

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

Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového
elektrokardiogramu

Adaptive Signal Processing Techniques for Extracting Abdominal
Fetal Electrocardiogram

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Radana Kahánková**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového
elektrokardiogramu**
**Adaptive Signal Processing Techniques for Extracting Abdominal Fetal
Electrocardiogram**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se zaměřuje na využití adaptivních metod pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu. Práce se věnuje klasifikaci a popisu vybraných adaptivních metod. Cílem diplomové práce je návrh a realizace komplexního adaptivního systému pro potlačování „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu. Dalším krokem je ověření funkčnosti navrženého adaptivního systému na syntetických i reálných datech.

Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky extrakce plodového elektrokardiogramu pomocí lineárních adaptivních metod.
2. Matematický popis vybraných adaptivních metod (např. adaptivní filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE (LMS, NLMS, VSLMS, apod.), adaptivní filtry s rekurzivní optimální adaptací (RLS, FTF, apod.), Kalmanova filtrace, adaptivní lineární neuron ADALINE, apod.).
3. Návrh a softwarová realizace komplexního adaptivního systému pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu ve vývojovém prostředí LabVIEW nebo Matlab.
4. Ověření funkčnosti navrženého adaptivního systému na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
5. Porovnání vlastností vybraných adaptivních metod.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, 2014. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. 150 s. Vedoucí disertační práce doc. Ing. Jan Židek, CSc.
- [2] ROZTOČIL, Aleš a kolektiv. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [3] HAYKIN, Simon a Bernard WIDROW (ed.) *Least-mean-square adaptive filters*. John Wiley & Sons, 2003. 494 s. ISBN 0-471-21570-8.
- [4] VASEGHI, Saeed V. *Advanced digital signal processing and noise reduction*. John Wiley & Sons, 2008. 453 s. ISBN 0-470-09494-X.
- [5] FARHANG-BOROJENY, Behrouz. *Adaptive filters: theory and applications*. John Wiley & Sons,

2013. 778 s. ISBN 978-1-119-97954-8.

[6] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a rekonstrukce signálů*. 2. vyd. Brno: Vutium, 2002, 428 s. ISBN 80-214-1558-4.

[7] POULARIKAS, Alexander D. a Zayed M. RAMADAN. *Adaptive filtering primer with MATLAB*. CRC Press, 2006. 223 s. ISBN 0-87493-7043-4.

[8] CLIFFORD, Gari D., et al. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological measurement*. 2014 Aug,35(8),1521-36. doi: 10.1088/0967-3334/35/8/1521.

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

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

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016



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



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

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

V Ostravě dne 29. 4. 2016


.....

Poděkování

Považuji za svou milou povinnost poděkovat vedoucímu své diplomové práce, Ing. Radku Martinkovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady, čas, poskytnuté příležitosti a zejména za jeho nakažlivé nadšení pro danou problematiku.

Dále bych ráda poděkovala Ing. Tomáši Klinkovskému a Ing. Jitce Mohylové, Ph.D. nejen za jejich ochotu a pomoc, ale také za nevyčísitelně hodnotné vědomosti, které jsem získala díky jejich výuce.

Nakonec, ale o to více, bych chtěla vyjádřit vděk svým nejbližším za poskytnutou podporu a pochopení, které značně usnadnily průběh vypracování a zvláště pak dokončení této práce.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá problematikou snímání plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu. Ten by se v budoucnu mohl stát velmi účinným a nezbytným nástrojem v monitorování a diagnostice ohrožených plodů v průběhu těhotenství a během porodu. Největším problémem, se kterým se tento způsob monitorace potýká, je velké množství nežádoucích složek, které jsou snímány společně s užitečným signálem, zejména pak mateřský elektrokardiogram. Autorka se zaměřuje zejména na využití adaptivních metod pro extrakci plodového elektrokardiogramu z takto zarušeného transabdominálního záznamu.

Tato práce obsahuje mimo jiné také obsáhlé shrnutí této poměrně nové problematiky, klasifikaci a popis vybraných adaptivních metod a zejména návrh a realizaci adaptivního systému pro potlačování „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu. Ověření funkčnosti tohoto systému bylo provedeno na syntetických i reálných datech.

Klíčová slova

Adaptivní filtrace, fetální elektrokardiogram, filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE, filtry s rekurzivní optimální adaptací.

Abstract

This thesis focuses on the fetal electrocardiogram recorded transabdominally. This method could become very efficient and essential tool in monitoring and diagnosing endangered fetuses during the pregnancy and the delivery. The greatest challenge connected with this kind of monitoring is the amount of noise that is recorded within the desired signal. This thesis aims at the use of adaptive methods for extracting fetal electrocardiogram from such abdominal signal.

This thesis includes among others an extensive summary of this relatively new issue, classification and description of selected linear adaptive methods, and in particular, the design and the implementation of adaptive system for suppressing the ‚undesirable‘ maternal electrocardiogram.

Key words

Adaptive filtration, fetal electrocardiogram, gradient MSE adaptation filters, optimal recursive adaptation filters.

Obsah

Seznam použitých zkratk.....	10
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	13
Úvod.....	14
1 Dosavadní vývoj a aktuální stav řešené problematiky	16
1.1 Dostupné metody pro monitorování plodové činnosti	17
1.2 Výzvy současného neinvazivního monitorování plodu.....	19
2 Základní poznatky z anatomie fyziologie a patologie plodového srdce.....	22
2.1 Vývoj plodového srdce.....	22
2.2 Základní fyziologie plodového srdce	23
2.3 Patofyziologie plodového srdce	25
2.4 Poloha plodu v děloze	25
3 Analýza fetálního elektrokardiogramu	27
3.1 Transvaginální monitorování fECG	27
3.1.1 Monitorování T/QRS komplexu.....	28
3.1.2 ST analýza	29
3.1.3 Vyhodnocování záznamu	30
3.1.4 Komerčně dostupné techniky	31
3.2 Transabdominální monitorování fEKG.....	32
3.2.1 Transabdominální monitorování	32
3.2.2 Monica AN 24.....	33
3.2.3 The MindChild MERIDIAN Monitor	34
3.2.4 Novii Wireless Patch System	34
3.2.5 Transabdominální STAN	35
3.2.6 Shrnutí hlavních metod pro neinvazivní elektronické plodové monitorování	35
3.3 Budoucnost monitorování fECG	36
3.4 Porovnání komerčně dostupných metod	36
4 Analýza reálných fEKG z klinické praxe.....	38
5 Klasifikace a popis rušení fEKG	39
5.1 Úzkopásmové signály	39

5.1.1	Síťové rušení	39
5.2	Širokopásmové signály	40
5.2.1	Myopotenciály a elektromyografické rušení	40
5.3	Impulsní rušení	41
5.4	Důsledky rušení	41
5.4.1	Kolísání isoelektrické linie	42
5.4.2	Pohybové artefakty	43
6	Předzpracování plodového elektrokardiogramu	44
7	Současné metody pro extrakci plodového EKG	46
7.1	Neadaptivní metody	47
7.1.1	Metody s vlnkovou transformací	47
7.1.2	Korelační metody	48
7.1.3	Subtrakční metody	48
7.1.4	Průměrovací metody	49
7.1.5	Principy slepé separace signálů – metoda nezávislých komponent	49
7.2	Adaptivní metody	50
7.2.1	Lineární adaptivní filtrace	51
7.2.2	Metody lineární adaptivní filtrace	51
7.2.3	Nelineární adaptivní filtrace	54
8	Matematický popis vybraných adaptivních metod	56
8.1	Lineární tranzverzální FIR filtr	56
8.2	Filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE	57
8.2.1	LMS	57
8.2.2	NLMS	57
8.2.3	BLMS	58
8.2.4	DLMS	58
8.3	Adaptivní filtry s rekurzivní optimální adaptací	58
8.3.1	RLS	59
8.3.2	FTF filtr	60
9	Hodnocení kvality filtrace	61
9.1	SNR	61
9.2	PRD	62

9.3	MSE a RMSE.....	62
10	Experimentální část.....	63
10.1	Metodika a popis prováděných experimentů.....	63
10.2	Signály použité pro experimenty.....	63
10.2.1	Jednoduché syntetické signály	63
10.2.2	Syntetické signály s reálným charakterem	65
10.2.3	Reálné signály z klinické praxe.....	68
10.3	Úvodní experimenty se syntetickými daty	69
10.3.1	Algoritmy rodiny LMS.....	69
10.3.2	Algoritmy rodiny RLS	73
10.3.3	Porovnání představených filtrů	76
10.3.4	Vlastní implementace algoritmů	77
10.4	Experimenty s daty s reálným charakterem	82
10.5	Experimenty s reálnými daty.....	86
11	Diskuse dosažených výsledků.....	88
	Závěr	89
	Zdroje	91
I.	Příloha na DVD.....	100

Seznam použitých zkratek

EKG – elektrokardiogram

fEKG – fetální elektrokardiogram

mEKG – mateřský elektrokardiogram

aEKG – abdominálně snímaný elektrokardiogram

fHR – fetální srdeční frekvence (fetal heart rate)

mHR – mateřská srdeční frekvence (maternal heart rate)

EKG – elektrokardiogram

P – vlna P

QRS – komplex vln EKG signálu

R – typ průběhu EKG signálu blokáda pravého Tawarova raménka

RR – interval mezi vlnami R v EKG signálu

ST – interval mezi vlnami s a T

T – vlna T

EFM – elektronický fetální monitoring

KTG – kardiokografie

STAN – analýza úseku ST (ST analysis)

BTB – beat to beat, interval mezi vlnami R

EHG – elektrohysterografie

BMI – body mass index

UZV – ultrazvuk

EMG – elektromyografie

SpO₂ – saturace (nasyčení) krve kyslíkem

TOCO – tokografie (tocography)

UA – aktivita dělohy (uterine activity)

FSE – fetální skalpová elektroda (fetal scalp electrode)

IUPC – katetr pro snímání nitroděložního tlaku (intrauterine pressure catheter)

FIR – konečná impulsní odpověď (Finite Impulse Response)

Seznam obrázků

Obrázek 1: Vývoj stetoskopů v čase	17
Obrázek 2: Rozmístění elektrod podle Bergvelda.....	20
Obrázek 3: Různé typy rozložení pro různé množství elektrod	21
Obrázek 4: Vývoj srdce v prvních fázích těhotenství	22
Obrázek 5: Srdeční frekvence embrya (EHR) a následně plodu (FHR) v průběhu těhotenství.....	23
Obrázek 6: Zjednodušené schéma fetálního krevního oběhu.....	24
Obrázek 7: Rozdíl v cirkulaci před narozením a po narození	24
Obrázek 8: Grafická interpretace jednotlivých stádií hypoxie.....	25
Obrázek 9: Nejčastější ustálené polohy plodu	25
Obrázek 10: Vnitřní rotace plodu pro PPH	26
Obrázek 11: Ukázka reálného záznamu monitorování fEKG	27
Obrázek 12: Transvaginální KTG se třemi druhy FSE	28
Obrázek 13: Principiální schéma stanovení průměrné EKG vlny.....	28
Obrázek 14: Kontinuální snímání fHR společně s T/QRS poměrem.....	29
Obrázek 15: Vzhled patologického i fyziologického ST úseku	29
Obrázek 16: Stupně bifázicity ST úseku	30
Obrázek 17: ST analyzátor STAN S31 a ST analýza.....	31
Obrázek 18: Transabdominální KTG.....	32
Obrázek 19: Rozložení elektrod pro Monica AN 24.....	33
Obrázek 20: Schéma propojení zařízení a aplikací pro monitorování firmy Monica	33
Obrázek 21: The MindChild MERIDIAN Monitor	34
Obrázek 22: Monitorovací systém založený na radiofrekvenční technologii	36
Obrázek 23: Druhy rušení kontaminující fEKG.....	39
Obrázek 24: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG síťovým rušením 50 Hz.....	40
Obrázek 25: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kontrakcí kosterních svalů	41
Obrázek 26: Amplitudový a frekvenční rozsah signálů kontaminujících fEKG.....	42
Obrázek 27: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kolísáním izoelektrické linie	42
Obrázek 28: Blokové schéma číslicového zpracování signálu.....	44
Obrázek 29: Nejjobecnější rozdělení metod extrakce fEKG.....	46
Obrázek 30: Schéma N-vícekanálového adaptivního systému pro potlačení mEKG	50
Obrázek 31: Obecné schéma adaptivního lineárního filtru	51
Obrázek 32: Přímá (tranzverzální) struktura FIR filtru.....	56
Obrázek 33: Časové průběhy syntetických dat používaných pro první část experimentů	64
Obrázek 34: Amplitudové spektrum modelovaného abdominálního signálu a ideálního fEKG	65

