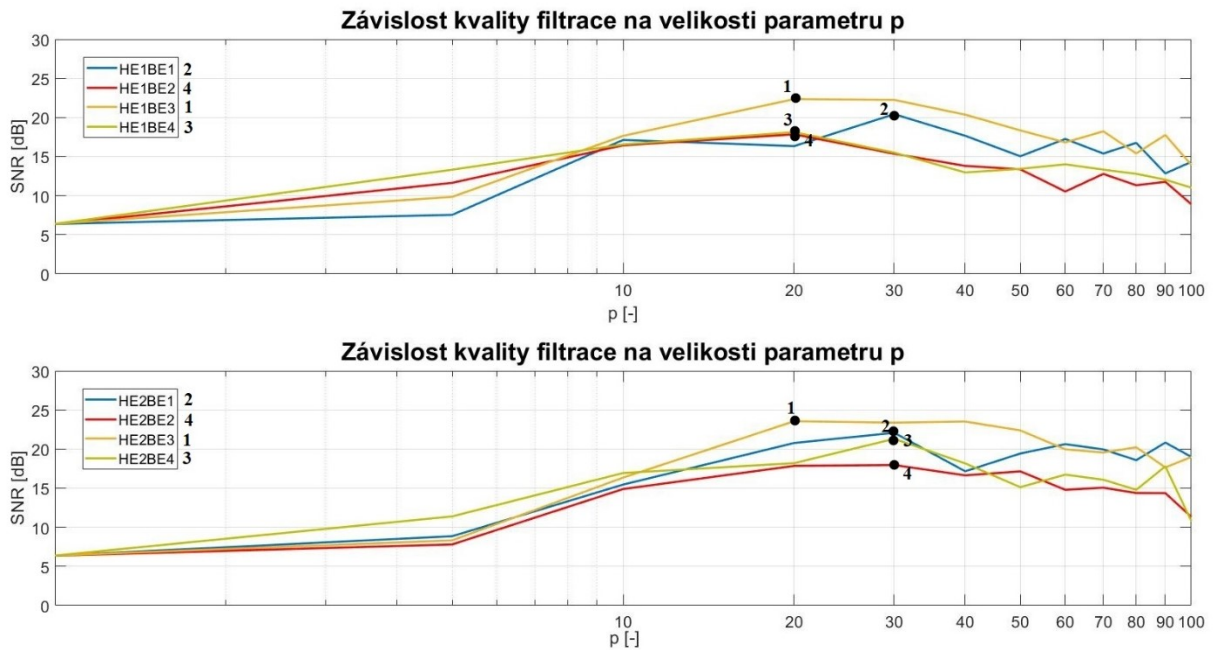
Tab. 3 : Výsledky eperimentů při konstantním parametru α a proměnné hodnotě parametru p , část 1.

p [-]	HE1 ↔ BE1 ($\alpha = 0,002$)			HE1 ↔ BE2 ($\alpha = 0,007$)			HE1 ↔ BE3 ($\alpha = 0,007$)			HE1 ↔ BE4 ($\alpha = 0,007$)		
	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]
1	6,387	0,0049	0,044	6,362	0,0018	0,048	6,406	0,0042	0,0827	6,394	0,0022	0,0452
5	7,543	0,0017	1,133	11,64	0,0004	1,067	9,844	0,0003	1,244	13,32	0,0007	1,079
10	17,13	0,0018	1,058	16,44	0,0007	1,046	17,65	0,0008	1,091	16,55	0,0004	1,203
20	16,34	0,0006	1,086	17,84	0,0021	1,062	22,35	0,0016	1,146	18,12	0,001	1,118
30	20,42	0,0028	1,206	15,36	0,0025	1,159	22,25	0,0019	1,155	15,5	0,0014	1,189
40	17,66	0,002	1,165	13,81	0,002	1,139	20,36	0,0018	1,226	12,97	0,002	1,207
50	15,04	0,0036	1,219	13,37	0,0021	1,457	18,35	0,0026	1,223	13,43	0,0012	1,218
60	17,25	0,0019	1,222	10,53	0,0021	1,203	16,81	0,003	1,371	14,01	0,0015	1,483
70	15,39	0,0028	1,243	12,78	0,0029	1,329	18,23	0,0021	1,338	13,33	0,0016	1,392
80	16,75	0,0019	1,286	11,33	0,0014	1,457	15,4	0,0019	1,507	12,79	0,0012	1,315
90	12,85	0,001	1,361	11,77	0,004	1,317	17,76	0,0018	1,468	12,05	0,0019	1,545
100	14,32	0,0061	1,356	8,904	0,0013	1,379	13,93	0,0012	1,469	11,02	0,0044	1,517

Tab. 4 : Výsledky eperimentů při konstantním parametru α a proměnné hodnotě parametru p , část 2.

p [-]	HE2 ↔ BE1 ($\alpha = 0,007$)			HE2 ↔ BE2 ($\alpha = 0,007$)			HE2 ↔ BE3 ($\alpha = 0,007$)			HE2 ↔ BE4 ($\alpha = 0,009$)		
	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]
1	6,387	0,0052	0,0571	6,364	0,0024	0,0473	6,389	0,0054	0,0486	6,379	0,0028	0,0607
5	8,853	0,0028	1,127	7,803	0,001	1,125	8,327	0,0029	1,168	11,39	0,0017	1,146
10	15,46	0,0023	1,154	14,89	0,0005	1,082	16,35	0,0022	1,094	16,94	0,0013	1,089
20	20,78	0,0004	1,217	17,85	0,0004	1,115	23,56	0,0000263	1,099	18,2	0,0003	1,137
30	22,08	0,0011	1,378	17,96	0,0014	1,322	23,38	0,0011	1,159	21,31	0,0013	1,323
40	17,16	0,0025	1,172	16,64	0,0024	1,199	23,52	0,0018	1,364	18,17	0,0007	1,195
50	19,43	0,0024	1,402	17,15	0,0023	1,415	22,39	0,0017	1,35	15,13	0,0005	1,245
60	20,63	0,0025	1,257	14,79	0,0015	1,3	19,97	0,0012	1,32	16,73	0,0014	1,292
70	19,96	0,002	1,385	15,06	0,0022	1,422	19,56	0,0019	1,651	16,08	0,0013	1,418
80	18,58	0,003	1,425	14,38	0,0017	1,501	20,23	0,001	1,669	14,79	0,0015	1,397
90	20,83	0,0024	1,514	14,37	0,0017	1,566	17,65	0,0038	1,372	17,79	0,0013	1,472
100	19,01	0,0047	1,402	11,33	0,0017	1,587	18,99	0,0018	1,433	10,8	0,0009	1,535

Jak je patrné z tabulek uvedených výše, nejvyšších hodnot SNR a tím i nejlepších výsledků filtrace bylo dosaženo při nastavení hodnoty parametru p v rozmezí od 20 do 30. Toto lze pozorovat i na Obr. 16 kde je vykreslena závislost velikosti hodnoty SNR na velikosti parametru p při konstantní hodnotě parametru α , přičemž tato hodnota byla zvolena s ohledem na výsledky předchozích experimentů pro každou z kombinací elektrod. Maximální hodnoty parametru SNR při proměnné hodnotě parametru p a konstantní hodnotě parametru α jsou vyznačeny bodem a číslem, které představují lokální maxima odpovídající optimálnímu nastavení filtru. Konkrétní hodnoty pro jednotlivé kombinace elektrod lze odečíst z Tab. 3 a Tab. 4.



Obr. 16: Závislost kvality filtrace na velikosti parametru pro všechny kombinace elektrod.

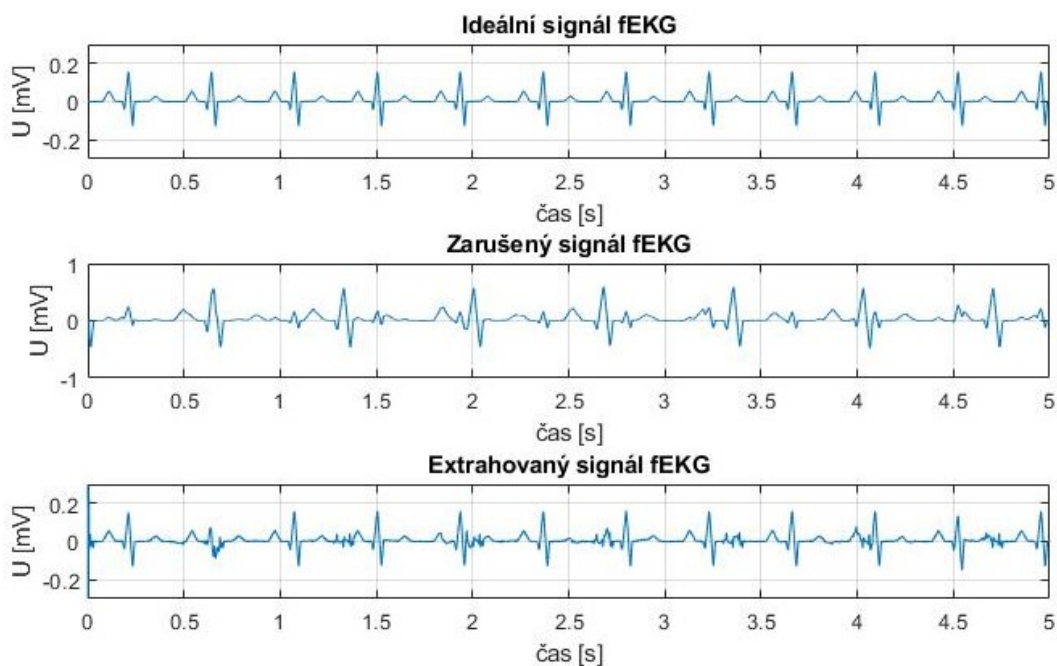
V Tab. 5 jsou zaznamenány optimální hodnoty parametrů p a α pro každou z kombinací elektrod. Při tomto nastavení adaptivního filtru proběhla filtrace nejlépe a hodnota SNR byla nejvyšší.

Tab. 5 : Optimální nastavení parametrů p a α pro každou kombinaci elektrod.

Kombinace elektrod	Optimální hodnota parametru p	Optimální hodnota parametru α
HE1↔BE1	30	0,002
HE1↔BE2	20	0,007
HE1↔BE3	20	0,007
HE1↔BE4	20	0,007
HE2↔BE1	30	0,007
HE2↔BE2	30	0,007
HE2↔BE3	20	0,007
HE2↔BE4	20	0,009

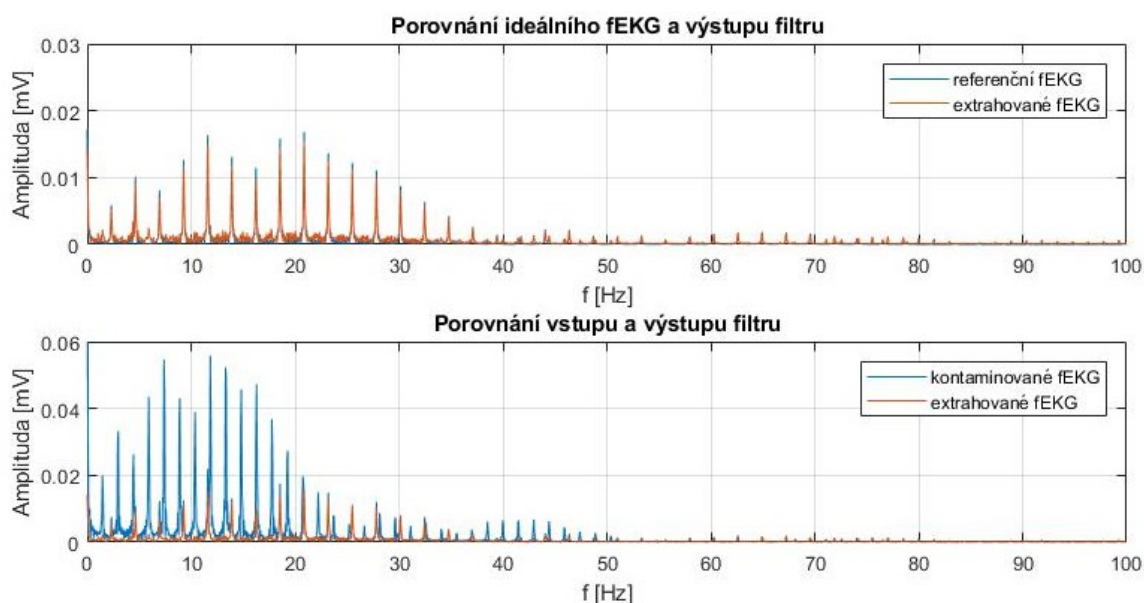
6.2.2 Posouzení kvality filtrace v časové a frekvenční oblasti

Na Obr. 17 je zobrazen časový průběh ideálního fEKG signálu v porovnání se signálem vstupním (zarušené fEKG) a výstupem navrženého adaptivního systému při kombinaci elektrod HE2↔BE2. Hodnota parametru p byla zvolena podle výsledku experimentu uvedeného výše. Byly tedy zvoleny tyto hodnoty $p = 30$ a $\alpha = 0,007$. Ostatní časové průběhy pro všechny kombinace elektrod jsou uvedeny v příloze A.



Obr. 17: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.

Rozdíl mezi tvarem křivky ideálního a extrahovaného signálu fEKG je možno hodnotit subjektivně, a to vizuální srovnávací metodou signálů v časové oblasti. Subjektivní kontrola časových průběhů zobrazených na Obr. 17 ukazuje zdařilé potlačení mateřské komponenty v zarušeném signálu. Potlačení nežádoucího rušení, lze pozorovat nejen na časových průbězích signálů, ale i na tvarech amplitudových spekter zobrazených na Obr. 18. Byla vykreslena amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu navrženého filtru v porovnání s ideálním signálem. Zde je vidět zdařilé potlačení mateřské komponenty v zarušeném signálu. Ostatní amplitudová spektra pro všechny kombinace elektrod jsou uvedeny v příloze A.



Obr. 18: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.

7 Hodnocení filtrace signálu na reálných datech

Poslední část praktické části této bakalářské práce se zabývá ověřením funkčnosti navrženého adaptivního systému pro extrakci fEKG pomocí metody ADALINE na reálných datech z klinické praxe. Byly využity signály z veřejně dostupné databáze společnosti PhysioNet (více o této databázi např. v [46]). V této databázi je obsaženo 55 sérií vícekanálových břišních fEKG záznamů snímaných neinvazivně z povrchu břišní a hrudní stěny matky. Tyto signály byly měřeny v rozsahu mezi 21. a 40. týdnem těhotenství. Záznamy z databáze obsahují 2 hrudní a 4 abdominální signály.