Obrázek 35: Časové průběhy vygenerovaných signálů s reálným charakterem	66
Obrázek 36: Spektrum vygenerovaného zarušeného abdominálního signálu a ideálního fEKG.....	66
Obrázek 37: Zjednodušený blokový diagram generátoru fEKG.....	67
Obrázek 38: Ukázka reálných záznamů pro gestační věk 39 týdnů z databáze PhysioNet.....	68
Obrázek 39: Závislost kvality filtrace na velikosti kroku μ	70
Obrázek 40: Časové průběhy vstupů a výstupů filtrů rodiny LMS a ideálního průběhu fEKG.....	72
Obrázek 41: Amplitudová spektra výstupů testovaných filtrů rodiny LMS	72
Obrázek 42: Srovnání výsledků RLS a FTF algoritmů.....	75
Obrázek 43: Amplitudová spektra signálů po aplikaci RLS a FTF filtru.....	75
Obrázek 44: Porovnání kvality testovaných filtrů v závislosti na velikosti délky filtru	76
Obrázek 45: Vykreslení času potřebného k filtraci testovaných filtrů v závislosti na velikosti M.....	76
Obrázek 46: Závislost kvality filtrace na hodnotě M.....	79
Obrázek 47: Vykreslení času potřebného k filtraci v závislosti na nastavené hodnotě M	80
Obrázek 48: Časové průběhy vstupů a výstupů implementovaných adaptivních systémů	81
Obrázek 49: Amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů implementovaných algoritmů	81
Obrázek 50: Časové průběhy signálů před a po průchodu navrženým LMS filtrem	83
Obrázek 51: Časové průběhy signálů před a po průchodu navrženým RLS filtrem	84
Obrázek 52: Amplitudová spektra výstupních signálů implementovaných algoritmů.....	85
Obrázek 53: Časový průběh vstupu a výstupu adaptivního systému LMS	86
Obrázek 54: Časový průběh vstupu a výstupu adaptivního systému RLS.....	87
Obrázek 55: Amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů implementovaných algoritmů	87

Seznam tabulek

Tabulka 1: Seznam databází použitých v The Challenge 2013.....	19
Tabulka 2: Kritéria ST analýzy k ukončení gravidity u intermediárního a abnormálního KTG.....	31
Tabulka 3: Srovnání výhod a nevýhod hlavních metod EFM.....	35
Tabulka 4: Porovnání komerčně dostupných zařízení pro každou z metod.....	37
Tabulka 5: Základní zdroje rušení a jejich vliv na EKG křivku.....	43
Tabulka 6: Druhy neadaptivních metod.....	47
Tabulka 7: Výsledky pro konstantní délka filtru a variabilní krok filtru μ	70
Tabulka 8: Souhrn výsledků pro nalezený optimální krok filtru.....	71
Tabulka 9: Doporučené nastavení pro testované druhy filtrů.....	73
Tabulka 10: Výsledky pro RLS algoritmus.....	73
Tabulka 11: Výsledky pro FTF algoritmus, konstantní $M = 10$ a $\lambda = 1$	74
Tabulka 12: Výsledky FTF pro konstantní parametry $\delta = 0,01$ a $\lambda = 1$	74
Tabulka 13: Výsledky pro LMS při konstantním $M=40$	77
Tabulka 14: Výsledky LMS algoritmu pro konstantní krok 0,0011.....	78
Tabulka 15: Výsledky RLS algoritmu pro konstantní krok.....	79
Tabulka 16: Výsledky pro LMS algoritmus, $M=50$	82
Tabulka 17: Výsledky pro LMS algoritmus s optimálním krokem μ	83
Tabulka 18: Výsledky pro RLS algoritmus, koeficient zapomínání = 1.....	84

Úvod

Diplomová práce se zaměřuje na využití adaptivních metod pro extrakci plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu. Jejím hlavním cílem je návrh a realizace komplexního adaptivního systému pro potlačování „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu, jehož funkčnost bude ověřena na syntetických i reálných datech.

Tato práce obsahuje mimo jiné i shrnutí nejvýznamnějších do současné doby publikovaných poznatků o fetálním (plodovém) elektrokardiogramu (dále jen fEKG). Největší pozornost je přitom věnována transabdominálnímu monitorování, jeho předzpracování a klasifikaci dostupných metod extrakce fEKG z abdominálních (břišních) svodů. Toto snímání je nepřímé, tedy neinvazivní, a tedy i bezpečnější a komfortnější jak pro pacientku, tak pro plod. Vzhledem k pokrokům, které nám současná lékařská technika nabízí, by měla být právě neinvazivní diagnostika základním pilířem moderní medicíny. Zpřesnění diagnostické kvality a zvýšení senzitivity a specificity je tedy pro lékaře a techniky v tomto oboru stěžejní výzvou.

Zpřesnění diagnostické kvality fEKG by mohlo být zlomovým bodem pro zaběhlý způsob vyšetřování v době před i během porodu. Fetální EKG nese oproti kardiogramu (dále jen KTG) nejen informaci o fetální srdeční frekvenci (fHR), ale také o morfologii (tvaru) a délce jednotlivých elementů fEKG a navíc i o dynamickém chování fEKG. Mnohé výzkumy ([1.], [2.] a [3.]) v současnosti naznačují, že neinvazivní snímání je schopno docílit stejných výsledků, jako jeho invazivní protějšek. Pravdou ovšem zůstává, že transvaginální monitorování stále umožňuje získání většího množství cenných informací. Zejména proto, že umožňuje analýzu T/QRS, resp. úseku ST.

Díky datům takto získaným by, podle nejnovějších poznatků vědy a výzkumu, bylo možno rozpoznat jednotlivá hypoxická stádia a přikročit k operativnímu ukončení těhotenství jen v opravdu nutných případech. To by mohlo pomoci snížit počet zbytečně provedených císařských řezů. Řada současných výzkumů (např. [1.] a [4.]) naznačuje, že transabdominální způsob montování umožní sledovat vývoj a vyspělost plodu a dokonce predikovat vrozené srdeční a vývojové vady či určovat polohu plodu v děloze. To všechno by de facto znamenalo, že by tento způsob monitorování mohl nahradit vyšetřování plodu pomocí ultrazvuku.

Předkládaná diplomová práce je strukturálně rozdělena do dvou hlavních částí – teoretické a praktické. V první z nich je představen teoretický úvod představované problematiky. První kapitola shrnuje dosavadní vývoj a různé současné možnosti monitorování plodu, společně s výzvami, které jsou s touto oblastí spojeny. V druhé kapitole jsou nastíněny základní poznatky z plodové anatomie, fyziologie a patofyziologie, jejichž pochopení je nezbytné pro správnou interpretaci snímaných biopotenciálů. Jak již bylo zmíněno, monitorování elektrické aktivity plodu se může provádět invazivně a neinvazivně. Jejich podrobný popis společně příklady příslušných komerčně dostupných zařízení je obsažen v kapitole 3. Následuje čtvrtá kapitola, která se věnuje analýze reálných fEKG z klinické praxe.

Jedním z největších problémů v této oblasti je velké množství rušení a nežádoucích signálů, které jsou snímány společně s fEKG. Jejich popis a klasifikaci obsahuje kapitola 5. Eliminace některých z nich probíhá ve fázi předzpracování, které je popsáno v kapitole 6. V ideálním případě je signál po této fázi úplně zbaven základních rušení (např. síťového nebo elektromyografického), avšak potlačení signálu matky, mateřského elektrokardiogramu, pro získání čistě plodového elektrokardiogramu, je daleko náročnější problém. Kapitola 7 tedy nabízí seznam základních metod používaných pro extrakci

plodového EKG, které byly stručně uvedeny společně s odkazy na publikace, ve kterých autoři tyto metody s větším či menším úspěchem aplikovali na syntetická či reálná data.

Na základě rozsáhlé rešerše zadané problematiky se autorka rozhodla testovat několik zástupců lineárních adaptivních filtrů se stochasticky gradientní (rodina LMS) i rekurzivní optimální (rodina RLS) adaptací MSE. Tito zástupci byli blíže představeni a matematicky popsáni v kapitole 8. Kapitola 9 je poslední kapitolou teoretické části a obsahovala popis parametrů, za pomoci kterých je následně v praktické části hodnocena kvalita filtrace.

Kapitola 10 je již věnována výhradně prováděným experimentům. Ty by se daly rozdělit do tří částí, a to dle typu signálů, které byly použity.

V první části byly využívány výhradně jednoduché syntetické signály, které byly vytvořeny pomocí softwaru MATLAB. Vliv lidského těla na průchod signálu z hrudní do břišní části byl realizován pomocí FIR filtru 50. řádu. V této části také autorka testovala největší množství zástupců vybraných lineárních adaptivních metod. Mezi tyto zástupce patřili standardní LMS a RLS filtry a jejich modifikace (DLMS, BLMS, NLMS a FTF). Aby bylo umožněno testování takového množství různých algoritmů, zvolila autorka pro úvodní část filtry již obsažené v knihovně prostředí MATLAB® (DSP System Toolbox – Filter Implementation – Adaptive Filters). Na základě pozorovaných výsledků každého ze zástupců byla následně provedena realizace vlastních algoritmů, a to standardního LMS a RLS, které pak byly používány pro zbytek experimentů.

V druhé části byly implementované algoritmy testovány na syntetických datech s reálným charakterem, které byly vytvořeny pomocí generátoru blíže představeném v kap. 10.2.2. Výhodou takovýchto signálů je, že se svými vlastnostmi téměř neliší od reálných signálů, zároveň však zůstává možnost použití referenční hodnoty jak mateřského, tak plodového signálu pro následné hodnocení kvality provedené filtrace. Oproti jiným pracím, ve kterých se pracuje pouze s ideálními signály, jsou tak výsledky mnohem více relevantní, což bylo potvrzeno v poslední části experimentů, kde byly použity reálná data z klinické praxe.

Závěrečná kapitola 11 obsahuje shrnutí všech dosažených výsledků a zjištění.

1 Dosavadní vývoj a aktuální stav řešené problematiky

Elektrokardiogram (EKG) má od svého objevení v medicíně nezastupitelnou roli. V posledních několika letech lze však pozorovat výrazné pokroky v oblasti jeho zpracování a analýzy, k čemuž přispěl mimo jiné i razantní progres ve vývoji mikroprocesorové techniky. Podrobnější informace o EKG např. v [5.], [6.]. O aktuálních pokrocích v monitorování EKG je možné se dočíst např. v [7.], [8.], [9.] a [10.].

Fetální EKG je stále poměrně neprobádanou oblastí. Svědčí o tom poměrně malé množství významných (relevantních) vědeckých publikací, které se zabývají touto problematikou. Do současnosti jich nebylo zveřejněno více než 1000, zatímco o „klasickém EKG“ existuje více než 45 000 [11.]. Tento propastný rozdíl způsobuje jak nedostatečná databáze klinických záznamů, tak neúplné znalosti o vývoji a stavbě plodu v průběhu těhotenství [12.].

Databáze, které by uchovávaly záznamy fetálního EKG, jsou důležitou součástí výzkumu této problematiky. Velkým problémem je jejich nedostatečné množství, které by bylo dostupné vědecké veřejnosti. Bez databází, resp. reálných záznamů, mohou vědci jen velice těžko ověřovat metody pro extrakci fEKG, a tím docílit zpřesnění diagnostické kvality. Na to poukazuje například studie z roku 2014 [13.], která popisuje důležitost daných databází a vytváří software, experimentální platformu CrowdLabel, který umožňuje zápis poznámek do medicínských záznamů. Je zřejmé, že výzkum EKG dospělých je v tomto směru o mnoho dále. Svědčí o tom také řada tzv. standardních databází označovaných jako CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography), podrobněji v [14.].

Databáze obsahují mimo jiné také záznamy, které jsou opatřeny poznámkami. Typické je opatření označení každého QRS komplexu dvěma a více kardiology nezávisle na sobě. Vznikají tak referenční anotace, které slouží jako „zlatý standard“ pro další analýzy. Některé z těchto tzv. „gold standard databases“ jsou dostupné například v [13.]. Jak už bylo výše zmíněno, není jich mnoho. Je tedy třeba si dopomoci jinými způsoby. Další možností je modelování syntetických signálů, které se budou co nejvíce podobat reálným záznamům fEKG. Jednou z těchto prací je [15.], kde autor vytvořil generátor syntetického fetálního elektrokardiogramu pomocí graficky orientovaného programování v jazyce G (vývojové prostředí LabVIEW). Přináší tak i možnost modelovat libovolný tvar fEKG, fyziologický či patologický, dle potřeby dalšího užití. Další o mnoho pokročilejší prací je pak unikátní generátor Martinka a kol. představený v [16.], který produkuje signály, které mají reálný charakter, tudíž jsou skvělým nástrojem pro objektivní hodnocení kvality filtrace plodových signálů. Tímto způsobem je možné dospět k pokrokům, ať už při návrhů metod extrakce nebo při kontrole jejich funkčnosti. Takto získané výsledky je následně možno kontrolovat s dostupnými reálnými daty.

Fetální EKG je možno získat jak invazivně (transvaginální cestou), tak neinvazivně (abdominálně). První zmíněný způsob přináší sice kvalitnější signál (SNR - s nižším odstupem signál - šum, apod.) a má tedy větší vypovídající hodnotu, bohužel však také řadu nevýhod, jako každá invazivní metoda. Abdominálně snímaný signál je sice ve všech směrech výhodnější pro komfort a bezpečnost pacientky a plodu, záznam však bývá značně degradovaný okolními signály produkovanými především matkou (zejména mateřský elektrokardiogram mEKG, dále pak elektrické signály ze svalů a jiné). Tyto (pro nás) nežádoucí signály je třeba odstranit tak, abychom co nejméně znehodnotili námi zkoumaný signál ([17.] [18.]). Právě toto odstranění rušivých signálů je stěžejním úkolem a výzvou výzkumu neinvazivního snímání fEKG.

1.1 Dostupné metody pro monitorování plodové činnosti

Před nástupem elektroniky do zdravotnictví se lékaři museli spolehnout zejména na své smysly a zkušenosti. Jednou z prvních metod, jak snímat neinvazivně srdeční aktivitu plodu, byl poslech (auskultace) srdečních ozev pomocí stetoskopu. Takto bylo zprvu možno získat o zdravotním stavu plodu pouze základní informace jako například přibližnou aktuální fetální srdeční frekvenci (fHR), výrazné arytmie, zástavu srdce a další (audio záznamy zdravého srdce i některých patologií můžete nalézt v [19.]).

I v této oblasti došlo k vývoji, který znázorňuje Obrázek 1. Tato metoda je ve své původní podobě značně závislá na schopnostech vyšetřujícího, který subjektivně vyhodnocuje srdeční ozvy plodu. Vyšetření tedy může být znehodnoceno celou řadou faktorů jako je například okolní hluk nebo pozice stetoskopu, který musí být umístěn poměrně blízko zdroje zvuku, tedy fetálního srdce, jelikož srdeční ozvy jsou slyšitelné jen ve velmi úzké abdominální oblasti. Přes všechny tyto nevýhody je vyšetřování pomocí původního, tzv. Pinardova stetoskopu stále velmi rozšířenou metodou zejména v méně rozvinutých zemích, a proto jej v dnešní době, stejně jako v této práci, nelze opomenout. Mezi výhody, které nabízí, patří zejména pro jeho ekonomická dostupnost, nezávislost na napájecí síti a prakticky neomezeně dlouhá životnost. [20.]



Obrázek 1: Vývoj stetoskopů v čase [22.], [23.], [19.] a [21.]

V současnosti jsou již stetoskopy dostupné i ve velice moderním provedení. Jsou schopny vypočítat tepovou frekvenci, odstranit okolní hluk, vytvořit audio záznam srdečních ozev a zobrazit tyto informace na monitoru nebo je přenést do počítače přes bluetooth. Nejvýraznější společností, která se od svého vzniku na konci 20. století soustředí na výrobu a zdokonalování stetoskopů, je firma 3M™ Littmann® Stethoscopes [21.]. Více informací o stetoskopech můžete nalézt v [19.], [22.], [23.] a [24.].

Další variantou je použití prenatalního detektoru fetální srdeční frekvence na bázi dopplerovského ultrazvuku. Tato metoda využívá dopplerovského efektu pro vytvoření slyšitelné simulace plodové srdeční činnosti. Tento způsob je obecně objektivnější a přesnější než použití původního (Pinardova) stetoskopu [19.], [22.]. Tento přístroj je komerčně dostupný od velkého množství firem pro účely domácího monitoringu.

Jeho nevýhodou může být závislost na napájení. Firma Philips vytvořila zařízení jménem The Wind-up Fetal Doppler, které není bateriově poháněno a je určeno pro monitoring rodiček v zemích třetího světa, speciálně v Africe [25.].

Rozvojem elektrotechniky bylo možné pokročit k pokročilejšímu sledování zdraví plodu – elektronickému fetálnímu monitoringu (EFM, více v [26.]). v 60. letech minulého století byla představena kardiokografie (KTG), nová metoda využívající princip ultrazvuku, která umožňuje EFM a zároveň sleduje děložní kontrakce (samovolné stahy děložních svalových vláken dostavující se v intervalech, více např. v [1.] a [27.]).

EFM s sebou přináší možnost kontinuální monitorace a tím brzké odhalení příznaků fetální hypoxie a jiných život ohrožujících stavů. Tato skutečnost vedla k výraznému snížení neonatální mortality, jak ukazuje např. studie představená Chen a kol. v [28.].

KTG je v současné době technicky propracovaná a je neodmyslitelným pomocníkem v porodnictví pro její jednoduchost, rychlost a bezbolestnost [29.]. Přes tyto nesčetné výhody se však potýká s problematou spolehlivosti a přesností. Navíc velkým nedostatkem této metody je i fakt, že neobsahuje žádnou informaci o BTB (Beat to beat) variabilitách. Nelze tedy detekovat rychlé změny fHR [30.].

Velkým problémem je i to, že ne ve všech případech je stanovení hypoxie správná diagnóza. Dle průzkumu provedeném v USA shrnutého v [31.], roku 2006 bylo 94% žen během porodu monitorováno pomocí KTG. Stejný průzkum byl vydán roku 2002 (shrnut v [32.]). Lze pozorovat statisticky významný nárůst počtu porodů monitorovaných pomocí EFM a zároveň nárůst uměle vyvolaných porodů a císařských řezů. Nejčastější důvody pro takto provedený porod u prvorodiček byly špatná poloha dítěte (25% dotázaných) a fetální monitor signalizující zdravotní problémy novorozence (rovněž 25% dotázaných). Také další výzkumy potvrzují hypotézu, že monitorování EFM během porodu zvyšuje množství porodů provedených císařským řezem. Například již výše zmínění Chen a kol. v [28.], ukazuje na zvýšený počet uměle vyvolaných porodů a výsledky v [1.], [27.] a [33.] ukazují na to, že 50-80% předčasných porodů císařským řezem mohlo být provedeno zbytečně.

Akutně provedený císařský řez, jakožto značně invazivní operativní zákrok, je oproti přirozenému způsobu porodu velkou zátěží pro tělo rodičky, ale i dítěte. Mnohé výzkumy (např. [34.], [35.] a [36.]) ukazují, že se nejedná pouze o zátěž fyzickou, ale i psychickou, která může vést až k posttraumatickému stresu. Vyvinutím nových či vylepšením stávajících metod monitorování fEKG by mohlo vést ke zlepšení diagnostiky hypoxie plodu, a tak i k minimalizaci zbytečně provedených císařských řezů. Více o KTG v kapitole 4.

Nejmodernější a zatím nejpresnější cestou, jak spolehlivě odhalit nebezpečí hrozící plodu během porodu je ST analýza (STAN). Tato poměrně nová sofistikovaná metoda umožňuje sledovat ST úsek EKG křivky plodu, která je snímána transvaginálně pomocí skalpové elektrody. Jedná o invazivní metodu, který může být použita až v době během porodu. Příkladem zařízení, schopného provádět ST analýzu, je například STAN S318 od Švédské společnosti Neoventa Medical AB. [37.] Více o STAN v kapitole 4.

Snahou je vytvoření neinvazivní varianty této metody, která by nepřinášela rizika pro matku ani pro plod, a mohla být použita i pro diagnostiku v době před porodem, překážkou je však technická realizace. Neinvazivní metody mají obecně největší nevýhodu v přítomnosti mnoha rušivých složek, které jsou velice obtížně odstranitelné. U snímání elektrické aktivity plodu je primárním rušením samotné tělo matky. Zejména její srdce produkuje vlastní elektrický signál (mEKG), který má obdobné vlastnosti jako ten plodový (fEKG), avšak mnohonásobně silnější. Tyto podobné vlastnosti (zejména rozsah frekvenčního spektra) velice znesnadňují eliminaci tohoto signálu.

Rozdělení abdominálně zaznamenaného signálu na mateřský a plodový by poskytlo možnost detailnější analýzy morfologie fEKG, která by měla obrovský diagnostický přínos pro stanovení hypoxických stavů a celkové vitality plodu zejména v prenatálním období. Přístroj, který se zatím alespoň vzdáleně přibližuje tomuto cíli, je MONICA AN24. Ten umožňuje kontinuální měření srdeční frekvence plodu a matky při snímání z abdominální oblasti [38.], více v kap. 4.2.2.

Výše zmíněné metody se pak mohou kombinovat i s dalšími, jako je sledování pH krve a intrapartální fetální pulzní oxymetrie (IFPO) a vedou k přesnějšímu stanovení hypoxických stavů plodu [1.], [27.].

1.2 Výzvy současného neinvazivního monitorování plodu

Je zřejmé, že oblasti neinvazivního monitorování plodu zůstává stále mnoho výzev a prostoru pro výzkum. Jedním z důležitých úkolů je například výše zmíněná analýza reálných dat z klinické praxe a vytvoření jejich ucelené databáze, která by sloužila k dalšímu výzkumu. Některé publikace dokonce volají po vytvoření ucelené databáze fEKG, která by splňovala mnohé standardizované podmínky. Řádná databáze by měla obsahovat stovky vysoce kvalitních (2 kHz, 16 bit) záznamů z vícekanálových svodů, které byly pořízeny jak u normálních, tak i patologických plodů v různých stádiích těhotenství a v různých fyzických kondicích. Každý záznam by pak doprovázel popis, ve kterém by nechyběla hodnota Apgar skóre¹, informace o zdravotním stavu matky a také krátký popis genetických dispozic společně s výsledky testů jako amniocentéza² [18.].

Významnou událostí bylo vytvoření tzv. „výzvy pro vědce“ s názvem „Computing in Cardiology Challenge 2013 - Noninvasive Fetal ECG“ [40.]. Výsledky podrobně shrnul Clifford v [41.]. V rámci této výzvy byla jak vědcům, tak i veřejnosti, poskytnuta abdominálně zaznamenaná data fEKG, některá i s anotacemi. Velkým přínosem této výzvy byl tak už jen samotná skutečnost, že došlo k rozšíření veřejně dostupné databáze fEKG záznamů, které nyní mohou sloužit k dalším výzkumům. Před touto událostí byly veřejnosti přístupné pouze tři databáze: Databáze pro identifikaci systémů (DaIisy database [42.]), Databáze Neinvazivního fEKG (NIFECGDB) a databáze abdominálního a invazivní fEKG (ADFECGDB).