7.1 Výsledky prováděných experimentů s reálnými signály

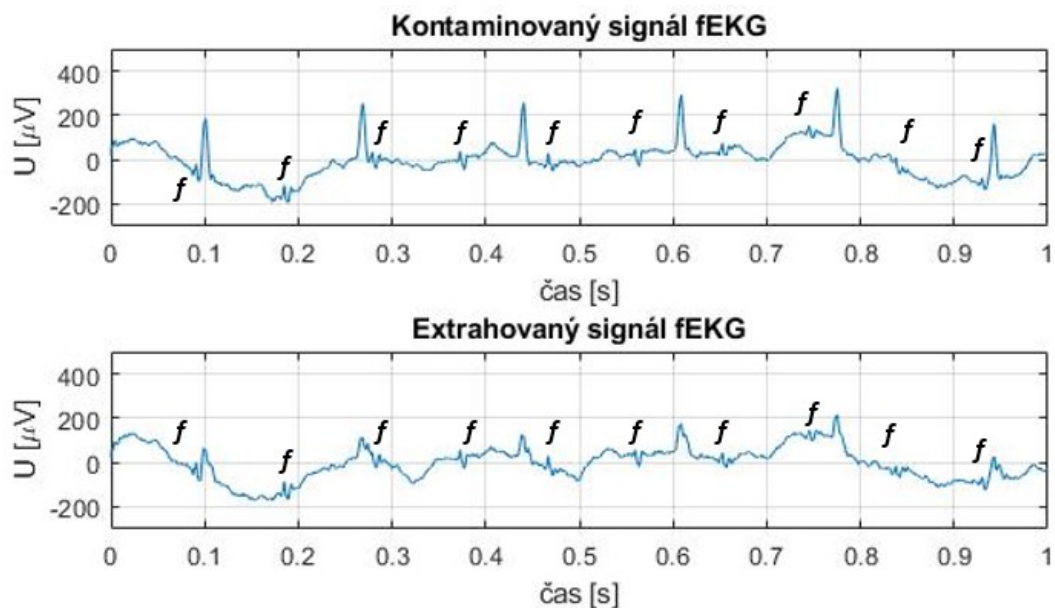
Pro experimenty byly opět použity, tak jako při hodnocení experimentů prováděných na syntetických datech, signály obsahující jak mateřskou, tak i plodovou složku EKG. Tentokrát však experimenty byly prováděny na reálných datech z klinické praxe, získaných z veřejně dostupné databáze Neinvazivních fetálních elektrokardiogramů společnosti PhysioNet (viz [46]). Ukázka reálných záznamů je zobrazena na Obr. 19.

Tato data obsahují 2 hrudní signály (elektrody s označením HE1 a HE2) a 4 abdominální signály (elektrody s označením BE1, BE2, BE3 a BE4). Opět tedy bylo při testování algoritmu využito šesti vstupů a bylo vytvořeno 8 kombinací elektrod.



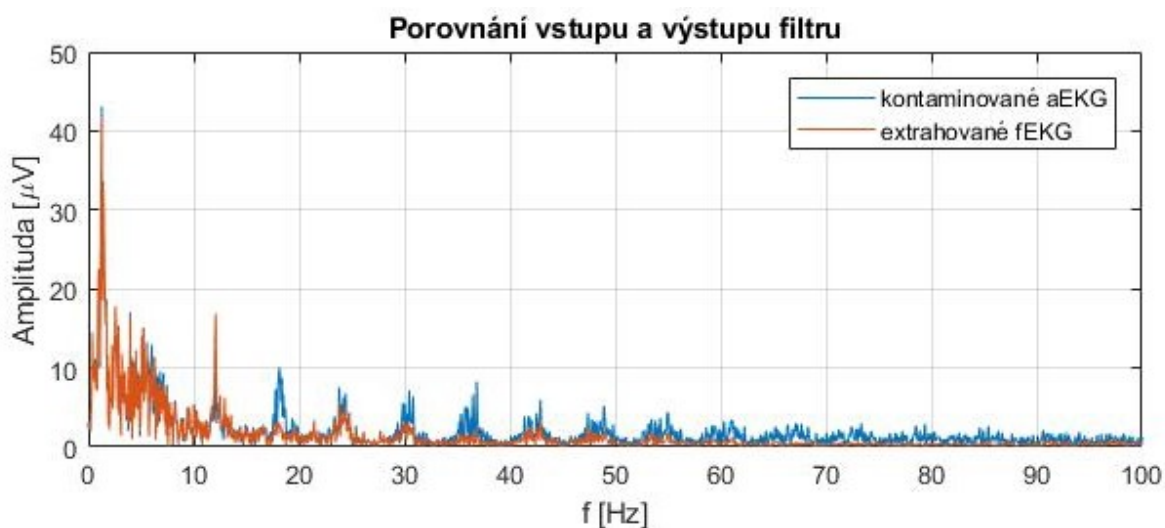
Obr. 19: Ukázka reálných signálů z databáze PhysioNet.

Z důvodu chybějícího ideálního signálu fEKG (referenčního), který by mohl být zajištěn např. snímáním fetálního signálu prostřednictvím tzv. skalpové elektrody z povrchu hlavy plodu, nemůže být provedeno objektivní hodnocení kvality filtrace pomocí parametru SNR a RMSE tak, jako tomu bylo při testování algoritmu na syntetických datech. Výsledky extrakce budou tedy hodnoceny subjektivní vizuální metodou.



Obr. 20: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů.

Na Obr. 20 lze vidět časový průběh signálu vstupujícího do adaptivního systému a průběh výsledného signálu po filtraci. Je zřejmé, že bylo dosaženo potlačení mateřské komponenty, ale nedošlo k jejímu celkovému odstranění. QRS komplexy plodu jsou v obrázku vyznačeny.



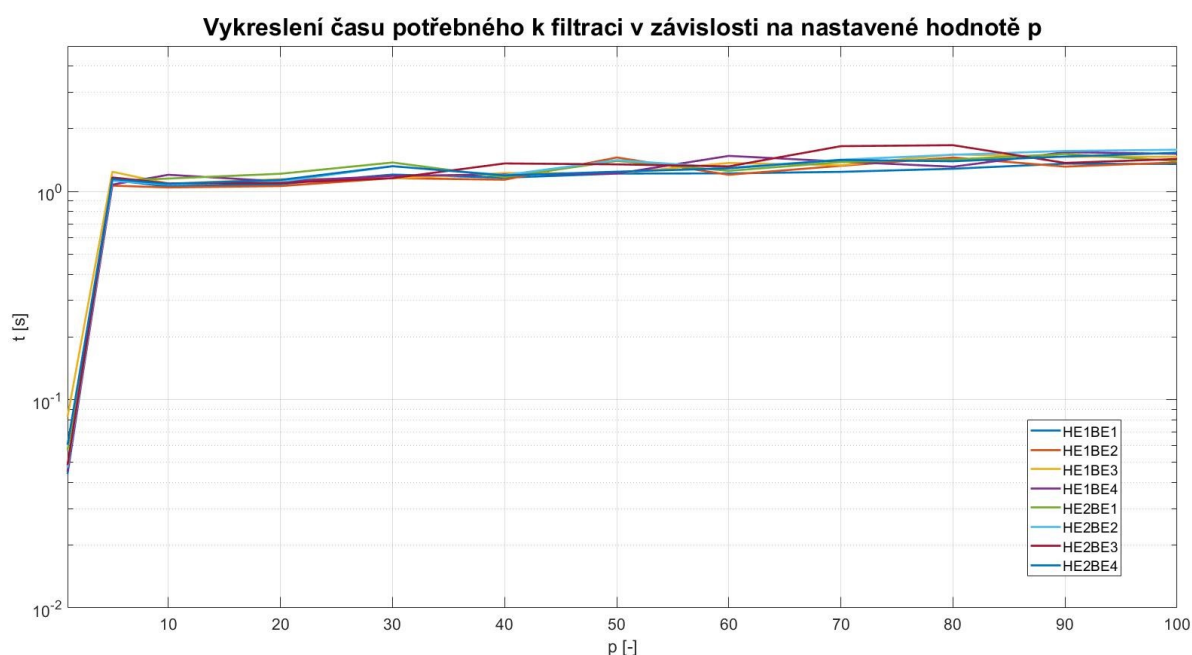
Obr. 21: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci.

Na Obr. 21 je zobrazeno amplitudové spektrum reálného signálu před vstupem do adaptivního systému (kontaminovaný signál fEKG) a výstupního signálu po filtraci (extrahovaný fEKG signál). Z grafu je možno vypořadovat opět pouze potlačení mateřské komponenty signálu zejména v oblasti frekvencí vyšších než 20 Hz. Ostatní časové průběhy a amplitudová spektra signálu jsou uvedeny v příloze B.

8 Diskuse dosažených výsledků

Z výsledků dosažených při testování adaptivního algoritmu s využitím syntetických dat lze pozorovat úspěšné potlačení mateřské komponenty signálu. Úspěšnost filtrace je znatelná nejen v časové oblasti, ale i ve frekvenční oblasti, jak ukazují amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů uvedených např. na Obr. 18. Kvalita filtrace byla ovlivňována dvěma parametry (p a α). Pomocí navrženého algoritmu byly hledány optimální hodnoty těchto parametrů, při kterých bylo dosaženo co nejvyšší kvality filtrace. To, zda filtrace proběhla úspěšně, bylo posuzováno subjektivním vyhodnocením, ale také objektivně pomocí parametrů SNR a RMSE. Výsledky optimálního nastavení filtru pro každou z kombinací elektrod jsou uvedeny v Tab. 5.

Při testování byl kromě hledání optimálního nastavení filtru a výpočtu objektivních parametrů měřen také čas, který udává výpočetní náročnost systému.



Obr. 22 : Závislost času potřebného k filtraci na velikosti parametru p .

Na Obr. 22 je znázorněna výpočetní náročnost adaptivního systému v závislosti na velikosti parametru p . Je patrné, že čím je použita vyšší hodnota parametru p , tím je výpočet náročnější. Tudíž s rostoucí kvalitou filtrace stoupá i výpočetní zátěž adaptivního filtru.

Při ověřování funkčnosti adaptivního systému na reálných datech byl tento algoritmus otestován na pěti záznamech. Z výsledků uvedených v předchozí kapitole je patrné, že došlo pouze k potlačení velikosti mateřské komponenty ve smíšeném aEKG signálu. Nejlépe filtr pracoval v oblasti P a T vlny mEKG, kde došlo téměř k úplné eliminaci mateřské složky, ale oblast QRS komplexu matky byla pouze narušena (byl pozměněn jeho tvar a velikost), nikoli eliminována tak, jak tomu bylo při testování na syntetických datech.

Určitý vliv na výsledky experimentů prováděných na reálných datech ovlivnilo i to, že zvolená data nebyla pro tyto experimenty zrovna nejvhodnější. Plodový signál fEKG je produkován velmi malým plodovým srdcem a oproti signálu mEKG má velmi nízkou amplitudu (většinou v rozmezí od

0,01 do 0,4 mV, záleží na stáří plodu). Na kvalitu fEKG záznamu mají vliv rušivé okolní vlivy, mezi které patří např.: pohybové artefakty, rušení ze sítě, kolísání izoelektrické linie, kontrakce děložní svaloviny apod. Dále má na kvalitu signálu vliv i způsob jeho snímání. Při snímání fEKG by měla být brána v úvahu poloha plodu a rozmístění elektrod při snímání fEKG transabdominálně by mělo být při každém měření v celém průběhu těhotenství stejné. Rozmístění elektrod při snímání fEKG z povrchu břišní stěny matky však nebylo dosud standardizováno, a tak závisí pouze na personálu, jak bude signál snímán.

Závěr

Monitorování plodu během těhotenství i porodu je významné z mnoha důvodů. Jedním z nich je fetální hypoxie, kde je plod nedostatečně zásoben kyslíkem a je tak ohrožen na životě. Snímání fEKG a jeho následná analýza významně přispívá včasné diagnostice obtíží a ke snížení mortality plodu.

Hlavním cílem předkládané bakalářské práce bylo navržení a následná softwarová realizace adaptivního systému pro extrakci fEKG a otestování jeho funkčnosti na experimentech využívajících nejen syntetická, ale také reálná data z klinické praxe. Aby však toto mohlo být splněno, bylo nutné nejdříve prostudovat teoretické podklady týkající se dané problematiky. Proto byla nejprve blíže specifikována anatomie a vývoj plodového srdce, převodní systém srdeční a byla blíže popsána morfologie a způsob snímání EKG křivky. Následně byla zpracována rešerše shrnující současný stav dané problematiky týkající se metody využívající adaptivní lineární neuron a nastudování dané problematiky i z matematického hlediska.

Tyto vědomosti byly použity pro vytvoření návrhu adaptivního systému pro extrakci fEKG pomocí metody ADALINE. Cílem adaptivního systému je eliminace mateřské komponenty ze zarušeného signálu aEKG, který kromě rušivých vlivů z okolního prostředí obsahuje také složku mateřského a plodového EKG signálu. Výstupem této soustavy pak měl být v ideálním případě čistý EKG záznam plodu. Reálně jsou však zde pozůstatky nežádoucího rušení.

V programu Matlab byl vytvořen algoritmus podle navrženého systému. Kvalitu filtrace ovlivňují dva parametry, a to parametr p (dimenzionalita vstupu – množství synapsí) a parametr α (míra učení). Nejprve byl navržený algoritmus otestován na syntetických datech. Pro každou z kombinací elektrod byla pomocí vytvořeného programu nalezena optimální kombinace hodnot parametrů ovlivňujících filtrace. Při hodnocení kvality filtrace byl hlavní důraz kladen na celkovou hodnotu parametru SNR, ta by měla být co nejvyšší a kladná. Dalším hodnotícím parametrem, který byl použit, je RMSE, jehož velikost by se měla co nejvíce blížit nule. Dále byl měřen čas potřebný k provedení filtrace. Tento údaj vypovídá o výpočetní náročnosti navrženého adaptivního systému. Z časových průběhů i amplitudových spekter je patrné, že došlo k téměř úplné eliminaci mateřské komponenty EKG nejen v časové, ale také ve frekvenční oblasti.

Následně byl navržený algoritmus otestován na reálných datech z klinické praxe, získaných z veřejně dostupné databáze Neinvazivních plodových elektrokardiogramů společnosti PhysioNet. Tyto signály jsou ovlivněny nelineárním prostředím těla matky. Všechny signály obsažené v této databázi byly měřeny na jednom subjektu v průběhu celé doby těhotenství. Tyto záznamy obsahují vždy dva mEKG a čtyři aEKG signály, na rozdíl od dat syntetických, kde jsou kromě těchto šesti signálů obsaženy ještě čtyři signály referenčního EKG plodu. Z důvodu chybějícího ideálního signálu fEKG byly výsledky hodnoceny pouze subjektivní vizuální metodou. Při použití navrženého systému bylo dosaženo částečné eliminace mateřské složky signálu, a to hlavně v oblasti vlny P a vlny T, ale nedošlo k její celkové eliminaci. U QRS komplexů matky došlo ke snížení velikosti a deformaci jejich tvaru. Výstup navrženého adaptivního systému by proto nemohl být v praxi přímo využit pro stanovení hypoxického stádia plodu, nanejvýš tak k detekci QRS komplexů plodového EKG.

Dále bylo v rámci této práce vytvořeno GUI rozhraní v programu Matlab. Umožňuje uživateli výběr dat, se kterými se bude dále pracovat, případně jejich změnu, nastavení parametrů ovlivňujících kvalitu filtrace, vykreslení extrahovaného signálu fEKG nebo chybového signálu, výpočet hodnoty SNR a vykreslení amplitudového spektra porovnávajícího vstupní a výstupní signál adaptivního systému ve frekvenční i časové oblasti.

Použitá literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] MOORE, Keith L. a T. V. N. PERSAUD. *Zrození člověka: embryologie s klinickým zaměřením*. Praha: ISV, 2002. Lékařství. ISBN 80-858-6694-3.
- [3] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. Anatomie lidského těla. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [4] SAMENI, Reza. *Extraction of fetal cardiac signals from an array of maternal abdominal recordings*. 2008. PhD Thesis. Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG; Sharif University of Technology (SUT).
- [5] MARTINEK, Radek. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. [online]. 2014 [cit. 2017-06-20]. Disertační práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jan Žídek. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imm429/>
- [6] *SlidePlayer* [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://slideplayer.com/slide/7857442/>.
- [7] PETERS, Maria, John CROWE, Jean-Francois PIÉRI, Hendrik QUARTERO, Barrie HAYES-GILL, David JAMES, Jeroen STINSTRA a Simon SHAKESPEARE. Monitoring the fetal heart non-invasively: a review of methods. *Journal of Perinatal Medicine* [online]. 2001, **29**(5), - [cit. 2017-06-18]. DOI: [10.2174 / 1876536X010030100041515/JPM.2001.057](https://doi.org/10.2174/1876536X010030100041515/JPM.2001.057). ISSN 0300-5577.
- [8] JAGANNATH, D.J. a A. Immanuel SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2014, **10**, 224-244 [cit. 2017-06-18]. DOI: 10.1016/j.bspc.2013.11.001. ISSN 17468094.
- [9] BIN IBNE REAZ, M. a LEE SZE WEI. Adaptive linear neural network filter for fetal ECG extraction. *International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, 2004. Proceedings of* [online]. IEEE, 2004, 321-324 [cit. 2017-05-30]. DOI: 10.1109/ICISIP.2004.1287675. ISBN 0-7803-8243-9.
- [10] BECKMAN, J. S. The double-edged role of nitric oxide in brain function and superoxide-mediated injury. *Journal of developmental physiology*, 1991, 15.1: 53-59.
- [11] LI, H. B.; FANG, S. Y. Development of internet-based home telemonitoring system for fetus. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2006, 27.2: 17-19.
- [12] JIA, Wenjuan, Chunlan YANG, Guocheng ZHONG, Mengying ZHOU a Shuicai WU. Fetal ECG extraction based on adaptive linear neural network. *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics* [online]. IEEE, 2010, 899-902 [cit. 2017-06-01]. DOI: 10.1109/BMEI.2010.5639886. ISBN 978-1-4244-6498-2.
- [13] EDITORS a ROGER K. FREEMAN .. [ET AL.]. *Fetal heart rate monitoring*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams. ISBN 978-145-1116-632.

- [14] SAMENI. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *The Open Pacing, Electrophysiology*. 2010, , -. DOI: 10.2174 / 1876536X01003010004. ISSN 1876536x.
- [15] KAHÁNKOVÁ, Radana. *Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového elektrokardiogramu* [online]. 2016 [cit. 2017-08-23]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/115849>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [16] ERTEL, P. Y., M. LAWRENCE, R. K. BROWN a A. M. STERN. Stethoscope Acoustics: II. Transmission and Filtration Patterns. *Circulation*. 1966, **34**(5), 899-909. DOI: 10.1161/01.CIR.34.5.899. ISSN 0009-7322.
- [17] Stethoscopes. RiftHealth. [online]. 2015 [cit. 2017-09-22]. Dostupné z: <http://www.rifthealth.com/stethoscopes>
- [18] CYDNEY AFRIAT MENIHAN a Ellen KOPEL. *Electronic fetal monitoring: concepts and applications*. 2nd ed. Philadelphia. ISBN 978-078-1770-118.
- [19] ROZTOČIL, Aleš et al. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 97880-247-1941-2.
- [20] *External and Internal Heart Rate Monitoring of the Fetus* [online]. [cit. 2017-10-20]. Dostupné z: <http://www.nyhq.org/diw/Content.asp?language=Chinese&PageID=DIW007776>
- [21] ČECH, Evžen et al. *Porodnictví – 2: Přepřacované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2006, 544 s. ISBN 978-80-247-1303-8.
- [22] JANKŮ, Petr. "Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit" [online]. Brno, 2007 [cit. 2017-10-20]. Dostupné z: <<http://theses.cz/id/3hn3rj/>>. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce doc. MUDr. Vít Unzeitig, CSc.
- [23] *Intrapartální fetální pulsní oxymetrie* [online]. [cit. 2017-10-20]. Dostupné z: <http://lekari.porodnice.cz/intrapartalni-fetalni-pulsni-oxymetrie>
- [24] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Hana SKUTOVA, Petr KOUDELKA, Jan ZIDEK a Jiri KOZIOREK. Adaptive signal processing techniques for extracting abdominal fetal electrocardiogram. *2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)* [online]. IEEE, 2016, , 1-6 [cit. 2017-06-22]. DOI: 10.1109/CSNDSP.2016.7573974. ISBN 978-1-5090-2526-8.
- [25] WIDROW, B., J.R. GLOVER, J.M. MCCOOL, et al. Adaptive noise cancelling: Principles and applications. *Proceedings of the IEEE* [online]. 1975, **63**(12), 1692-1716 [cit. 2017-08-23]. DOI: 10.1109/PROC.1975.10036. ISSN 0018-9219.
- [26] POULARIKAS, Alexander D. a Zayed M. RAMADAN. *Adaptive filtering primer with MATLAB*. Boca Raton: CRC/Taylor, 2006. ISBN 08-493-7043-4.
- [27] POULARIKAS, Alexander D. *Adaptive Filtering: Fundamentals of Least Mean Squares with MATLAB®*. CRC Press, 2014.

- [28] WEI, Zheng, Wei XUEYUN, Zhong Jian JIAN a Liu HONGXING. Noninvasive fetal ECG estimation using adaptive comb filter. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2013, **112**(1), 125-134 [cit. 2017-08-23]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2013.07.015. ISSN 01692607.
- [29] NIKNAZAR, Mohammad, B. RIVET, C. JUTTEN a Liu HONGXING. Fetal ECG Extraction by Extended State Kalman Filtering Based on Single-Channel Recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2013, **60**(5), 1345-1352 [cit. 2017-08-23]. DOI: 10.1109/TBME.2012.2234456. ISSN 0018-9294
- [30] SHADAYDEH, Maha; XIAO, Yegui; WARD, Rabab Kriedieh. Extraction of fetal ECG using adaptive Volterra filters. In: *Signal Processing Conference, 2008 16th European*. IEEE, 2008. p. 1-5.0/20104-27.
- [31] HASAN, M. A., M. I. IBRAHIMY, M. B. I. REAZ, Mengying ZHOU a Shuicai WU. Fetal ECG Extraction from Maternal Abdominal ECG Using Neural Network. *Journal of Software Engineering and Applications* [online]. 2009, **02**(05), 330-334 [cit. 2017-06-01]. DOI: 10.4236/jsea.2009.25043. ISBN 978-1-4244-6498-2. ISSN 1945-3116.
- [32] L. Lathauwer DaIsy: Database for the identification of systems: Biomedical Systems [EB/OL].<http://homes.esat.kuleuven.be/~smc/daisy/>, 2000-10-10/20104-27.
- [33] AMIN, M. S., Md. MAMUN, F. H. HASHIM a H. HUSAIN. Separation of fetal electrocardiography (ECG) from composite ECG using adaptive linear neural network for fetal monitoring. *MATEC Web of Conferences* [online]. 2011, **6**(24), 6 [cit. 2017-06-03]. DOI: 10.5897/IJPS11.1432. ISSN 1992-1950.
- [34] LING ZHANG a BO ZHANG. A geometrical representation of McCulloch-Pitts neural model and its applications. *IEEE Transactions on Neural Networks* [online]. **10**(4), 925-929 [cit. 2017-12-15]. DOI: 10.1109/72.774263. ISSN 10459227.
- [35] ROSENBLATT, Frank. The perceptron: A probabilistic model for information storage and organization in the brain. *Psychological review*, 1958, 65.6: 386.
- [36] *Neuronové sítě* [online]. [cit. 2017-12-19]. Dostupné z: https://is.mendelu.cz/eknihovna/opory/zobraz_cast.pl?cast=21471
- [37] MUDROCH, Martin. *Odhad profilu refraktivity pomocí umělých neuronových sítí*. Praha, 2014. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze. Fakulta elektrotechnická.
- [38] HAGAN, Martin T., Howard B. DEMUTH, Mark Hudson BEALE a Orlando DE JESÚS. *Neural Network Design: 2*. 2014. ISBN 978-0-97-173211-7.
- [39] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Ediční středisko VŠB-TUO, 2007, 772 s. ISBN 978-80-248-1491-9. Dostupné z: http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf.
- [40] Zpracování signálu v MATLABu. *Mathworks products: Videos and Webinars* [online]. [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/videos/matlab-for-signal-processing-81411.html>

- [41] Adaptive Neural Network Filters. *Mathworks products* [online]. [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/nnet/ug/adaptive-neural-network-filters.html?requestedDomain=true&nocookie=true>
- [42] Adapt. *Mathworks products* [online]. [cit. 2018-02-13]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/nnet/ref/adapt.html>
- [43] Anatomy Of Pregnancy On Human Anatomy Uterus Ligaments And Pregnancy Hysterectomy. In: *Geoface* [online]. 20. 10. 2017 [cit. 2018-03-14]. Dostupné z: http://geoface.info/e5/e6ac4/anatomy-of-pregnancy_anatomy-of-pregnancy-on-human-anatomy-uterus-ligaments-and-pregnancy-hysterectomy.png
- [44] MARTINEZ, M., J. CALPE, E. SORIA, J.F. GUERRERO, G. CAMPS a L. GOMEZ. Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms. *Computers in Cardiology 2001. Vol.28 (Cat. No.01CH37287)* [online]. IEEE, 2001, , 253-256 [cit. 2018-03-24]. DOI: 10.1109/CIC.2001.977640. ISBN 0-7803-7266-2.
- [45] VITÁSEK, Jan. *Optické atmosférické komunikace - skripta*. Ostrava: ESF, 2014 [cit. 2018-03-25].
- [46] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13).

Seznam příloh

Příloha A: Výsledky experimentů prováděných na syntetických datech.

Příloha B: Výsledky experimentů prováděných na reálných datech.

CD příloha: Softwarová část bakalářské práce.

Příloha A

Tato příloha obsahuje všechny dosažené výsledky experimentů prováděné na syntetických datech. Nejprve jsou zde zobrazeny tabulky obsahující hodnoty SNR_{vstup} , $SNR_{výstup}$, celkovou hodnotu SNR, hodnotu RMSE a čas potřebný k provedení filtrace pro všech osm kombinací elektrod. Dále jsou zde zaznamenány časové průběhy ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu a amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů pro všechny kombinace elektrod.

Tab. 6 : Výsledky experimentů při proměnné hodnotě parametru α a konstantním parametru p , část 1.

$p = 30$	Kombinace elektrod HE1 \leftrightarrow BE1					Kombinace elektrod HE1 \leftrightarrow BE2					Kombinace elektrod HE1 \leftrightarrow BE3					Kombinace elektrod HE1 \leftrightarrow BE4				
	α [-]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]
0,001	-15,698	-4,61	11,09	0,006	1,257	-10,934	-0,94	9,9967	0,004	1,163	-17,881	-0,7	17,185	0,004	1,149	-16,458	-6,51	9,9441	0,0037	1,198
0,002	-15,698	6,971	22,669	0,002	1,101	-10,934	-2,99	7,9451	0,005	1,138	-17,881	1,425	19,306	0,002	1,167	-16,458	1,274	17,732	0,0018	1,203
0,003	-15,698	5,849	21,547	0,002	1,112	-10,934	3,249	14,183	0,002	1,115	-17,881	2,395	20,276	0,002	1,144	-16,458	1,506	17,964	0,0005	1,234
0,004	-15,698	3,567	19,265	0,002	1,215	-10,934	-1,3	9,6304	0,001	1,131	-17,881	2,818	20,698	0,002	1,146	-16,458	-0,37	16,089	0,0009	1,274
0,005	-15,698	3,976	19,674	0,003	1,135	-10,934	1,914	12,848	0,003	1,12	-17,881	2,995	20,876	0,002	1,136	-16,458	-0,92	15,538	0,0012	1,149
0,006	-15,698	4,599	20,297	0,002	1,124	-10,934	4,89	15,824	0,002	1,115	-17,881	2,649	20,529	0,002	1,124	-16,458	-0,54	15,921	0,0014	1,121
0,007	-15,698	3,518	19,216	0,002	1,112	-10,934	5,077	16,011	0,003	1,109	-17,881	1,764	22,41	0,002	1,225	-16,458	2,006	18,664	0,0013	1,122
0,008	-15,698	4,728	20,426	0,003	1,137	-10,934	4,542	15,476	0,002	1,109	-17,881	4,53	19,644	0,002	1,292	-16,458	1,511	17,969	0,0013	1,175
0,009	-15,698	4,652	20,35	0,003	1,111	-10,934	3,13	14,064	0,003	1,123	-17,881	2,189	20,069	0,002	1,172	-16,458	-2,13	14,326	0,0009	1,21
0,01	-15,698	3,281	18,979	0,003	1,106	-10,934	4,962	15,897	0,003	1,126	-17,881	2,76	20,641	0,002	1,151	-16,458	0,583	17,041	0,0015	1,118
0,02	-15,698	4,182	19,88	0,003	1,114	-10,934	3,997	14,931	0,003	1,122	-17,881	2,741	20,622	0,002	1,165	-16,458	2,159	18,417	0,0015	1,16
0,03	-15,698	-1423	-1407	$2,03*10^{67}$	1,105	-10,934	-1434	-1423	$6,9*10^{67}$	1,135	-17,881	-1399	-1381	$1,075*10^{66}$	1,331	-16,458	-1435	-1418	$4,12*10^{67}$	1,153
0,04	-15,698	Inf	Inf	Inf	1,119	-10,934	Inf	Inf	Inf	1,128	-17,881	Inf	Inf	Inf	1,162	-16,458	Inf	Inf	Inf	1,136
0,05	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,125	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,113	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,149	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,298
0,06	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,109	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,136	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,324	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,2
0,07	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,119	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,126	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,414	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,128
0,08	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,113	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,128	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,162	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,181
0,09	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,124	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,136	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,227	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,166
0,10	-15,698	NaN	NaN	NaN	1,101	-10,934	NaN	NaN	NaN	1,129	-17,881	NaN	NaN	NaN	1,296	-16,458	NaN	NaN	NaN	1,165

Tab. 7 : Výsledky experimentů při proměnné hodnotě parametru α a konstantním parametru p , část 2.