V Challenge 2013 byly použity databáze, které jsou uvedené v Tabulce 1.

Tabulka 1: Seznam databází použitých v The Challenge 2013

Jméno databáze	Počet nárávek
ADFECGDB	25
Simulované fEKG	20
NIFECGDB	14
Neinvazivní fEKG	340
Databáze s invazivní fEKG	48
Celkem:	447

Cílem této výzvy bylo odstranit nežádoucí mEKG, tak by bylo možno detekovat fHR na základě stanovení R-R intervalu (více podrobností v [40.] a [41.]).

Oblastí, ve které je nutný další výzkum, je také modelování fetálního dipólu a modelu vodivého prostředí dělohy. S tím také souvisí vytvoření obecného modelu neznámého prostředí lidského těla, který představuje nelineární systém. Pomocí kvalitních syntetických dat, resp. kvalitního modelu lidského těla, bychom získali referenční signál pro hodnocení úspěšnosti jednotlivých metod, resp. algoritmů, pro extrakci fEKG, který u reálných dat z klinické praxe není.

¹ **Apgar skóre** je výsledkem Apgar testu (Newborn test), mezinárodně užívaného bodovacího systému, který se používá k orientačnímu posouzení zdravotního stavu novorozence bezprostředně po narození. [46.]

² **Amniocentéza** (AMC, odběr plodové vody) je nejběžnější invazivní medicínská procedura prenatalní diagnostiky zejména chromozomálních abnormalit. [47.]

Největší pozornost na poli výzkumu plodového EKG se soustředí zejména na nejčastější variantu těhotenství, a to jednočetné těhotenství. Vícečetné těhotenství přináší problémy jak z hlediska snímání, tak následného vyhodnocování záznamů plodového EKG. Touto problematikou se zabývají například Taylor a spol. (2003) v [43.].

Další neznámou je také samotná metodika rozmístování elektrod u abdominálního snímání. Neexistuje žádná standardizace, jako tomu je například u klasického EKG (více v [5.], [6.]). Jedním z „univerzálních“ rozmístění pro měření fEKG je například rozmístění podle Bergvelda³ (více v [1.], [44.] a [45.]), které představuje rozmístění elektrod pouze na povrchu břišní oblasti matky (viz Obrázek 2).



Obrázek 2: Rozmístění elektrod podle Bergvelda

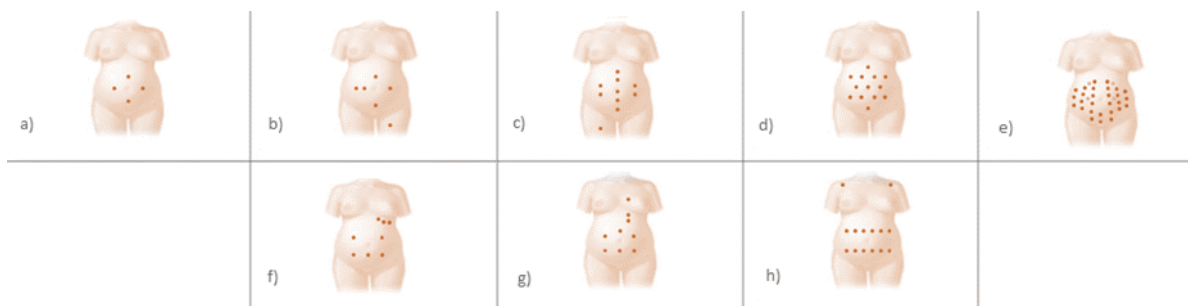
Přesnost měření závisí na poloze plodu, proto by mělo být užito větší množství elektrod, aby pokryly většinu abdominálního povrchu. Vytvoří se tak větší množství možností. Na základě toho, která konfigurace elektrod nabízí maximální množství informací, se můžeme dynamicky rozhodnout, pro kterou podmnožinu se rozhodneme [143.]. Toto řešení je sice teoreticky perfektní, nicméně je nutné zmínit, že v praxi velmi těžko proveditelné. Záznam velkého počtu robustních signálů z abdominální oblasti přináší obtíže jak z pohledu klinického, tak technického. Aby měly elektrody dobrý kontakt s kůží, musí být daná plocha řádně očištěna a senzor pevně přilnut. Z klinického hlediska je připevňování velkého množství elektrod procedura nejen časově náročná, ale i stresující pro těhotnou pacientku [18.].

Z výše zmíněného hlediska lze rozdělit metodiku rozmístování elektrod podle jejich počtu:

1. nízký počet (4-8) – výhodou je jednoduchost, spoléhá na nejčastější polohu plodu
2. vyšší počet (>8) – spoléhá spíše na standardní proveditelnost při každé pozici plodu

Podle rozmístění elektrod se snímání na čistě abdominální nebo smíšené. Obrázek 3 znázorňuje různé druhy rozmístění s rozličným množstvím elektrod. Podrobněji o každém ze zobrazených rozložení například v [46.].

³ Podle tvaru rozmístění těchto elektrod bývá tato konfigurace nazývána také jako Kite configuration (kite = papírový drak).



Obrázek 3: Různé typy rozložení (nahore čistě abdominální, dole smíšené) pro různé množství elektrod: a) 4 b) 6 c) 10 d) 13 e) 32 f) 8 g) 9 h) 14 [46.].

Další výzvou je možnost monitorování fEKG od co nejmenšího stáří plodu. Řeč je zejména o fázi druhého trimestru (13. až 27. týden), jelikož v období prvního trimestru těhotenství (do 13. týdne) podrobnější analýza fEKG pravděpodobně nedosažitelná [12.]. Obecně platí, že čím pokročilejší je fáze těhotenství, tím je analýza fEKG snadnější a tím i úspěšnější. To souvisí i s tím, že s rostoucím srdcem plodu roste i jeho elektrická aktivita, resp. napětíový rozsah fEKG. Prozatím jsou opravdu relevantní výsledky získávány až v období 3. trimestru (od 28. týdne těhotenství). Proto je snahou vylepšit stávající techniky používané při detekci významných bodů fEKG, a to zejména technice odstranění nežádoucích složek jako mEKG [12.].

Fetální EKG se v závislosti na gestačním věku plodu mění (délka jednotlivých elementů roste se zvyšujícím se gestačním věkem). Problémem, bránícím progresu v této oblasti, jsou chybějící databáze poskytující záznamy fEKG. Zajímavé řešení nabízí Martinek, který ve své práci ([12.]) vytvořil unikátní vícekanálový softwarový generátor fEKG, který jako první svého druhu na světě zohledňuje gestační stáří plodu.

Hudbou daleké budoucnosti už pak není ani možnost automatické diagnostiky hypoxických stavů (například automatická detekce FHR nebo T/QRS více například v [49.], [50.], [51.], [52.] a [53.]) či využití při tzv. eHealth⁴, čímž by bylo dosaženo vzdáleného monitorování fEKG. Nejvíce se tomuto cíli přibližuje Monica AN 24 for home, která variantu této služby, monitorování plodu v pohodlí domova, propaguje [54.], [55.].

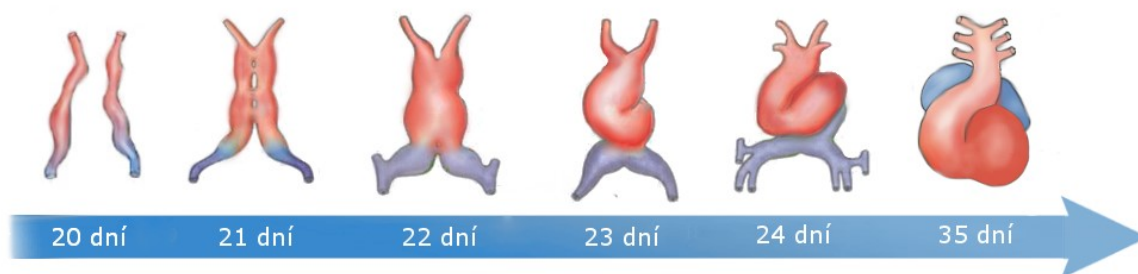
⁴ **eHealth** (elektronické zdravotnictví) je podle definice EU „souhrnný název pro obecné používání nástrojů založených na informačních a komunikačních technologiích, které podporují a zlepšují prevenci, diagnostiku, léčbu, sledování a řízení zdraví a životního stylu občanů.“[55.]

2 Základní poznatky z anatomie fyziologie a patologie plodového srdce

Fetální elektrokardiogram je grafickým znázorněním elektrické aktivity fetálního srdce. v první řadě je tedy třeba v krátkosti představit jeho anatomii a fyziologii.

2.1 Vývoj plodového srdce

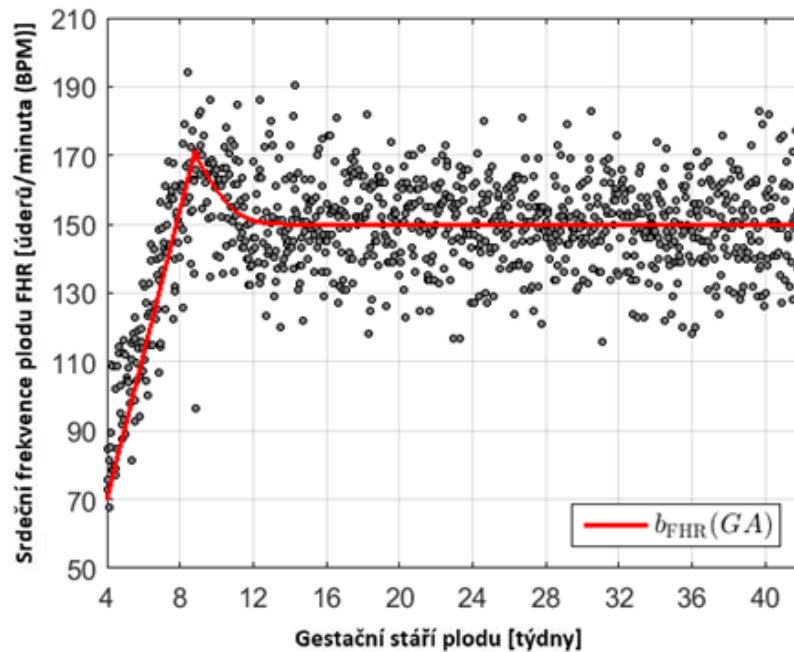
Funkcí kardiovaskulárního systému je zajištění zásobení jednotlivých částí těla kyslíkem a živinami, slouží tedy jako pohon organismu. Není proto divu, že tento orgánový systém začíná fungovat jako vůbec první. Největší progres ve svém vývoji zažívá již v prvních fázích těhotenství (viz Obrázek 4). Srdce plodu začíná tlouct během třetího týdne života (zhruba 21. den od početí), pumpuje tak svou vlastní krev, mnohdy velice rozdílnou od matky, odděleným uzavřeným oběhovým systémem.



Obrázek 4: Vývoj srdce v prvních fázích těhotenství [56.]

Zprvu má plodové srdce velice jednoduchou trubicovitou strukturu. Během následujících týdnů dochází k markantnímu rozvoji stavby plodového srdce, vedoucí k zvýšení jeho fyziologické výkonosti. Na konci sedmého týdne je jednoduché trubicovité srdce přetvořeno do své, nám důvěrně známé, čtyřkomorové podoby [56.].

Obrázek 5 graficky znázorňuje závislost rostoucího gestačního věku plodu na jeho srdeční frekvenci. Tato křivka začíná zhruba 21. dnem od početí, kdy, jak už bylo výše zmíněno, začíná plodové srdce tlouct. V této fázi je rychlost, kterou bije, přibližně 75 až 80 úderů za minutu (dále jen BPM). Od tohoto bodu hodnota embryonální srdeční frekvence (dále jen eHR) lineárně roste, a to až do přibližně 7. týdne, kdy dosáhne svého vrcholu, pohybujícího se mezi 165 a 185 BPM (fáze I. Obrázek 5). Během následujících týdnů dochází k exponenciálnímu poklesu eHR, a to až na hodnotu 150 ± 25 BPM, kterou dosáhne v průběhu 15. týdne od prvního dne poslední menstruace (fáze II. Na Obr. 4). Od tohoto bodu až do porodu je hodnota eHR již ustálená a její průměrná hodnota je 140 ± 25 BPM (fáze III. na Obr. 4) [12.], [57.].