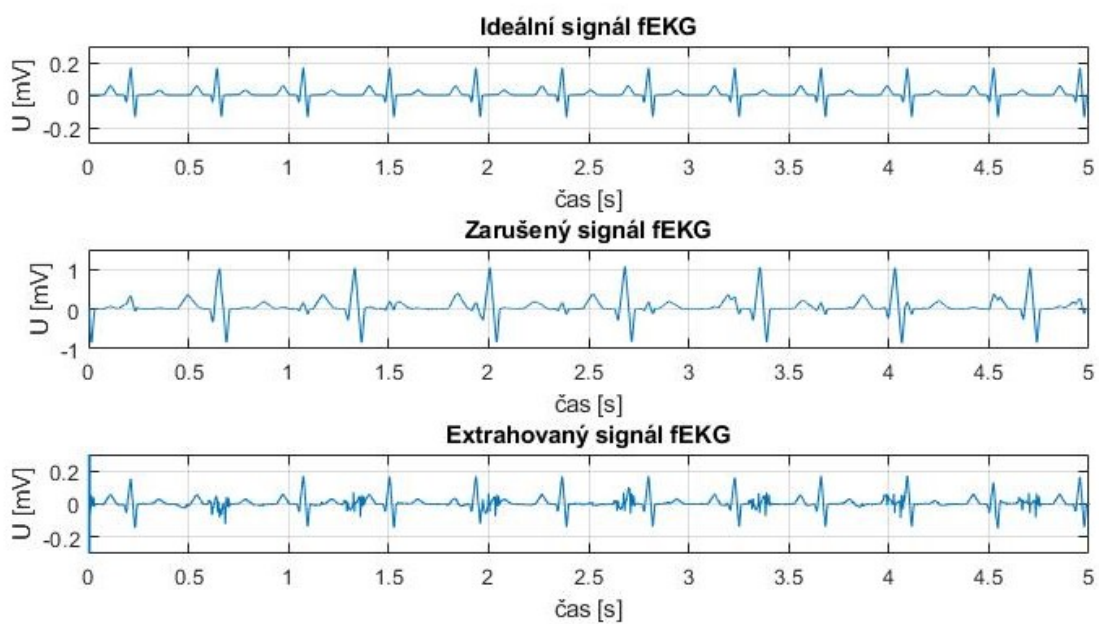
$p=30$	Kombinace elektrod HE2 ↔ BE1					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE2					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE3					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE4				
α [-]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]
0,001	-15,698	5,072	20,77	0,003	1,221	-10,934	10,65	17,585	0,0005	1,197	-17,881	1,875	19,755	0,002	1,35	-16,458	5,427	21,885	0,0006	1,266
0,002	-15,698	8,956	24,054	0,002	1,199	-10,934	6,39	17,324	0,0003	1,113	-17,881	3,714	21,595	0,003	1,266	-16,458	5,165	21,623	0,0004	1,348
0,003	-15,698	7,409	23,107	0,001	1,349	-10,934	8,986	19,92	0,0006	1,107	-17,881	1,472	19,353	0,004	1,138	-16,458	0,619	17,077	0,001	1,281
0,004	-15,698	2,59	18,288	0,001	1,368	-10,934	5,515	16,449	0,003	1,106	-17,881	6,763	23,644	0,0008	1,195	-16,458	5,259	21,717	0,0005	1,179
0,005	-15,698	7,387	23,085	0,001	1,19	-10,934	6,472	17,406	0,003	1,109	-17,881	4,334	22,215	0,002	1,148	-16,458	1,319	17,777	0,0005	1,148
0,006	-15,698	5,763	21,461	0,002	1,169	-10,934	6,942	17,877	0,002	1,105	-17,881	5,288	23,169	0,0006	1,139	-16,458	4,906	21,364	0,0006	1,14
0,007	-15,698	8,345	24,443	0,002	1,163	-10,934	8,86	19,794	0,002	1,127	-17,881	6,093	23,974	0,002	1,178	-16,458	3,527	19,985	0,0002	1,175
0,008	-15,698	7,02	22,718	0,002	1,323	-10,934	5,593	16,527	0,001	1,139	-17,881	5,159	23,039	0,001	1,151	-16,458	3,052	19,51	0,0009	1,239
0,009	-15,698	6,511	22,209	0,001	1,221	-10,934	6,992	17,927	0,002	1,261	-17,881	4,017	21,898	0,0008	1,163	-16,458	6,162	22,62	0,0011	1,259
0,01	-15,698	6,382	22,08	0,002	1,312	-10,934	7,974	18,908	0,002	1,288	-17,881	3,089	20,97	0,0008	1,201	-16,458	2,531	18,989	0,0011	1,142
0,02	-15,698	6,921	22,619	0,002	1,169	-10,934	5,367	16,302	0,002	1,336	-17,881	3,581	21,462	0,002	1,146	-16,458	5,568	22,026	0,0013	1,145
0,03	-15,698	5,8	21,498	0,003	1,168	-10,934	6,077	17,012	0,002	1,199	-17,881	5,246	23,127	0,002	1,278	-16,458	2,978	19,436	0,0012	1,179
0,04	-15,698	5,885	21,583	0,003	1,167	-10,934	5,828	16,762	0,003	1,347	-17,881	4,948	22,829	0,002	1,177	-16,458	2,662	19,12	0,0014	1,261
0,05	-15,698	5,934	21,632	0,003	1,332	-10,934	5,148	16,082	0,003	1,476	-17,881	4,918	22,798	0,002	1,142	-16,458	1,879	18,337	0,0017	1,136
0,06	-15,698	5,824	21,522	0,003	1,153	-10,934	5,39	16,325	0,003	1,137	-17,881	5,323	23,203	0,002	1,148	-16,458	4,247	20,704	0,0015	1,132
0,07	-15,698	5,488	21,186	0,003	1,183	-10,934	5,535	16,469	0,003	1,164	-17,881	5,125	23,005	0,002	1,155	-16,458	2,326	18,784	0,0015	1,182
0,08	-15,698	-8,8	6,8959	0,003	1,332	-10,934	0,258	11,192	0,003	1,309	-17,881	-10,7	7,2107	0,002	1,294	-16,458	-11,8	4,6098	0,0015	1,301
0,09	-15,698	-319	-303,5	$5,12 \cdot 10^{11}$	1,179	-10,934	-326	-314,6	$1,01 \cdot 10^{12}$	1,132	-17,881	-316	-298,4	$2,84 \cdot 10^{11}$	1,199	-16,458	-329	-312,3	$7,68 \cdot 10^{11}$	1,142
0,10	-15,698	-1343	-1328	$2,04 \cdot 10^{63}$	1,134	-10,934	-1355	-1344	$7,23 \cdot 10^{63}$	1,128	-17,881	-1322	-1304	$1,34 \cdot 10^{62}$	1,141	-16,458	-1356	-1339	$4,27 \cdot 10^{63}$	1,132

Tab. 8: Výsledky experimentů při proměnné hodnotě parametru p a konstantním parametru α , část 1.

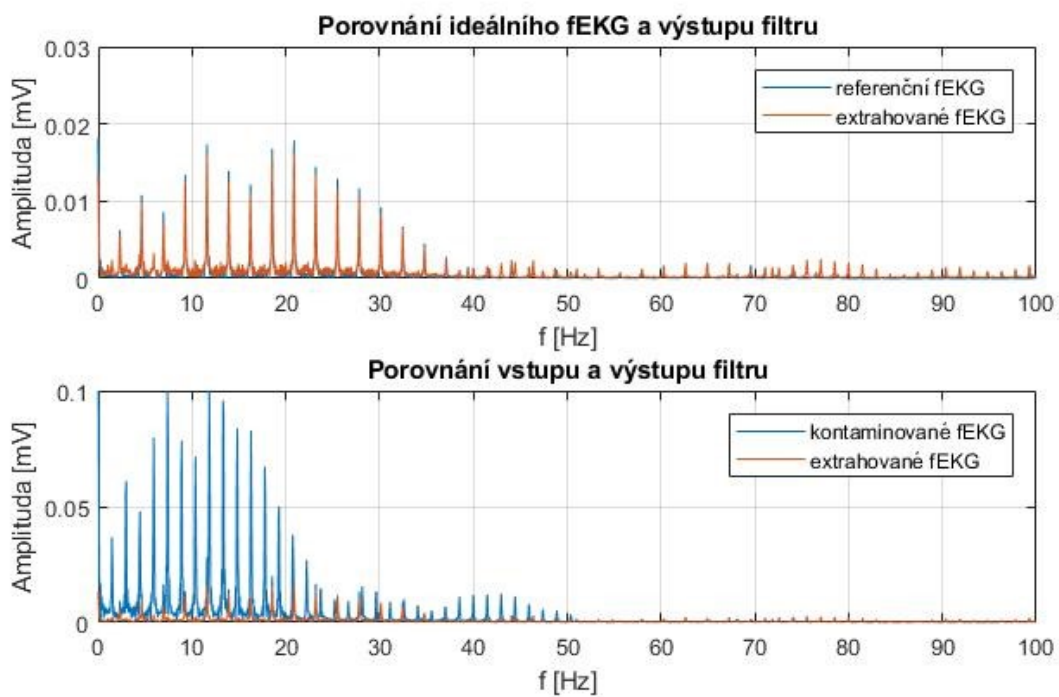
p [-]	Kombinace elektrod HE1 ↔ BE1 ($\alpha = 0,002$)					Kombinace elektrod HE1 ↔ BE2 ($\alpha = 0,007$)					Kombinace elektrod HE1 ↔ BE3 ($\alpha = 0,007$)					Kombinace elektrod HE1 ↔ BE4 ($\alpha = 0,007$)				
	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]
1	-15,698	-9,3114	6,387	0,0049	0,044	-10,9343	-4,57226	6,362	0,0018	0,048	-17,8805	-11,4746	6,406	0,0042	0,0827	-16,4579	-10,0639	6,394	0,0022	0,0452
5	-15,698	-8,15496	7,543	0,0017	1,133	-10,9343	0,706533	11,64	0,0004	1,067	-17,8805	-8,0362	9,844	0,0003	1,244	-16,4579	-3,13641	13,32	0,0007	1,079
10	-15,698	1,427853	17,13	0,0018	1,058	-10,9343	5,510666	16,44	0,0007	1,046	-17,8805	-0,23303	17,65	0,0008	1,091	-16,4579	0,08944	16,55	0,0004	1,203
20	-15,698	0,643804	16,34	0,0006	1,086	-10,9343	6,905623	17,84	0,0021	1,062	-17,8805	4,467302	22,35	0,0016	1,146	-16,4579	1,666325	18,12	0,001	1,118
30	-15,698	4,725016	20,42	0,0028	1,206	-10,9343	4,429907	15,36	0,0025	1,159	-17,8805	4,374029	22,25	0,0019	1,155	-16,4579	-0,95504	15,5	0,0014	1,189
40	-15,698	1,964024	17,66	0,002	1,165	-10,9343	2,873582	13,81	0,002	1,139	-17,8805	2,478967	20,36	0,0018	1,226	-16,4579	-3,48492	12,97	0,002	1,207
50	-15,698	-0,65672	15,04	0,0036	1,219	-10,9343	2,431106	13,37	0,0021	1,457	-17,8805	0,465451	18,35	0,0026	1,223	-16,4579	-3,02593	13,43	0,0012	1,218
60	-15,698	1,555161	17,25	0,0019	1,222	-10,9343	-0,39968	10,53	0,0021	1,203	-17,8805	-1,07342	16,81	0,003	1,371	-16,4579	-2,44886	14,01	0,0015	1,483
70	-15,698	-0,30857	15,39	0,0028	1,243	-10,9343	1,842236	12,78	0,0029	1,329	-17,8805	0,348294	18,23	0,0021	1,338	-16,4579	-3,12304	13,33	0,0016	1,392
80	-15,698	1,048707	16,75	0,0019	1,286	-10,9343	0,395815	11,33	0,0014	1,457	-17,8805	-2,47911	15,4	0,0019	1,507	-16,4579	-3,6656	12,79	0,0012	1,315
90	-15,698	-2,84501	12,85	0,001	1,361	-10,9343	0,839221	11,77	0,004	1,317	-17,8805	-0,12368	17,76	0,0018	1,468	-16,4579	-4,40584	12,05	0,0019	1,545
100	-15,698	-1,37415	14,32	0,0061	1,356	-10,9343	-2,03068	8,904	0,0013	1,379	-17,8805	-3,94642	13,93	0,0012	1,469	-16,4579	-5,43816	11,02	0,0044	1,517

Tab. 9: Výsledky eperimentů při proměnné hodnotě parametru p a konstantním parametru α , část 2.

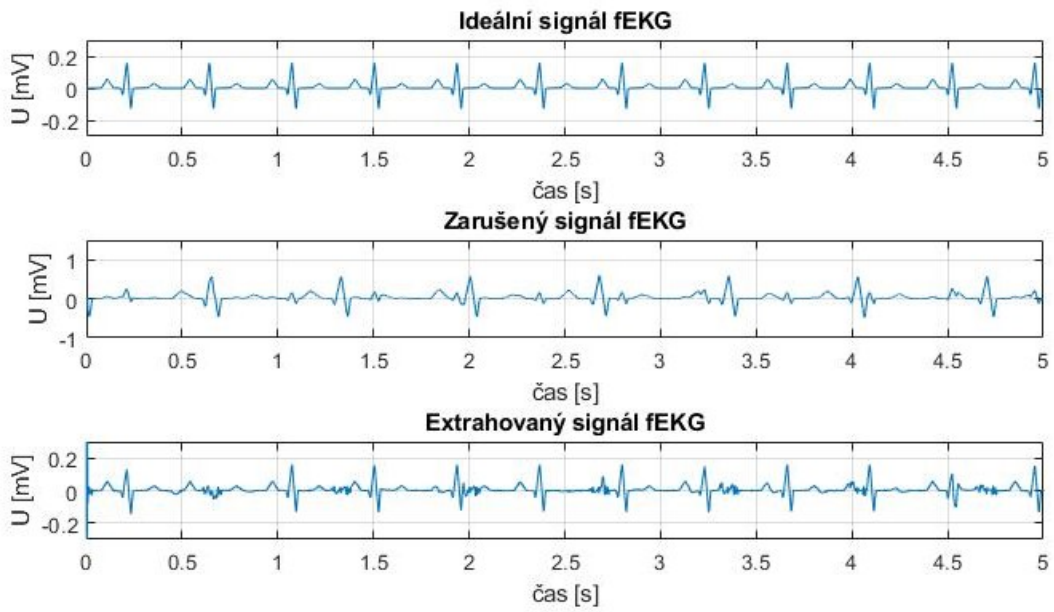
p [-]	Kombinace elektrod HE2 ↔ BE1 ($\alpha = 0,007$)					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE2 ($\alpha = 0,007$)					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE3 ($\alpha = 0,007$)					Kombinace elektrod HE2 ↔ BE4 ($\alpha = 0,009$)				
	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]	SNR vstupní [dB]	SNR výstupní [dB]	SNR [dB]	RMSE [-]	čas [s]
1	-15,698	-9,31105	6,387	0,0052	0,0571	-10,9343	-4,57057	6,364	0,0024	0,0473	-17,8805	-11,4914	6,389	0,0054	0,0486	-16,4579	-10,07	6,379	0,0028	0,0607
5	-15,698	-6,84525	8,853	0,0028	1,127	-10,9343	-3,13142	7,803	0,001	1,125	-17,8805	-9,55368	8,327	0,0029	1,168	-16,4579	-8,01103	11,39	0,0017	1,146
10	-15,698	-0,23306	15,46	0,0023	1,154	-10,9343	3,951609	14,89	0,0005	1,082	-17,8805	-1,53486	16,35	0,0022	1,094	-16,4579	1,465235	16,94	0,0013	1,089
20	-15,698	5,084151	20,78	0,0004	1,217	-10,9343	6,918905	17,85	0,0004	1,115	-17,8805	5,679594	23,56	$2,63 \cdot 10^{-5}$	1,099	-16,4579	5,702215	18,2	0,0003	1,137
30	-15,698	6,383794	22,08	0,0011	1,378	-10,9343	7,023105	17,96	0,0014	1,322	-17,8805	5,496005	23,38	0,0011	1,159	-16,4579	1,94072	21,31	0,0013	1,323
40	-15,698	1,464018	17,16	0,0025	1,172	-10,9343	5,707555	16,64	0,0024	1,199	-17,8805	5,637852	23,52	0,0018	1,364	-16,4579	2,702219	18,17	0,0007	1,195
50	-15,698	3,732992	19,43	0,0024	1,402	-10,9343	6,216834	17,15	0,0023	1,415	-17,8805	4,508183	22,39	0,0017	1,35	-16,4579	1,222428	15,13	0,0005	1,245
60	-15,698	4,932559	20,63	0,0025	1,257	-10,9343	3,854791	14,79	0,0015	1,3	-17,8805	2,093275	19,97	0,0012	1,32	-16,4579	1,14373	16,73	0,0014	1,292
70	-15,698	4,258243	19,96	0,002	1,385	-10,9343	4,126381	15,06	0,0022	1,422	-17,8805	1,676696	19,56	0,0019	1,651	-16,4579	2,216216	16,08	0,0013	1,418
80	-15,698	2,886977	18,58	0,003	1,425	-10,9343	3,442797	14,38	0,0017	1,501	-17,8805	2,348722	20,23	0,001	1,669	-16,4579	0,348367	14,79	0,0015	1,397
90	-15,698	5,129018	20,83	0,0024	1,514	-10,9343	3,440566	14,37	0,0017	1,566	-17,8805	-0,23017	17,65	0,0038	1,372	-16,4579	-0,48353	17,79	0,0013	1,472
100	-15,698	3,309389	19,01	0,0047	1,402	-10,9343	0,391203	11,33	0,0017	1,587	-17,8805	1,111816	18,99	0,0018	1,433	-16,4579	-0,57119	10,8	0,0009	1,535



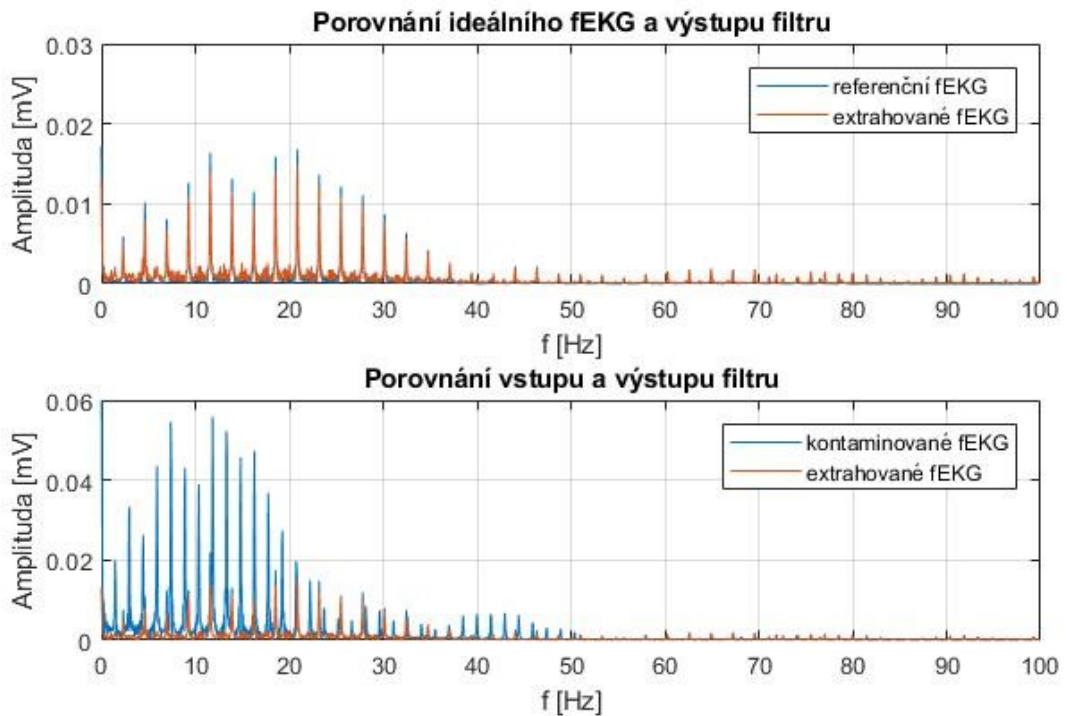
Obr. 23: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE1.



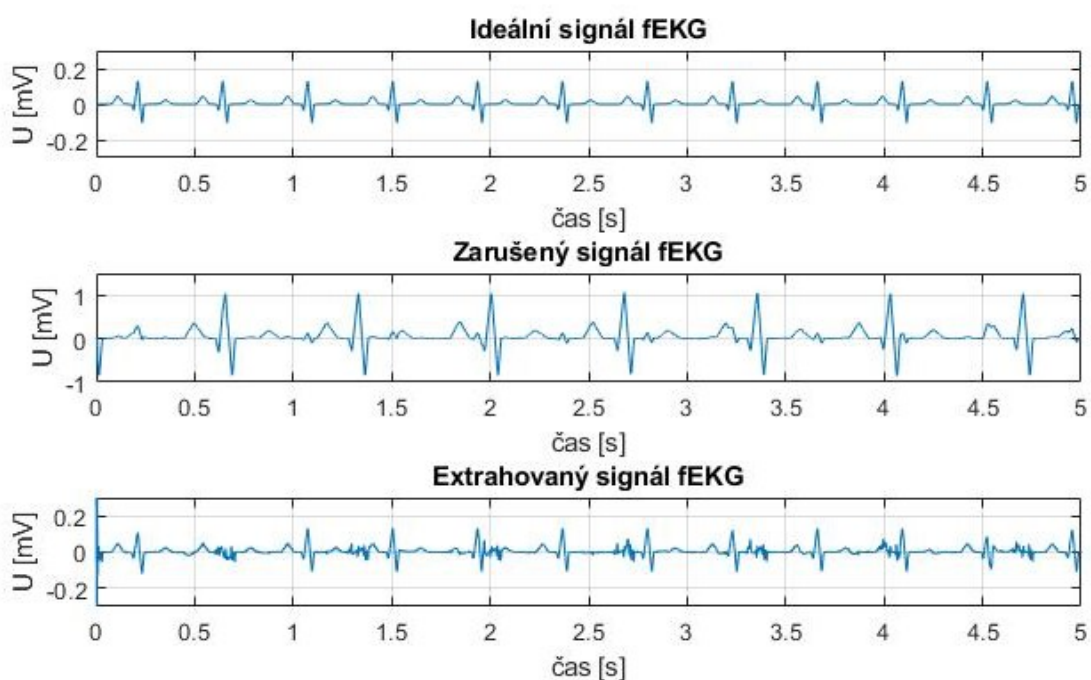
Obr. 24: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE1.



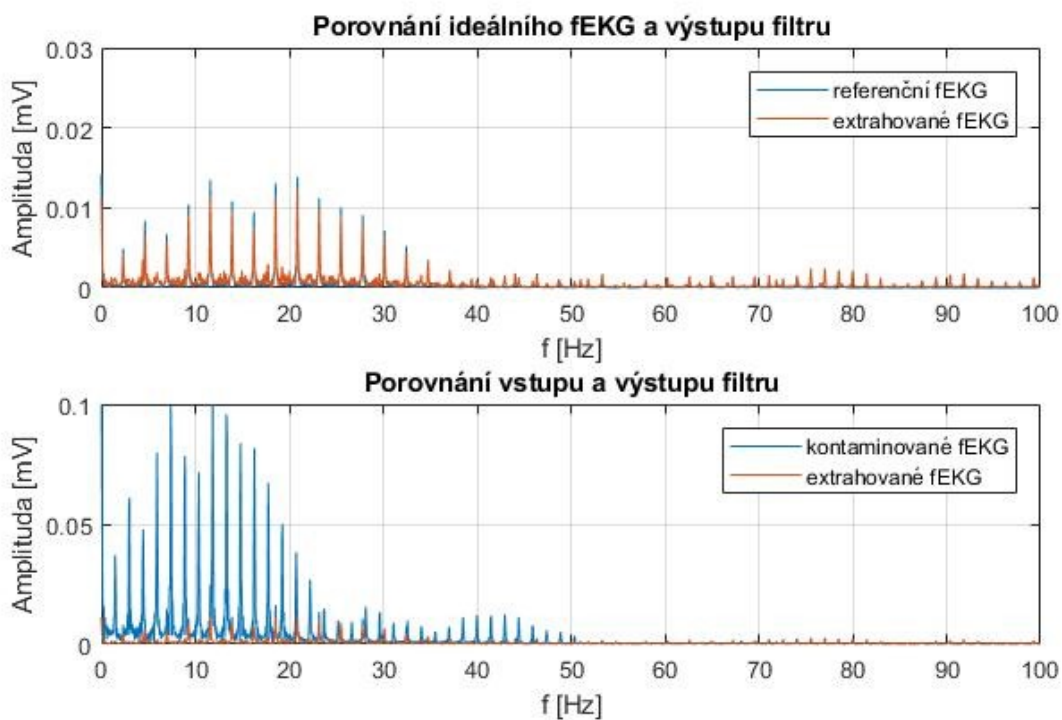
Obr. 25: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE2.



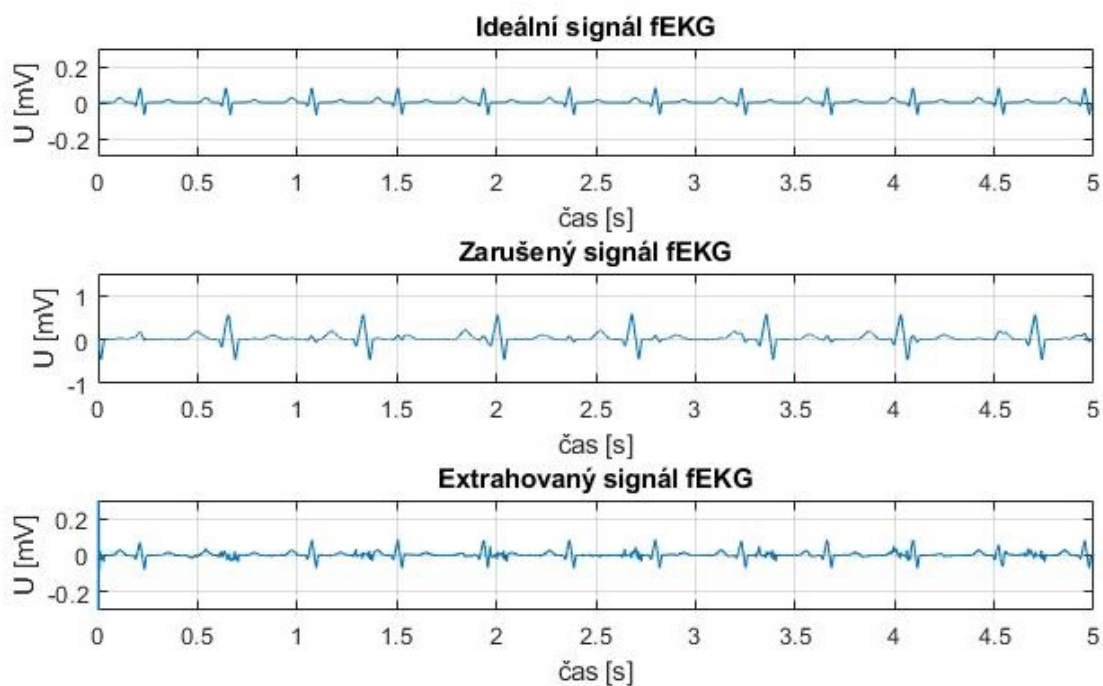
Obr. 26: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE2.



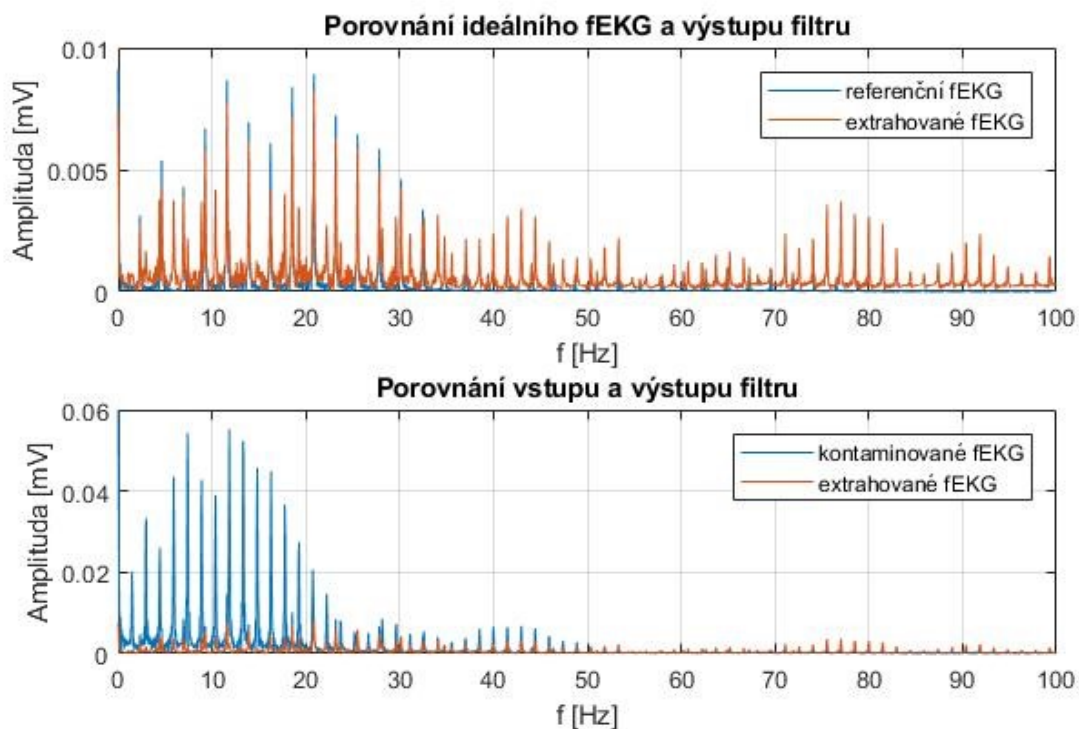
Obr. 27: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE3.