Obrázek 5: Srdeční frekvence embrya (EHR) a následně plodu (FHR) v průběhu těhotenství [12.]

Vývoj struktury srdce plodu od 7. do 9. týdne je již možné sledovat pomocí ultrazvuku, snímky jsou ale v tak rané fázi značně vágní. Ultrazvuk však neumožňuje záznam fHR. Ta lze zaznamenat až během 20. týdne, kdy srdeční tlukot začíná být slyšitelný a lze tedy použít auskultačních metod (viz kapitola 2.1).

2.2 Základní fyziologie plodového srdce

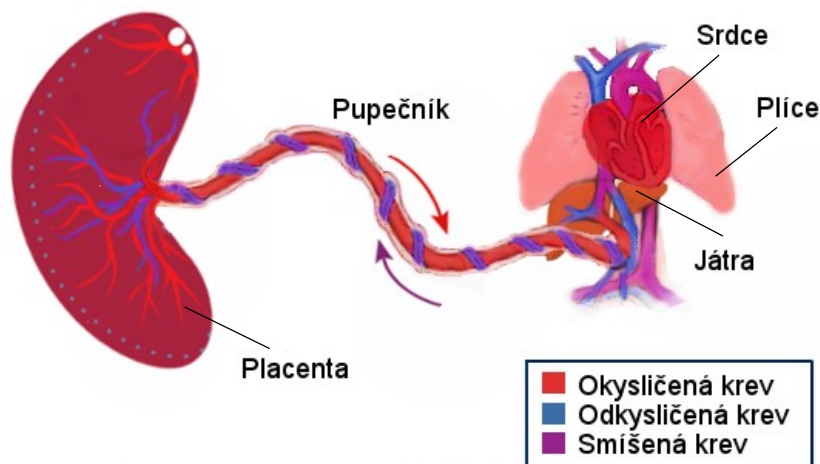
Plodové srdce se od srdce dospělého jedince se liší některými funkčními mechanismy, které si zde představíme.

Srdcem před i po narození neustále cirkuluje krev. U dospělého jedince je odkysličená krev ze žil přiváděna do pravé síně horní a dolní dutou žílou. Dále pak vtéká do pravé komory a odtud je vypuzována do plicnice. Od tohoto okamžiku začíná malý krevní oběh, ve kterém se krev přes různé části plic okyslíčí. Krev obohacená o kyslík pak míří čtyřmi plicními žilami do levé síně a následně levé komory, odkud je vehnána do srdečnice, kterou začíná velký krevní oběh. Jeho hlavní úlohou je zásobovat tělo systémem tepen, tepének a vlásečnic kyslíkem [56.].

Plíce plodu nejsou během těhotenství používány k okysličování krve, nejsou tudíž pneumatizovány, ale pouze vyplněny tekutinou. Plod tedy nedýchá, avšak jeho dýchací systém musí být vyvinutý natolik, aby byl schopný začít pracovat ihned po narození. Dýchací pohyby dané rytmickou kontrakcí bránice a mezižeberních svalů, které se stahují průměrně 50krát za minutu, se objevují už od 11. týdne gestace. Tento proces nevede k výměně dýchacích plynů, je však nezbytný ke správnému vývoji dýchací svaloviny [56.].

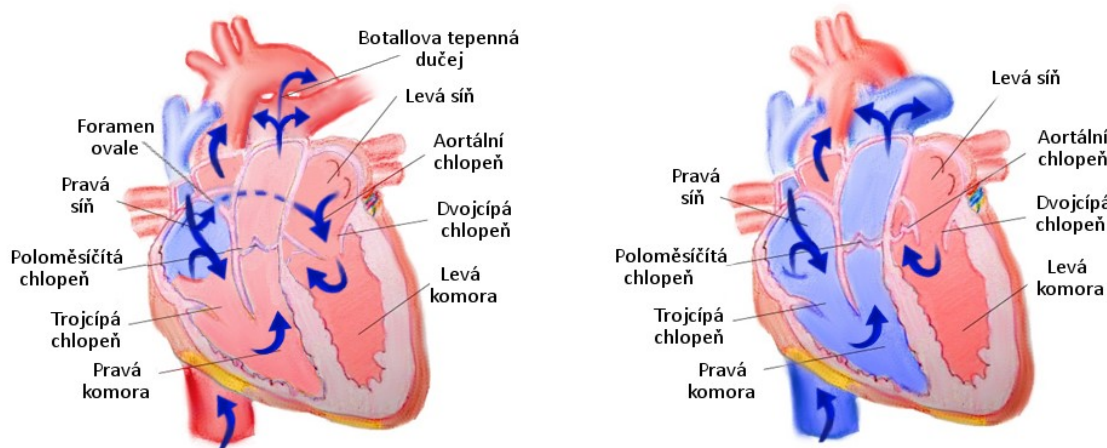
To samé jako u plic platí i pro srdeční sval. Ten je anatomicky téměř totožný se srdcem dospělého jedince, avšak díky několika tzv. adaptačním mechanismům je schopno fungovat i uvnitř těla matky, kde jsou, oproti světu mimo něj, naprosto odlišné podmínky. Mezi hlavní adaptační mechanismy plodu patří: pupečník, ductus venosus, foramen ovale, ductus arteriosus. Funkce všech zmíněných bude objasněna v následujícím textu.

Funkci plic ve fetálním krevním oběhu zastupuje placenta. Spojení mezi tělem plodu a placentou zajišťuje pupečník. Tím procházejí dvě artérie, které odvádějí odkysličenou krev plodu, společně s jednou vénou, která přivádí okysličenou krev z placenty do jater plodu. Zde se nachází tzv. ductus venosus, který umožňuje krvi projít přímo do dolní duté žíly, kde se míchá s odkysličenou krví z dolních končetin. Obrázek 6 ukazuje základní části fetálního krevního oběhu.



Obrázek 6: Zjednodušené schéma fetálního krevního oběhu

Kvůli přítomnosti tekutiny je v plicích velký odpor. Tím se zvyšuje i odpor v plicních tepnách a tedy i v pravé síni a komoře, odkud krev proudí. Tlak je tedy v zásadě zvýšený v celé pravé straně srdce. Foramen ovale se snaží vyrovnat tento tlak tím, že propustí určitou část krve z pravé síně do levé. Vysoký tlak v plicních tepnách se sníží díky ductus arteriosus (česky Botallova tepenná dučej), který dovolí krvi téct z plicnice do artérie. Z plic se tedy čtyřmi plicními žilami dostane jen málo krve. Z aorty pak krev míří do placenty pupečnickovou tepnou, kde je tlak naopak malý, aby tak došlo k rovnováze. Obrázek 7 znázorňuje rozdíl mezi tím, jak pracuje plně vyvinuté fetální srdce a srdce po narození [56.], [58.].



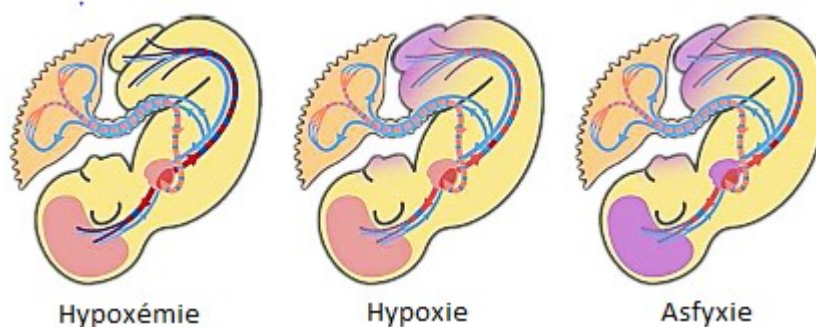
Obrázek 7: Rozdíl v cirkulaci před narozením (vlevo) a po narození (vpravo)

Po narození se tyto cesty uzavírají. Prvním dechem vzniká v plicích podtlak a proudí sem vzduch. Foramen ovale se uzavírá ihned s prvním dechem, Botallov dučej v průběhu prvních týdnů, nejpozději

do jednoho roku po narození. Přestavbou cirkulace klesá plicní rezistence, zvyšuje se průtok krve plicemi, což umožňuje resorpci tekutiny z alveolů [56.].

2.3 Patofyziologie plodového srdce

Pokud srdce plodu nepracuje správně, dochází k poklesu kyslíkové saturace arteriální (tepenné) krve plodu. Tato nedostatečnost zásobení krve kyslíkem se dále dělí podle stupně závažnosti na hypoxémii, hypoxii a asfyxii (viz Obrázek 8). Adaptační mechanismy v organismu plodu se během těchto stádií snaží vykompenzovat stávající stav natolik, aby byly ochráněny životně důležité orgány před trvalým poškozením.

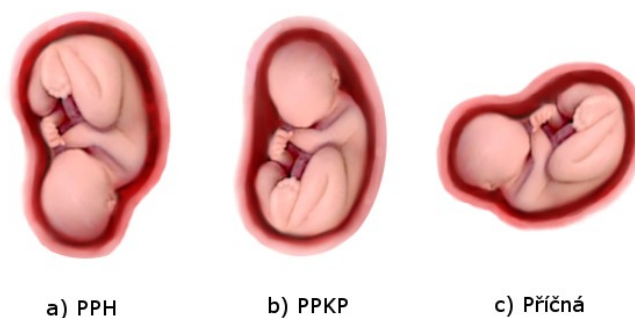


Obrázek 8: Grafická interpretace jednotlivých stádií hypoxie [18.]

Cílem monitorování plodu by mělo být co nejpřesnější odhalení těchto tzv. hypoxických stavů v co nejkratším čase. Na EKG záznamu se hypoxie projevuje zkrácením ST úseku. Jediným komerčním přístrojem, který umí právě ST úsek analyzovat, a tím nejpřesněji stanovit správnou diagnózu, je ST Analyzátor STAN S21 nebo novější model STAN S31 od firmy Neoventa Medical AB. Zařízení se od sebe liší zejména snížením rizika spojeného s vlivem lidského faktoru, posílením možností připojení (USB a ethernet), přidáním možnosti externí monitorace (KTG) [37.].

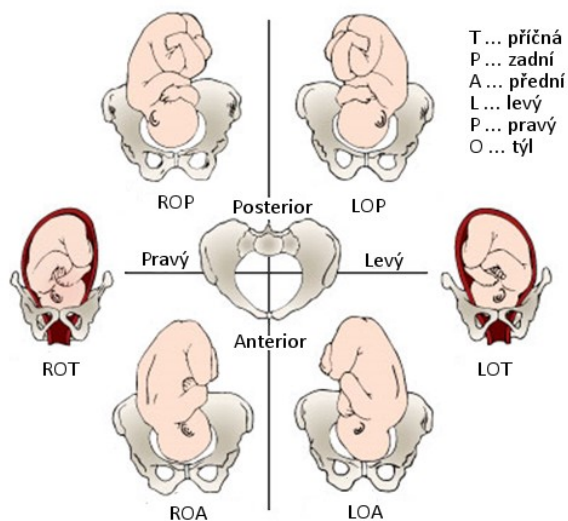
2.4 Poloha plodu v děloze

Vyvíjející plod je uložen v dutině děložní, kde se může většinu těhotenství poměrně volně pohybovat v plodové vodě. Ke konci těhotenství (polovina třetího trimestru) se plod ustálí v jedné poloze. Nejčastější ustálená poloha je podélná (s dlouhou osou dělohy) s hlavičkou naléhající na vchod pánevní (dále jen PPH), jinak také nazývaná vertex. Druhou v pořadí je pak poloha podélná koncem pánevním (dále jen PPKP). Ustálených poloh však existuje značné množství, tři nejčastější (PPH, PPKP a příčná poloha) znázorňuje Obrázek 9.