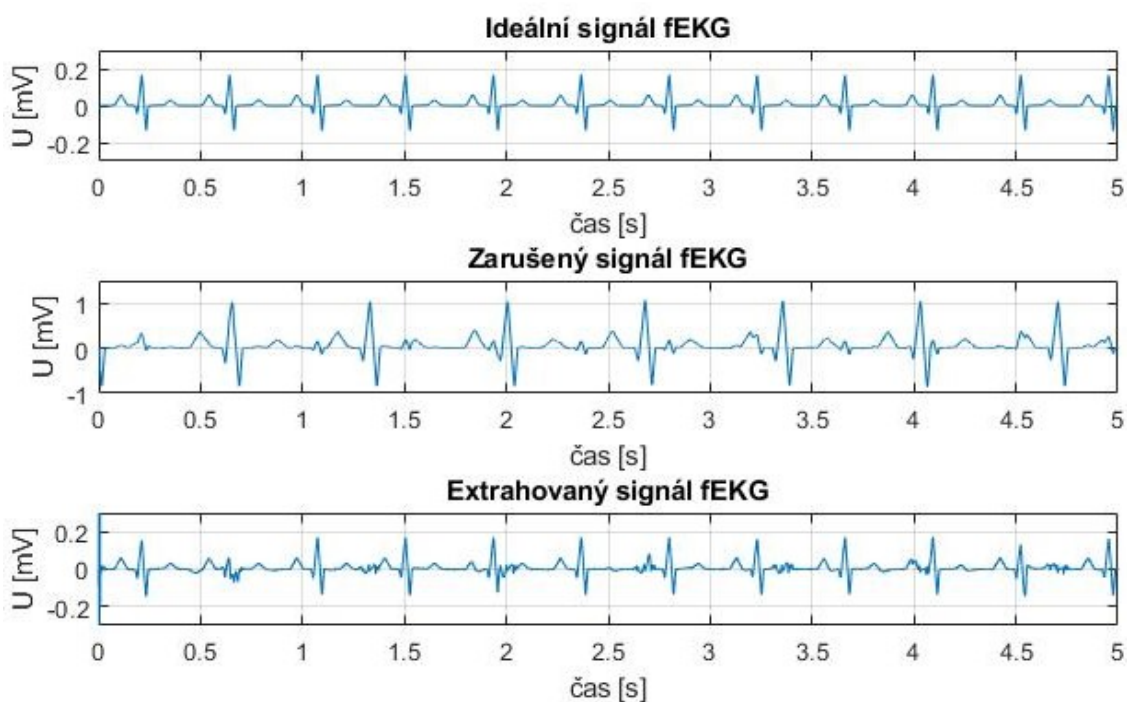
Obr. 28 : Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE3.



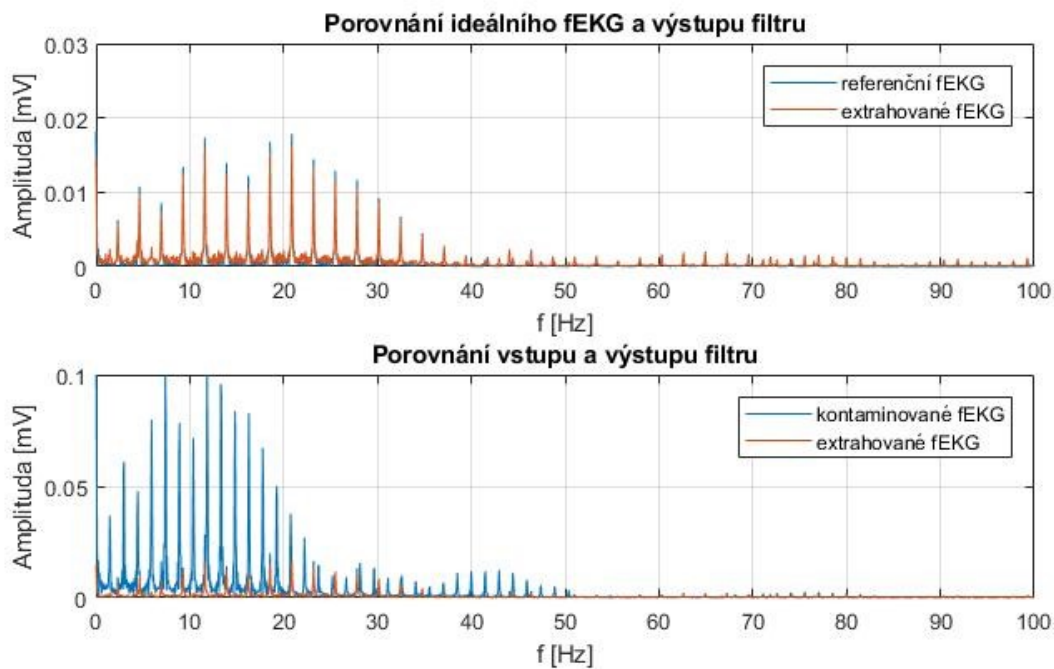
Obr. 29: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE4.



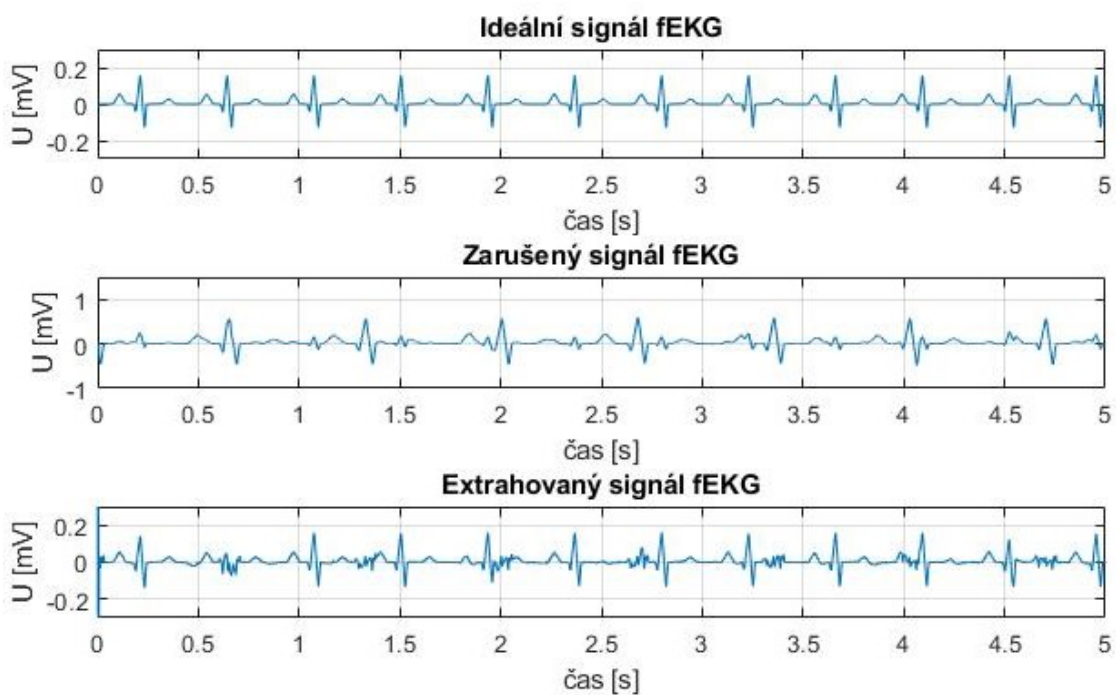
Obr. 30 : Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE1↔BE4.



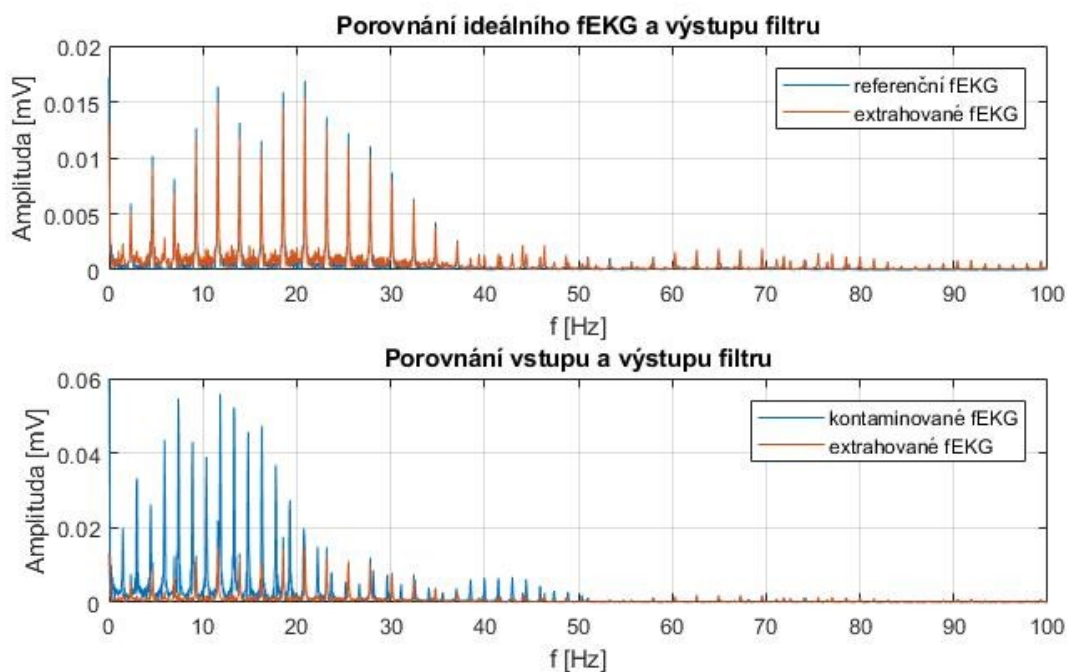
Obr. 31: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE1.



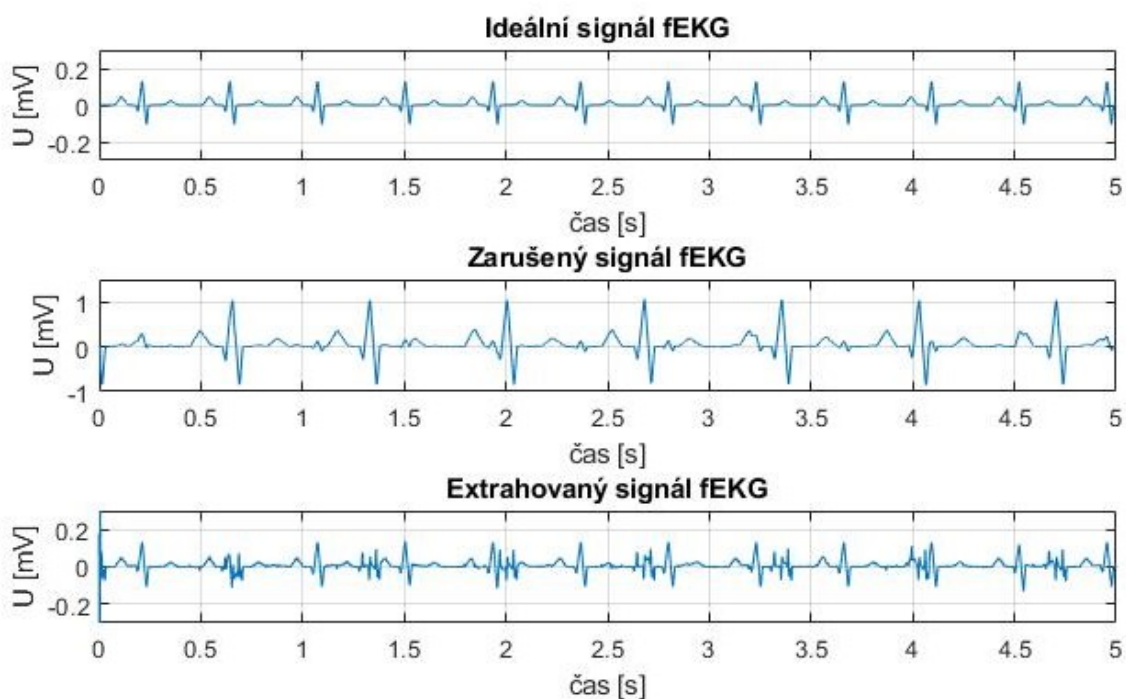
Obr. 32: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE1.



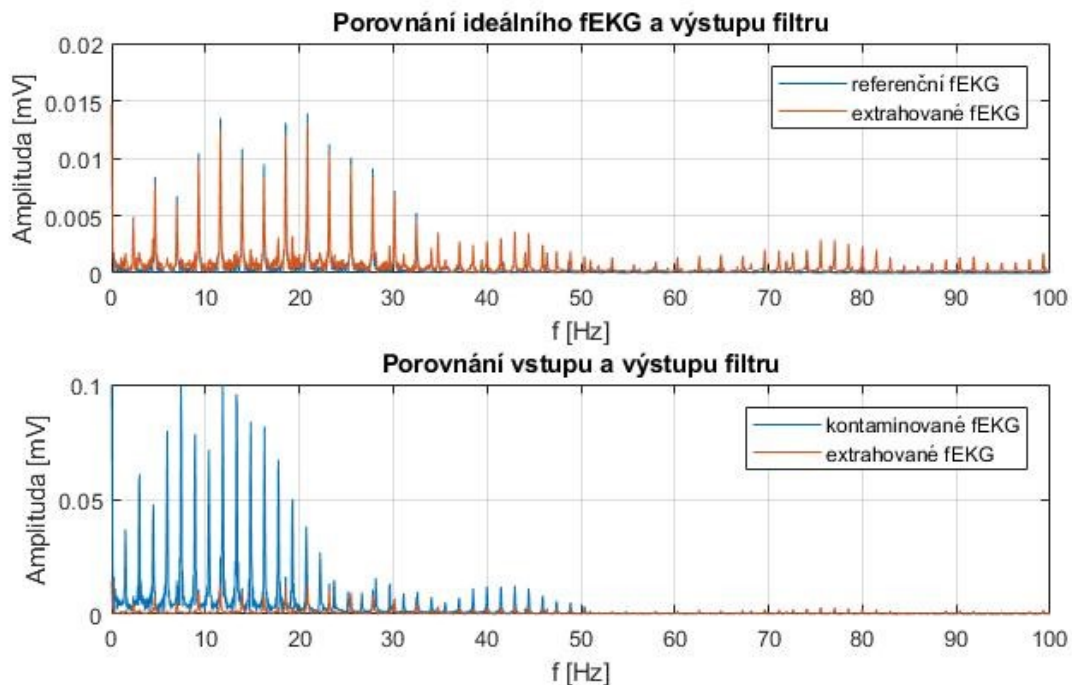
Obr. 33: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.