Obrázek 9: Nejčastější ustálené polohy plodu

Poloha plodu v děloze mění také polohu fetálního srdce, který je zdrojem fEKG, hraje proto významnou roli ve snímání fEKG. Správné rozmístění snímacích elektrod je tedy nezbytné pro získání kvalitního signálu. Ve většině případů (96%) je ustálenou polohou PPH, proto je jí také věnována největší pozornost. Důležitým aspektem je také vnitřní rotace plodu vzhledem k podélné ose plodu. Obrázek 10 znázorňuje druhy těchto rotací u polohy PPH.

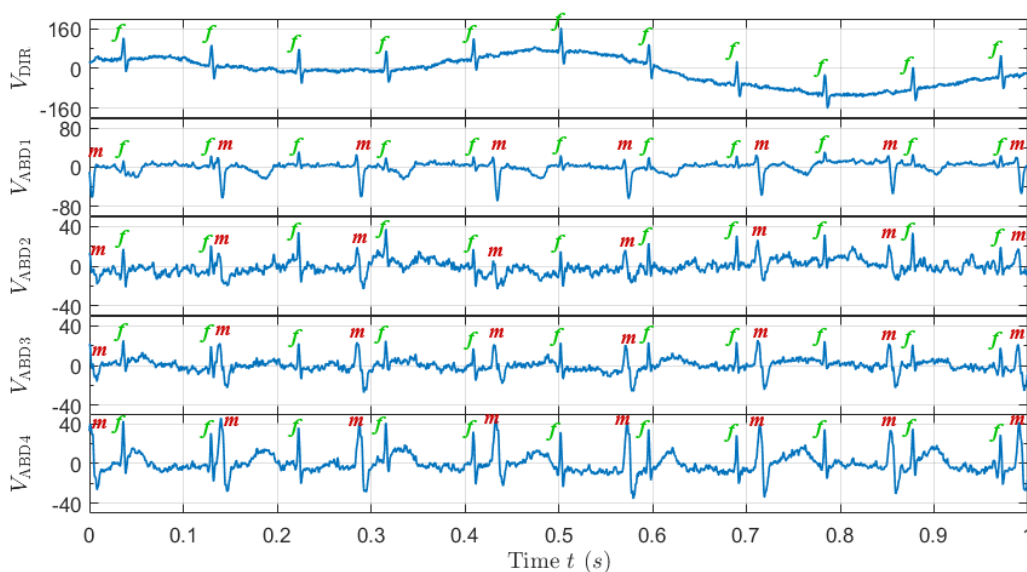


Obrázek 10: Vnitřní rotace plodu pro PPH [38.]

3 Analýza fetálního elektrokardiogramu

Možnosti monitorování srdeční aktivity plodu jsou nejvíce omezeny v prenatalním období, tedy před porodem, kdy lze snímat pouze neinvazivně. v současné době lze neinvazivně analyzovat zejména fHR, tedy R-R interval, děložní kontrakce a pohyby plodu. Nejužitečnějšími diagnostickými nástroji jsou v tomto ohledu ultrazvuk (UZV) a kardiokograf (KTG). Ty jsou však spojeny s celou řadou nevýhod, které souvisí zejména s využitím principu UZV (více v kap. 4.2).

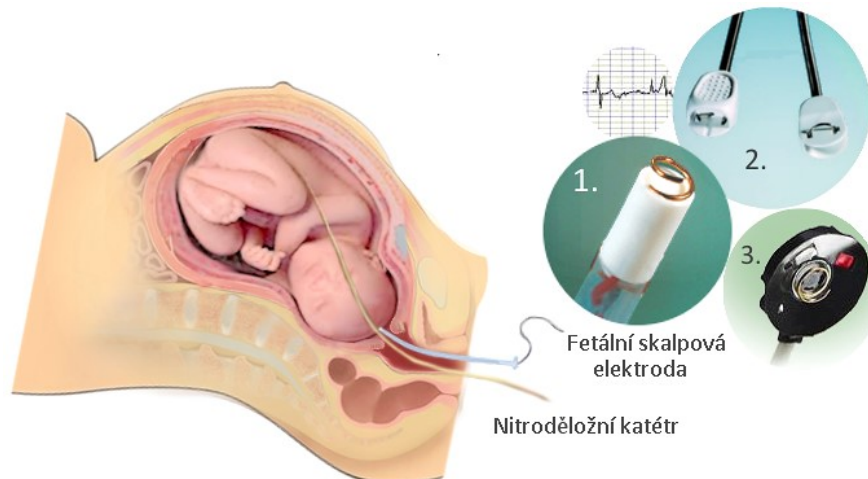
Snahou současné medicínské vědy a techniky je vylepšení technologií založených na snímání elektrické energie, tedy i fEKG. Aktuální analýza fEKG je velmi problematická z důvodu velkého množství rušení, které znehodnocuje naměřený signál (viz Kap. 6). Obrázek 11 obsahuje reálné záznamy ekletické aktivity plodu snímané invazivně (V_{DIR}) a abdominálně ($V_{ABD1} - V_{ABD4}$), kde je zřejmý kvalitativní rozdíl mezi danými signály. Obě techniky budou podrobněji popsány v následujících podkapitolách.



Obrázek 11: Ukázka reálného záznamu monitorování fEKG s vyznačenými fetálními (f) a mateřskými (m) QRS komplexy

3.1 Transvaginální monitorování fEKG

Transvaginální monitorování je invazivní metodou sledování elektrické aktivity srdce plodu. Provádí se pomocí speciální skalповé elektrody (viz Obrázek 12), která se zavádí pochvou přímo na hlavičku plodu. Proto je jednou z podmínek prasknutí vaku blan, které nastává při odtoku plodové vody. Tato metoda se tudíž dá použít pouze v perinatálním období, tedy v době během porodu. Výsledná FHR se spočítá ze záznamu fEKG (R-R interval), tokografie (TOCO) může být měřena například pomocí snímače nitroděložního tlaku (IUPC – intrauterine pressure catheter), umístěného v děloze.

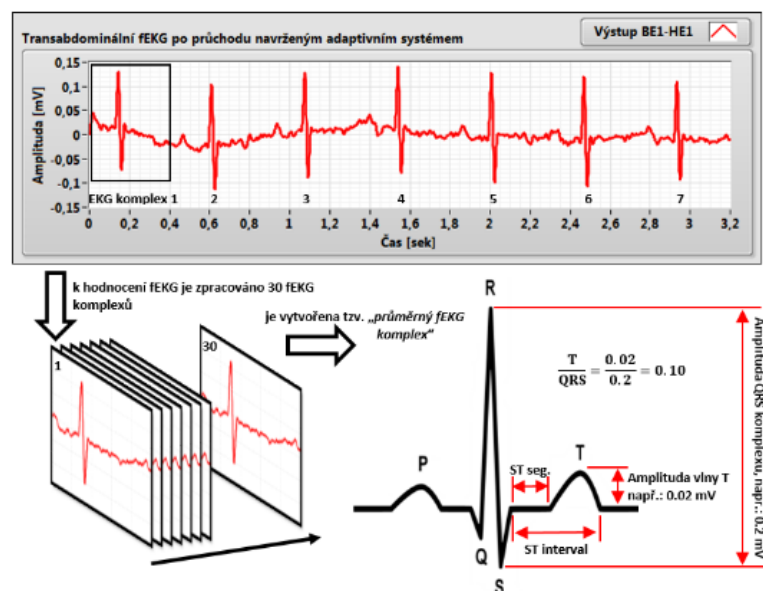


Obrázek 12: Transvaginální KTG se třemi druhy FSE (1. vřivrtková, 2. Rocket Copeland®[60.], 3. miskovitá)

Neoddiskutovatelnou výhodou invazivního monitorování je, že takto získané signály jsou mnohem kvalitnější než ty získané neinvazivně. Na druhou stranu skýtá mnoho nevýhod, jako je například riziko zavlečení infekce nebo značné kolísání izoelektrické linie. [29.]

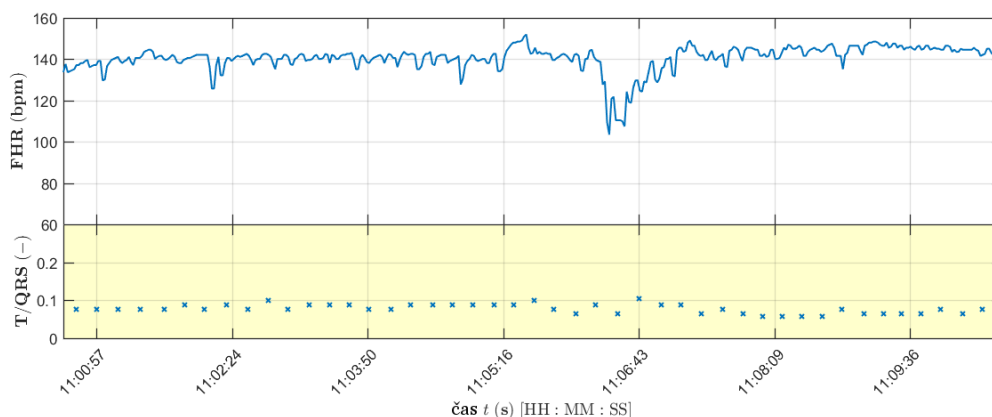
3.1.1 Monitorování T/QRS komplexu

Zatímco zevní KTG sonda snímá pouze R-R interval, vnitřní sonda ST analyzátoru je schopná zaznamenat kompletní fEKG křivku. Na EKG křivce je sledována výška QRS komplexu, vychýlení ST segmentu vůči základní izoelektrické linii a výška vlny T. Přístroj následně provádí automatické vyhodnocování. Základem je stanovení průměrné EKG vlny, které je prováděno několikrát za minutu (Obrázek 13). Z této vlny je poté odvozen poměr T/QRS, tedy poměr mezi výškou QRS komplexu a výškou vlny T.



Obrázek 13: Principiální schéma stanovení průměrné EKG vlny [12.]

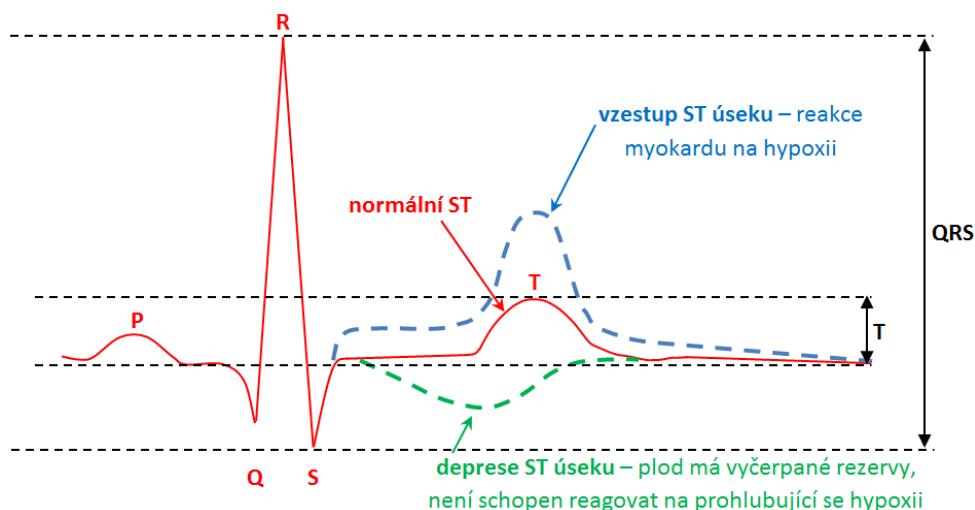
Obrázek 14 zobrazuje výsledek kontinuálního sledování T/QRS poměru, který je společně se srdeční frekvencí plodu zobrazen na displeji přístroje. Stálá hodnota poměru T/QRS označuje normální stav. Pokud se ovšem tento poměr zvyšuje, značí to přítomnost patologického stavu. Tento nárůst může být epizodický (trvajících méně než 10 minut, přičemž významný je vzestup minimálně o 0,1 vůči normálnímu stavu) nebo protahovaný (trvajících více než 10 minut, vzestup minimálně o 0,05 vůči normálnímu stavu).