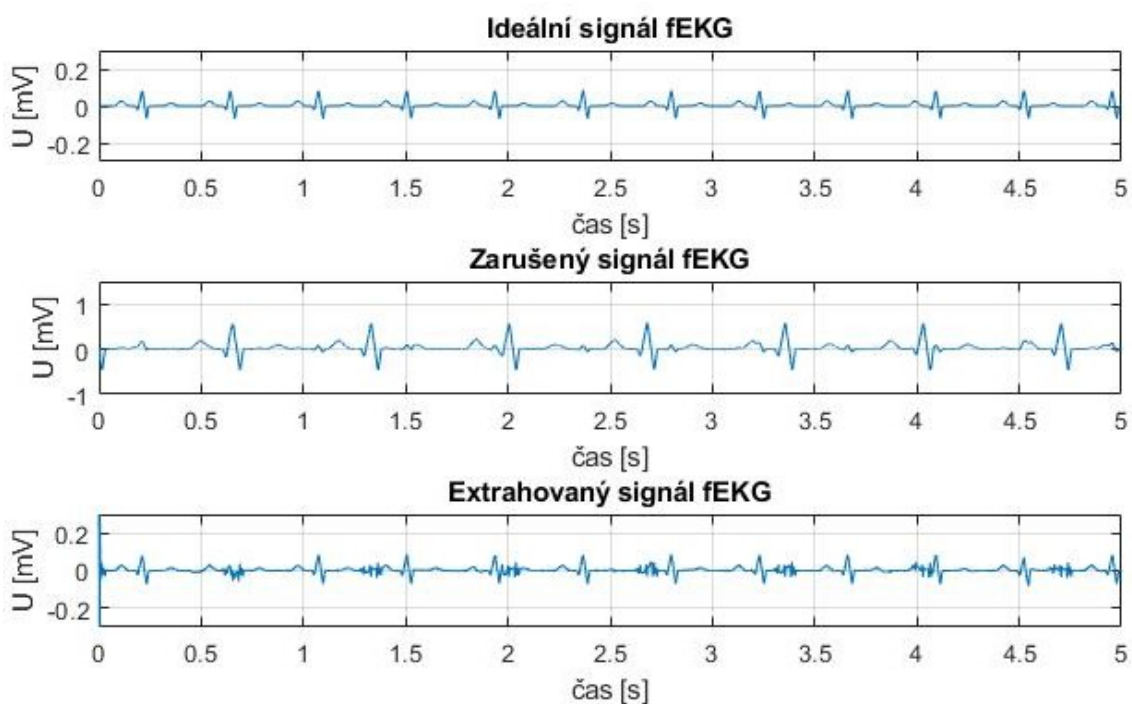
Obr. 34: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE2.



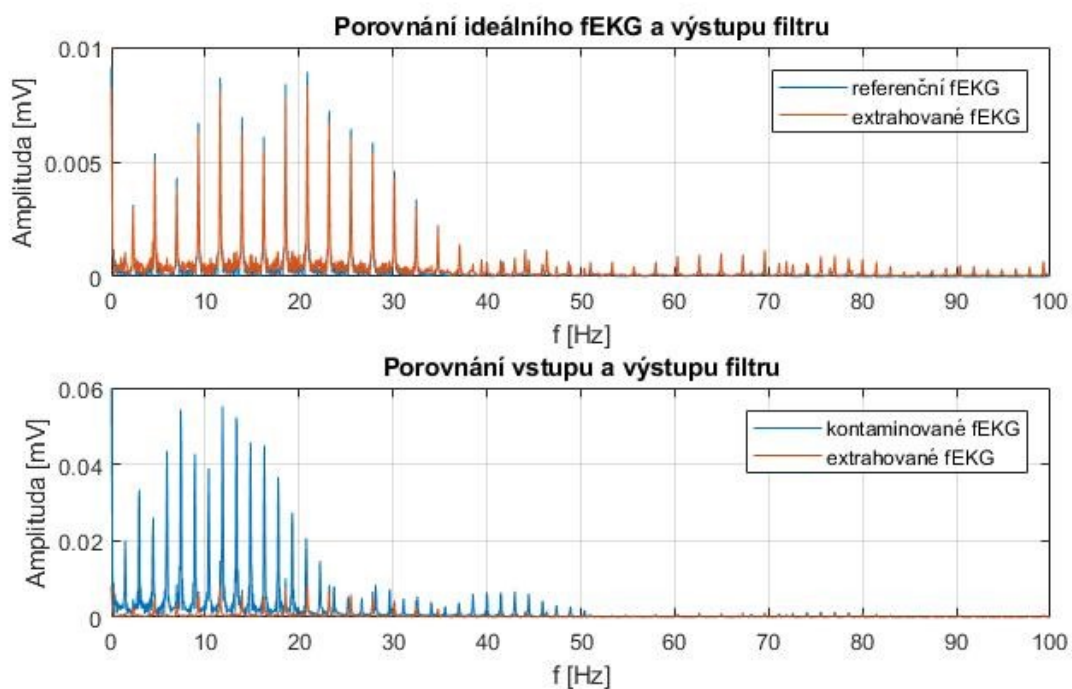
Obr. 35: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE3.



Obr. 36: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE3.



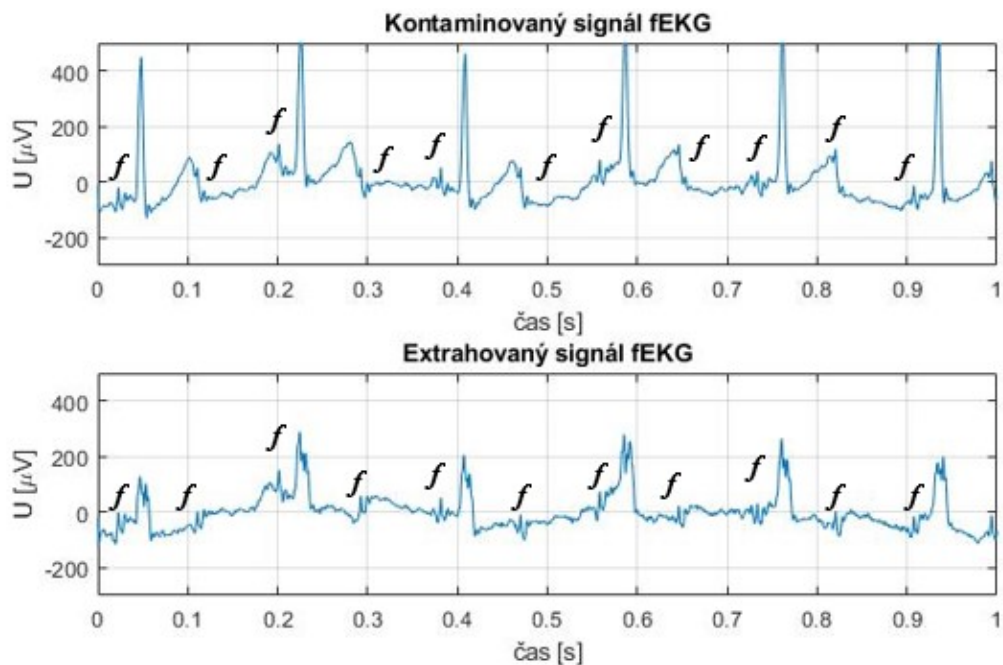
Obr. 37: Časový průběh ideálního, kontaminovaného a extrahovaného fEKG signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE4.



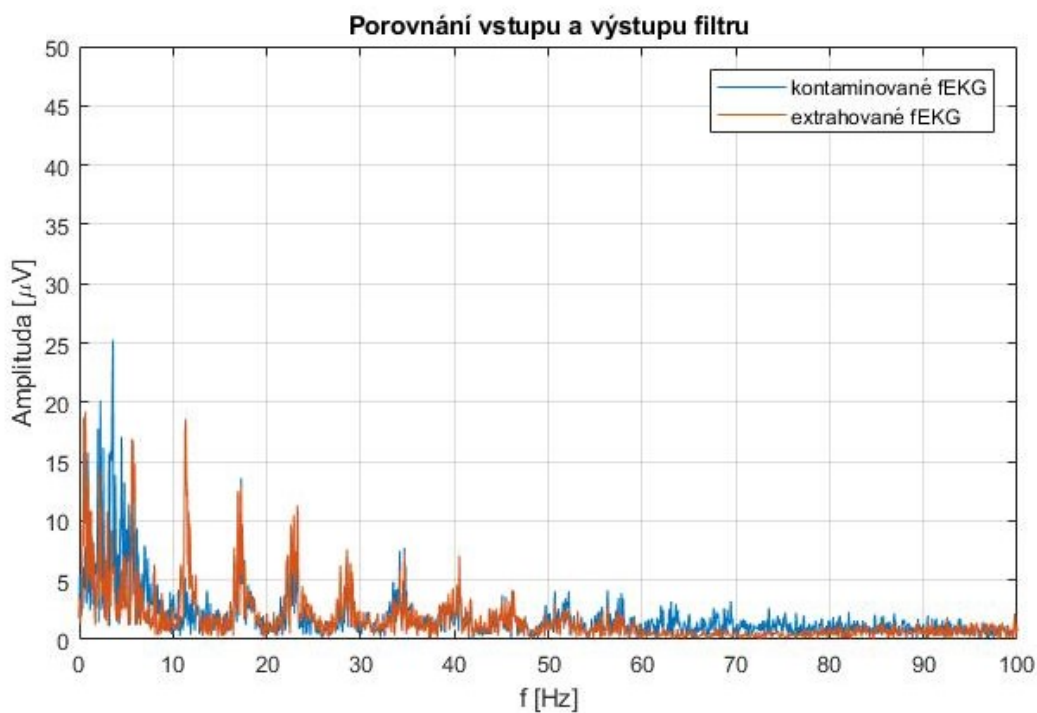
Obr. 38: Amplitudová spektra vstupního a výstupního signálu při kombinaci elektrod HE2↔BE4.

Příloha B

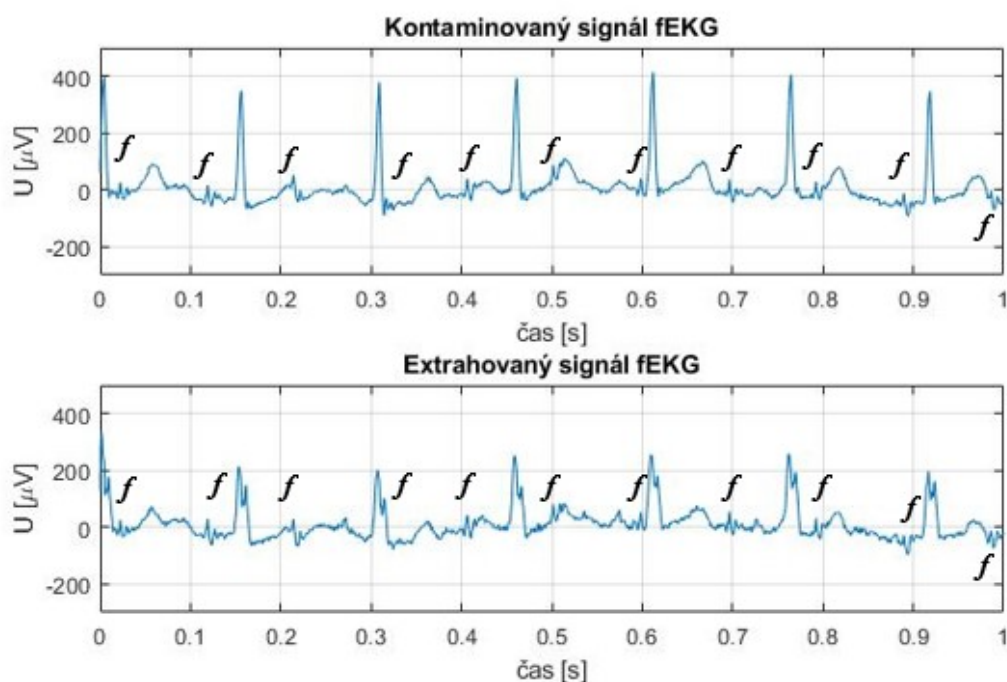
Tato příloha obsahuje všechny dosažené výsledky experimentů prováděné na reálných datech. Jsou zde zaznamenány časové průběhy zarušeného aEKG signálu a extrahovaného fEKG signálu a amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů.



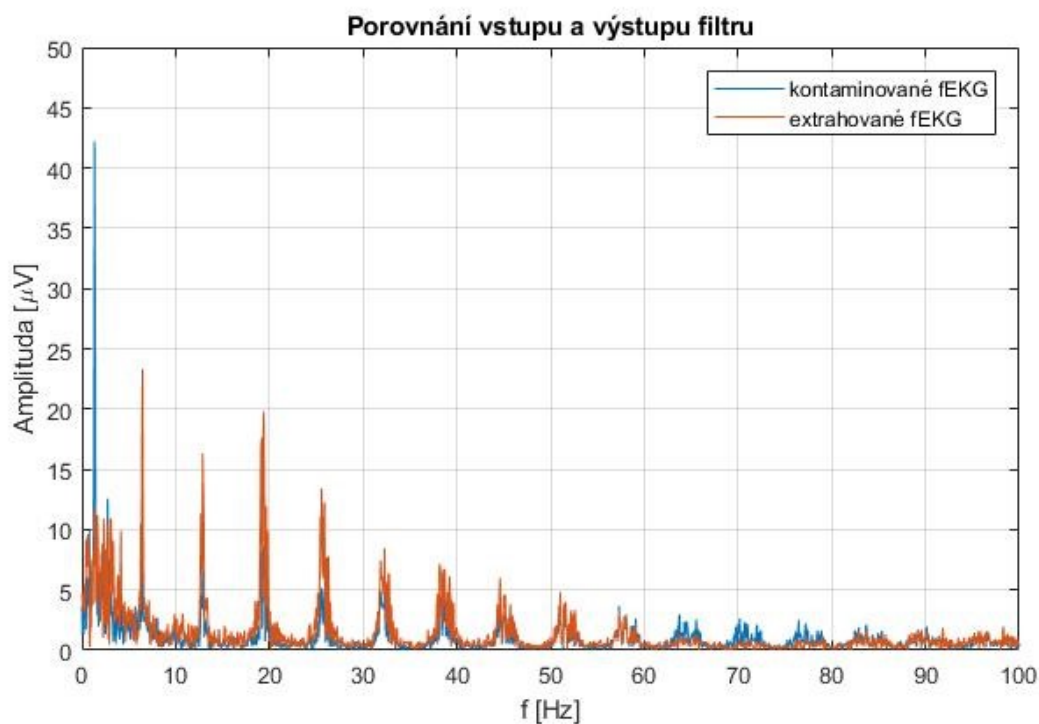
Obr. 39: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea244 ($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