Obrázek 14: Kontinuální snímání fHR společně s T/QRS poměrem [16.]

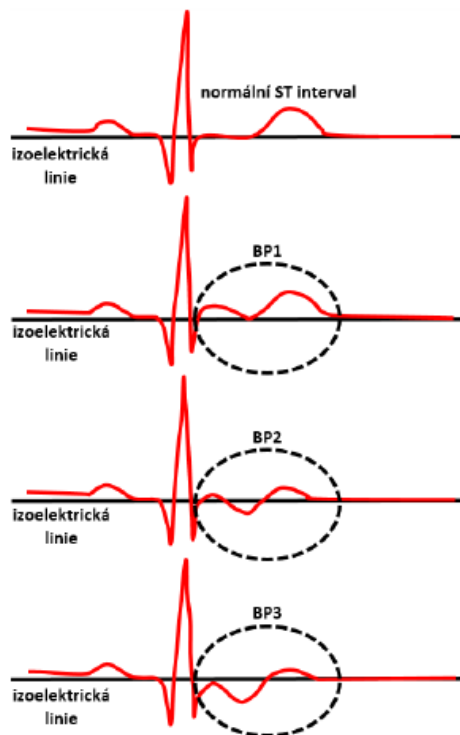
3.1.2 ST analýza

Vedle výše zmíněného automatického výpočtu poměru T/QRS, hodnotí přístroj také denivelace úseku ST, tedy úseku EKG křivky mezi vlnou s a vlnou T. Za standardní situace je poměr T/QRS stálý a ST-segment je přibližně shodný s izoelektrickou linií a nemá sestupný směr. Ve svalových buňkách myokardu (kardiomyocytech) je zachována energetická rovnováha. Za vzestup vlny T je v odborné literatuře považováno zvýšení poměru T/QRS nad hodnotu 0,1, kterou lze považovat za reakci fetálního myokardu na hypoxický stres (viz Obrázek 15) [59.], [62.].



Obrázek 15: Vzhled patologického i fyziologického ST úseku

Závažnost těchto denivelací může přístroj označit stupněm 1 až 3 a zaznamená v nejspodnějším řádku grafu. Mluví se o tzv. bifázickém ST segmentu (Obrázek 16) [59.], [62.].



Obrázek 16: Stupně bifázicity ST úseku: BP1, BP2 a BP3

Pokud není plod dostatečně zásoben kyslíkem, projeví se tento stav na křivce fEKG nárůstem amplitudy vlny T, což neznačí nic jiného, než adaptaci myokardu plodu na stav hypoxie. Po obnově dodávky kyslíku se plod vrací zpět k tzv. aerobnímu metabolismu, tudíž i amplituda vlny T se snižuje směrem k normálu.

3.1.3 Vyhodnocování záznamu

Sledování absolutní hodnoty amplitudy vlny T však není dle odborné literatury ([62.]) vhodné. Účelnější se jeví porovnávání T/QRS poměru. Klinická výpovědní hodnota zvýšení T/QRS poměru závisí na hodnocení KTG (více o KTG v kapitole 3.2.1).

V případě fyziologického nebo suspektního záznamu lze připustit i vyšší epizodický nárůst T/QRS poměru (např. na hodnotu 0,15). v reálné praxi je možno se setkat se situacemi, při kterých analýza vykazuje zvýšený poměr T/QRS větší než 0,15 po dobu delší než 10 minut, ale KTG záznam je zcela fyziologický. Plody tudíž využívají anaerobní metabolismus, ale jejichž rezervy jsou dostatečné. Mnohem rizikovější je situace při současném patologickém KTG záznamu. v tomto případě je nepochybné, že plod v této době již nemá dostatek rezerv na zvládnutí hypoxie, a z tohoto důvodu je nezbytně nutné okamžité ukončení gravidity, podrobněji např. v [62.].

K identifikaci základní úrovně poměru T/QRS potřebuje přístroj 20 minut záznamu, poté je možné automatické hodnocení, do té doby je tedy nutné hodnocení poměru T/QRS pomocí přímého odečítání z grafu. Významné události přístroj automaticky ohlásí (ikona s nápisem „ST-event“) [62.].

K hodnocení ST-analýzy by se správně mělo přistoupit až při patologických změnách v záznamu KTG, aby tak bylo docíleno zpřesnění diagnostiky např. hrozící intrauterinní tísně plodu v průběhu porodu.

Tabulka 2 shrnuje základní situace, které mohou nastat při hodnocení ST analýzy ve spojení s KTG.

Tabulka 2: Kritéria ST analýzy k ukončení gravidity u intermediárního a abnormálního KTG.

ST analýza	Suspektní (intermediární) KTG	Patologické (abnormální) KTG	Preterminální KTG
Epizodický nárůst T/QRS poměru < 10 min	>0,15	>0,10	
Protrahovaný nárůst T/QRS poměru ≥ 10 min	> 0,10	> 0,05	ukončení gravidity bez ohledu na ST analýzu
Bifazické ST	kontinuální ≥ 5 min nebo > 2 epizody párových BP2 nebo BP3	kontinuální ≥ 2 min nebo > 1 epizoda párových BP2 nebo BP3	

3.1.4 Komerčně dostupné techniky

Současná diagnostická technika je dostupná pouze v transvaginálním provedení a kombinuje techniky KTG a STAN. Jedinými komerčně dostupnými přístroji, které mají schopnost provádět ST-analýzu, jsou STAN S21 nebo novější model STAN S31 (Obrázek 17) od firmy Neoventa Medical AB [37.]. Tato Švédská společnost má v tomto poli monopol, čemuž také odpovídá cena tohoto přístroje. Vedle ní a dalších nevýhod spojených s invazivitou vyšetření je další nevýhodou to, že nabízí pouze jednokanálový záznam a jeho mobilita je pro kontinuální měření nedostačující.



Obrázek 17: ST analyzátor STAN S31 a ST analýza [37.]

3.2 Transabdominální monitorování fEKG

Současná medicínská technika bohužel neumožňuje přesnou analýzu fEKG pomocí neinvazivního transabdominálního monitorování, proto také není možné použít tuto metodu k průkaznému stanovení hypoxie plodu. Je však dokázáno studii (např. [59.]) na zvířatech a lidech, že hypoxémie u sledovaného plodu má vliv na změnu vzhledu křivky fEKG a při jejím transvaginálním snímání bylo dosaženo signifikantního snížení jak počtu hypoxických novorozenců, tak zbytečně provedených akutních porodů pro chybně diagnostikovanou hypoxii. Je tedy jasné, že při dalším zdokonalení techniky monitorování může být dosaženo podobných výsledků i neinvazivní cestou [12.], [1.].

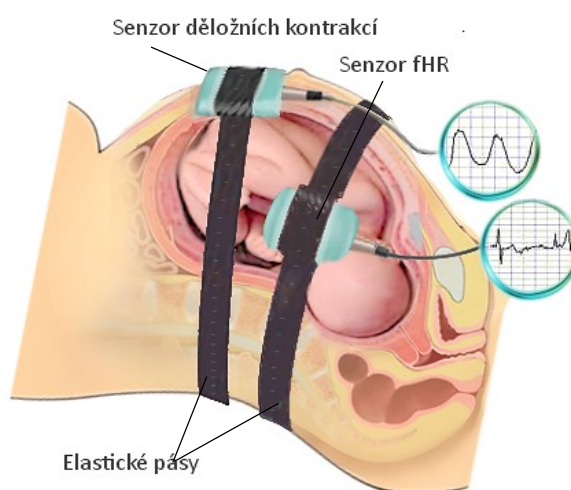
Vzhledem k výsledkům současného výzkumu se dá říct, že budoucnost bude patřit právě diagnostickým přístrojům založených na neinvazivních metodách transabdominálního KTG a STAN.

3.2.1 Transabdominální monitorování

Transabdominální KTG, slangově „Doppler“ nebo „pásy“, je prováděno pomocí tzv. Dopplerovského ultrazvuku, autokorelačního procesu a externího snímače pro tokografie⁵. Tento typ vyšetření je neinvazivní, proto je mnohem šetrnější ke zdraví jak pacientky, tak plodu a může být oproti transvaginálnímu monitorování použito i v době před porodem.

Signál je detekován dvěma převodníky umístěnými na břicho pacientky. První se nachází nad úrovní plodového srdce a je určený pro snímání fHR a druhý na konci jeho zad, tzv. fundu plodu, pro snímání děložních kontrakcí (viz Obrázek 18). Dopplerovský ultrazvuk přenáší informaci, která je zaznamenávána na záznam (kardiotokograf, KTG), který je následně vytisknut na papírovou pásku [63.].

Během vyšetření je tedy snímána jak srdeční frekvence plodu (pomocí ultrazvuku), tak děložní činnost (pomocí tokografie). Výsledky výrazně ovlivňuje BMI, jelikož citlivost snímačů je úměrná tloušťce břišní stěny pacientky.



Obrázek 18: Transabdominální KTG

⁵ **Tokografie** je technický prostředek, určený k registraci děložní činnosti (kontrakcí) v době před nebo během porodu.

3.2.2 Monica AN 24

Nejmodernější cestou jak získat základní informace (fHR, mHR, EHG) o stavu rodičky i plodu, je jejich extrakce přímo ze záznamu transabdominálního fEKG. Právě tohoto způsobu využívá Monica AN 24. k záznamu transabdominálního fEKG využívá pouze břišních elektrod, odpadá tedy nutnost aplikace břišních pásů pro sondy jako v předchozím případě.



Obrázek 19: Rozložení elektrod pro Monica AN 24 [144.]

Monica Healthcare navíc ve spolupráci s jinými společnostmi (například polskou KTG24.pl více v [64.]) vyvinula množství aplikací, které umožňují propojení s chytrými telefony či tablety pro ještě větší komfort pacientky. Toho využívá produkt s názvem Monica AN 24 for home. Jedná se o malý přístroj, který slouží pro ženy od 20. týdnu těhotenství a umožňuje monitorování pacientky v pohodlí domova. Schéma toho, jak může fungovat propojení domácí monitorovací techniky, vyšetření v nemocnici a dohled lékaře je znázorněno na Obrázek 20 [54.].



Obrázek 20: Schéma propojení zařízení a aplikací pro monitorování firmy Monica [54.]

Přístroj je vhodný pro jednorázové, nebo i kontinuální monitorování plodu. Bohužel se potýká s přítomností rušení, která degraduje snímaný signál. Dále je velkým nedostatkem fakt, že neumožňuje analýzu tvaru fEKG, z naměřených dat stanoví pouze fHR, doplněné o mHR a děložní kontrakce [12.], [54.] a [65.].

3.2.3 The MindChild MERIDIAN Monitor

MindChild Medical Meridian Monitor je fetální monitor, který je schopen během porodu měřit a zobrazovat fetální i mateřskou srdeční frekvenci. Patří mezi nemnoho přístrojů, které jsou schopny získat fHR z abdominálně snímaného fEKG, může být však také použit pro invazivní měření pomocí skalpové elektrody.



Obrázek 21: The MindChild MERIDIAN Monitor [66.]

MERIDIAN je určen pro ženy v konečném stádiu jednočetného těhotenství (od 36. týdnu), v perinatálním období. Pro měření se používají abdominální povrchové elektrody, které mají tu výhodu, že nevyžadují speciální čištění povrchu kůže, na který se přikládají, čímž výrazně šetří čas na přípravu vyšetření. Další jeho výhodou je to, že jeho použití nezávisí na velikosti BMI rodičky na rozdíl u metody prováděné pomocí Dopplera. To je velmi důležité vzhledem k rostoucí tendenci hodnoty BMI ve světě [66.].

3.2.4 Novii Wireless Patch System

Novinkou od společnosti Monica Healthcare je Novii Wireless Patch System („Novii“). Ten vznikl zřejmě jako reakce na MindChild Meridian Monitor, jelikož rovněž nabízí elegantní řešení systému nalepovacích elektrod typu „patch“ oproti Monica AN24. Poskytuje tak pacientce ještě větší pohodlí při zachování kvality snímání původního systému.