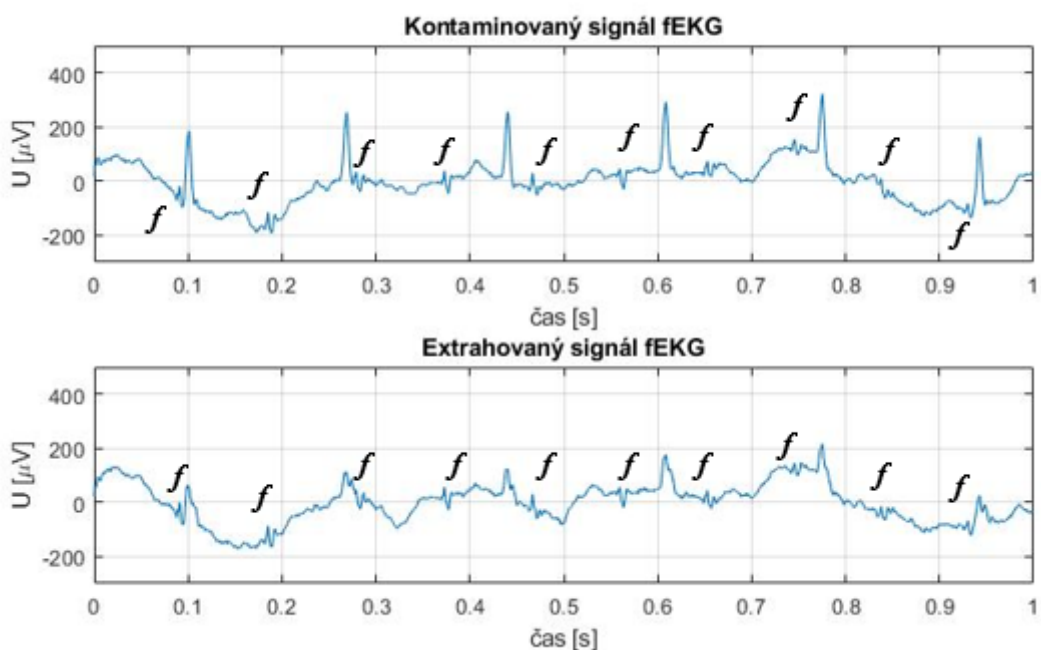
Obr. 40: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea244($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



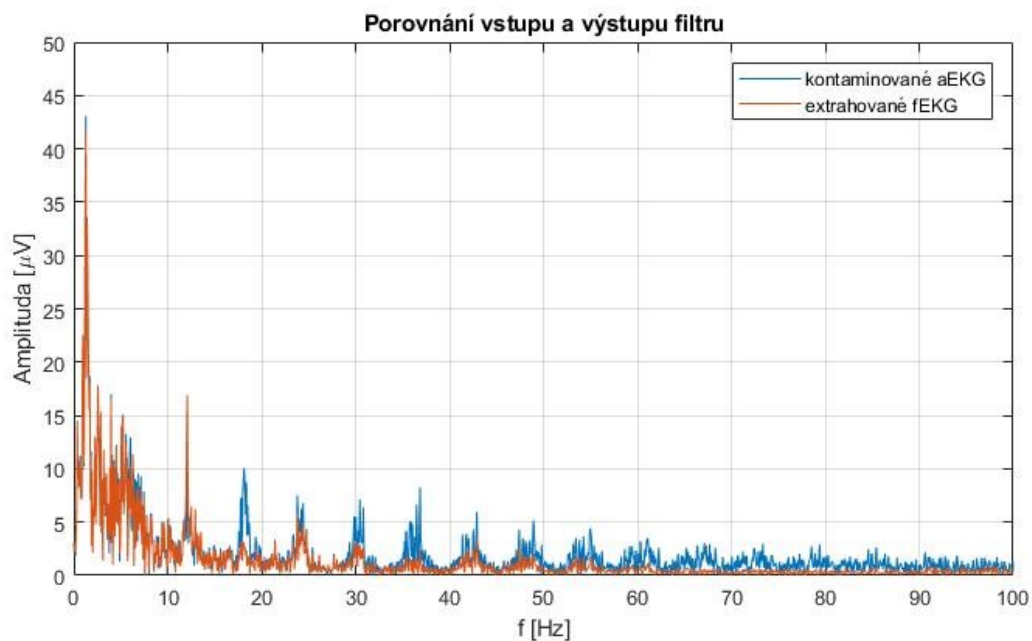
Obr. 41: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se značením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea444 ($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



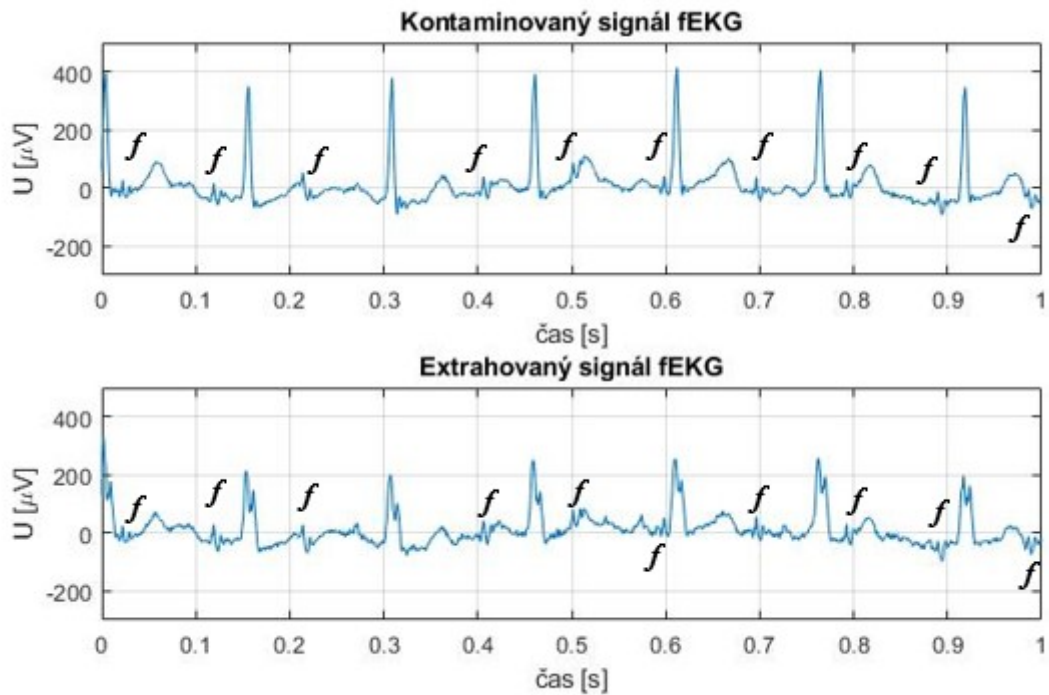
Obr. 42: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea444 ($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



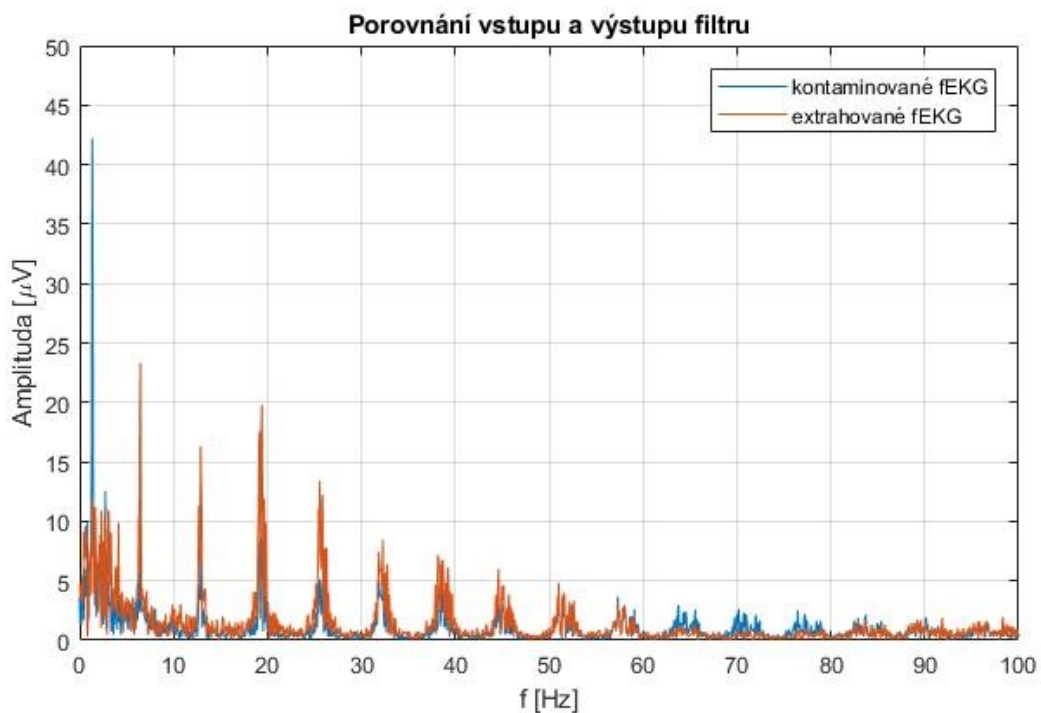
Obr. 43: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea473 ($HE2 \leftrightarrow BE2$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



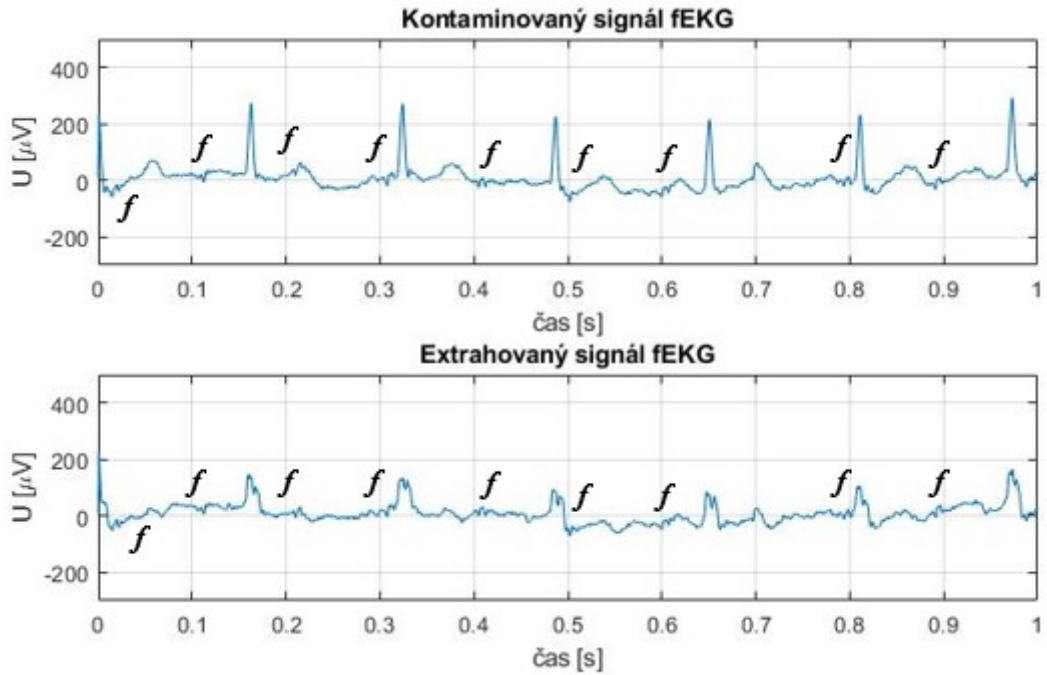
Obr. 44: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea473 ($HE2 \leftrightarrow BE2$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



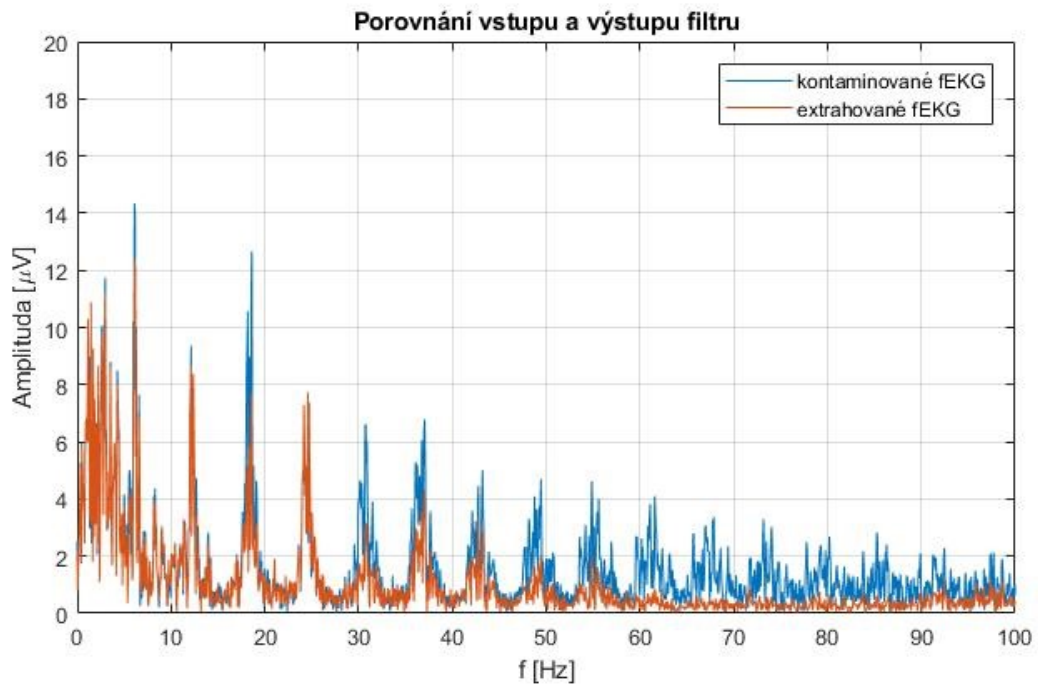
Obr. 45: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se značením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea525 ($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



Obr. 46: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea525 ($HE1 \leftrightarrow BE1$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



Obr. 47: Časový průběh vstupního a výstupního signálu z navrženého adaptivního systému se zaznačením fetálních QRS komplexů pro data s označení ecgea571 ($HE2 \leftrightarrow BE2$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).



Obr. 48: Amplitudové spektrum signálu před filtrací a po filtraci pro data s označení ecgea571 ($HE2 \leftrightarrow BE2$, $p=20$, $\alpha=0,0007$).

CD Příloha

Tato příloha je tvořena CD obsahujícími syntetická data, reálná data z klinické praxe z veřejně dostupné databáze společnosti PhysioNet, veškeré funkce pro GUI a pro programy sloužící k testování adaptivního algoritmu. Všechny funkce a programy jsou vytvořeny v programu Matlab R2017B.

Tab. 10 : Obsah přiloženého CD.

Název souboru	Podpis
kód filtrace	Složka obsahující syntetická data a program pro extrakci fEKG pomocí metody ADALINE.
Syntetická data	Složka obsahující veškeré programy a výsledky pro testování algoritmu na syntetických datech.
hodnoceni_synt	Program sloužící k vypočtení objektivních parametrů a času.
grafy_zavislosti	Program sloužící k vykreslení závislostí podle výsledků získaných v programu hodnoceni_synt.
vykresleni_signalu	Program pro vykreslení časových průběhů signálů před a po filtraci.
vykresleni_spektra	Program pro vykreslení amplitudových spekter signálu.
Výsledky	Složka obsahující výsledné grafy pro všechny kombinace elektrod.
Soubory s příponou .xlsx	Obsahují hodnoty pro vykreslení jednotlivých grafů závislostí.
Reálná data	Složka obsahující 5 záznamů reálných dat z databáze, program pro extrakci, vykreslení časových průběhů a amplitudových spekter a výsledné grafy pro každý z pěti záznamů.
nacteni_EDF_do_mat	Program sloužící k převodu formátu .edf do .mat
Uživatelské rozhraní	Složka obsahující program GUI, jeho schéma v Matlabu a složku se syntetickými daty
MIK0329_Bakalarska_prace	Soubor obsahující textovou část bakalářské práce v PDF/A