Speciální částí je Novii Pod, ten se magneticky připojí k elektrodám pro získání fetálního a mateřského EKG a EMG signálu, které následně filtruje, digitalizuje a zpracovává v reálném čase a následně extrahuje fHR, mHR a UA data. Ty jsou následně poslány přes Bluetooth do poslední části systému s názvem Novii Interface (prostředí).

3.2.5 Transabdominální STAN

Komerčně dostupný přístroj pro neinvazivní ST-analýzu bohužel neexistuje. Způsobeno je to především tím, že současná technika zatím není schopná vyřešit problém související s přítomností rušivých nežádoucích složek, kvůli kterým je fEKG značně znehodnocen.

3.2.6 Shrnutí hlavních metod pro neinvazivní elektronické plodové monitorování

Dle Peters a spol. v [67.] se mezi hlavní metody pro neinvazivní EFM řadí KTG, Fetální magnetokardiogram (fMKG) a neinvazivní snímání abdominálního fEKG (NI-fEKG). Jejich rovnání nabízí Tabulka 3.

Tabulka 3: Srovnání výhod a nevýhod hlavních metod EFM

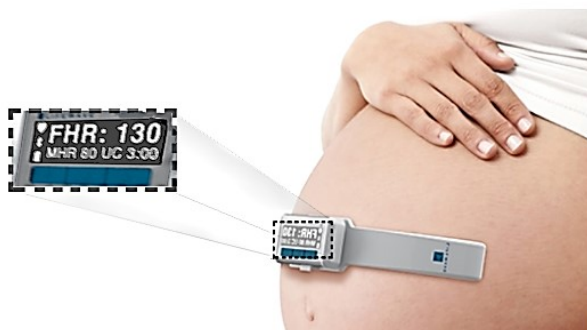
Metoda	Technické řešení	GA	Výhody a nevýhody
KTG	2 převodníky – měření fHR a děložní aktivity	≥ 20 týdnů	<ul style="list-style-type: none"> - UZV ozáření - Žádná informace o BTB variabilitě - Kvalita klesá s velikostí BMI + Vyhlazené HR v časové řadě + spíše robustní a spolehlivý + Měří děložní kontrakce
fMKG	Detekce plodového magnetického polo SQUID senzory umístěnými poblíž břišní stěny matky	≥ 20 týdnů	<ul style="list-style-type: none"> - Drahé - Potřebuje školenou obsluhu + lehčí morfologická analýza díky většímu SNR
NI-fEKG	Standardní EKG elektrody	≥ 20 týdnů s DIP od 28. do 37. týdne	<ul style="list-style-type: none"> + levné + relativně přesné + bezpečné + snadno ovladatelné + kontinuální monitorování + monitorování fHR, do budoucna i morfologie - Nízké SNR

3.3 Budoucnost monitorování fECG

Monitorování fHR má výsledky zejména při diagnostice hypoxie a ischemie za předpokladu, že se objeví typické příznaky. Budoucnost tak leží zejména ve zkoumání fyziologického fEKG. Jakmile totiž budeme mít technologii, která nám poskytne ucelené informace o tom, jak se chová má vypadat fEKG zdravého plodu, bude mnohem jednodušší odhalit případné patologie [68.].

Současné možnosti a vývoj medicínské techniky také jasně ukazují tendence minimalizace invazivity v diagnostice. Budoucnost monitorování fEKG tedy obsahuje další vývoj neinvazivní vyšetřovací techniky či zlepšování současně používaných přístrojů.

Zajímavou alternativou je také snímání fECG bez pomoci elektrické aktivity. Společnost Lifewave, Inc. (Los Altos, CA) pracuje na zajímavém monitorovacím systému založeném na radiofrekvenční technologii podobné radaru. Přístroj emituje nízkoenergetický elektromagnetický signál a analyzuje odraženou vlnu za účelem výpočtu fHR.






Obrázek 22: Monitorovací systém založený na radiofrekvenční technologii [69.]

Výrazné pokroky také zaznamenává oblast fetální magnetokardiografie a snímání pomocí fetální magnetické rezonance (fMRI). FMRI využívá minutové změny v magnetických polích, které produkuje plodové srdce a dokáže mimo jiné přinést jak anatomické, tak metabolické informace o formujícím se plodu. Obě technologie jsou však náročné jak z hlediska provozního, tak klinického [69.].

3.4 Porovnání komerčně dostupných metod

Současné metody se liší jak na základě výsledků, kterých dosahují, tak také na základě toho, jakým způsobem se vyšetření provádí. Invazivní metody mají sice kvalitnější výsledky, které poskytují větší množství informací, avšak jak pro pacientku, tak pro plod je toto řešení nevhodné kvůli nebezpečí. Tabulka 4 obsahuje porovnávání čtyř druhů komerčně dostupných přístrojů, které zastupují dostupné metody. Doppler reprezentuje klasické KTG (tzv. „pásy“), Monica AN24 transabdominální snímání pomocí elektrod, Mindchild Meridian monitor transabdominální snímání pomocí nalepovacího pásu povrchových elektrod a nakonec Stan S31 jako zařízení schopné ST-analýzy.

Tabulka 4: Porovnání komerčně dostupných zařízení pro každou z metod

	Doppler			
fHR, mHR	ANO	ANO	ANO	ANO
Neinvazivita	ANO	ANO	ANO	NE
Mobilita	NE	ANO	ANO	NE
Nenáročná příprava	ANO	ANO	ANO	NE
Prenatální monitorování	ANO	ANO	ANO	NE
ST-Analýza	NE	NE	NE	ANO
Analýza morfologie fECG	NE	NE	NE	NE

Tabulka 4 velice jasně naznačuje, že chybí technologie, která by byla schopná neinvazivně zkoumat morfologii fEKG nebo minimálně provádět ST-analýzu.

4 Analýza reálných fEKG z klinické praxe

Při výzkumu je nezbytnou součástí analýza reálných dat z klinické praxe. Bohužel, jak už bylo několikrát zmíněno, v současnosti je problém s dostupností dat použitelných pro experimenty s adaptivními systémy. Jediná z dostupných databází neinvazivních fetálních elektrokardiogramů (NFD) je k dispozici online pro provádění výzkumů a experimentů [17.]. Pro pokrok v této oblasti by tedy mělo být snahou dalšího výzkumu získávat pro analýzu fEKG stále nová reálná data z klinické praxe.

Technologie monitorování fHR je v současné době již dostatečně zvládnutá, stačí však pouze k detekování R-R intervalů. Vzhledem k současnému progresu v poli zpracování fEKG, ale může být dosaženo i detailní analýzy fEKG, a to včetně identifikace různých charakteristik jako P a T vln, PQ a QT intervalů, QRS komplexu aj., jak je demonstrováno v celé řadě studií (např. [70.], [71.] a [41.]).

Podkladem pro relevantní analýzy charakteristik abdominálních fEKG signálů by měly být relevantní dlouhodobé klinické studie. Příkladem takových jsou např.:

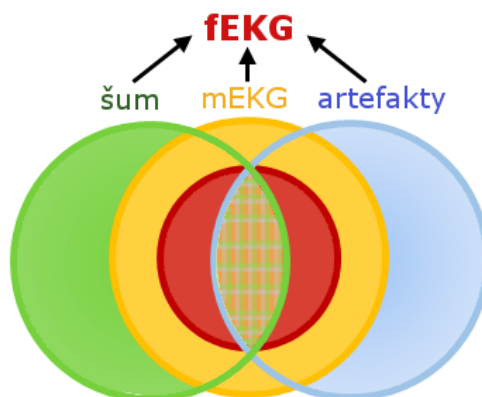
- Taylor, Londýn (2006). Studie zahrnuje 304 těhotných žen v GA týdny 15 – 41. [43.]
- Chia, Singapur (2005). Studie zkoumala celkem 100 zdravých plodů v GA 18 – 41. [70.]

Další studie zahrnují zkoumání fEKG pomocí magnetoterapie:

- Kähler, Německo (2002). Studie zahrnuje 163 případů nekomplikovaných těhotenství s GA 19 – 42. [72.]
- Stinstra, (2002). Studie zahrnuje 582 případů s GA 18 – 41. [73.]
- Van Leeuwen, Německo (2001). Studie zahrnuje 172 případů s GA 16 – 41. [74.]

5 Klasifikace a popis rušení fEKG

Fetální EKG je generováno velmi malým zdrojem, plodovým srdcem, amplituda tohoto signálu je tedy oproti signálu ze srdce matky velmi malý (napětový rozsah abdominálního fEKG je 0,01 - 0,4 mV, nitroděložní pak 0,01 - 0,8 mV v porovnání s 0,5 – 5 mV mEKG). To je taky důvod, proč šum z jakéhokoli aktivity v těle tento signál kontaminuje. Fetální EKG, které je skutečně snímáno, je tedy z technického hlediska směsicí užitečného signálu (produkovaného fetálním srdcem) a šumu, jehož největším zdrojem rušení je samotný signál ze srdce matky – mEKG. Obrázek 23 znázorňuje výše zmíněný popis graficky.



Obrázek 23: Druhy rušení kontaminující fEKG

Obecně můžeme rušení rozdělit na dvě skupiny, které jsou specifikovány šířkou svého frekvenčního pásma. To může být úzké, pak hovoříme o tzv. úzkopásmových rušivých signálech, nebo naopak široké, které se nazývají rušivé signály širokopásmové.

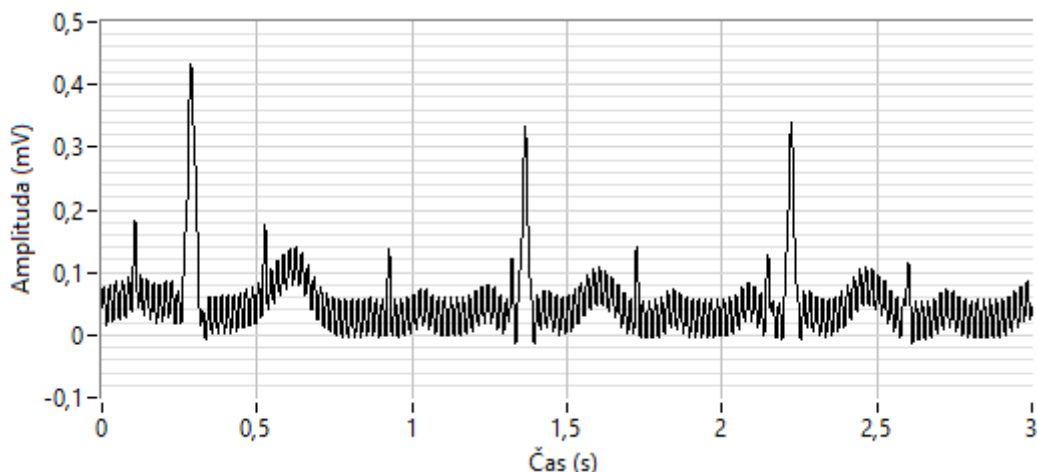
5.1 Úzkopásmové signály

Úzkopásmové rušivé signály jsou tvořeny zejména pomalým kolísáním izoelektrické linie a také síťovým rušením. První ze jmenovaných je zapříčiněn především elektrochemickými procesy v místě styku elektrody a kůže (dosahuje hodnot do 0,8 Hz) nebo také dýcháním pacienta (do 0,5 Hz).

Příliš velké kolísání izoelektrické linie může mít za následek ztrátu dat u kladných či záporných kmitů v případě, že dojde k přesáhnutí hodnoty zesílení u zesilovacích členů nebo analogově digitálních převodníků.

5.1.1 Síťové rušení

Síťové rušení, nazývané také jako síťový brum, je ovlivněno indukci napětí elektrických rozvodů. Způsobeno může být nesprávným uzemněním EKG přístroje a rušením okolních přístrojů. Nabývá hodnot 50 Hz pro území Evropy a 60 Hz pro USA a Japonsko. Toto rušení se projeví navýšením energetické složky v okolí těchto frekvencí (viz Obrázek 24). Takovéto rušení může být odstraněno lineární či nelineární filtrací, nejčastěji úzkopásmovým Notch filtrem.



Obrázek 24: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG síťovým rušením 50 Hz

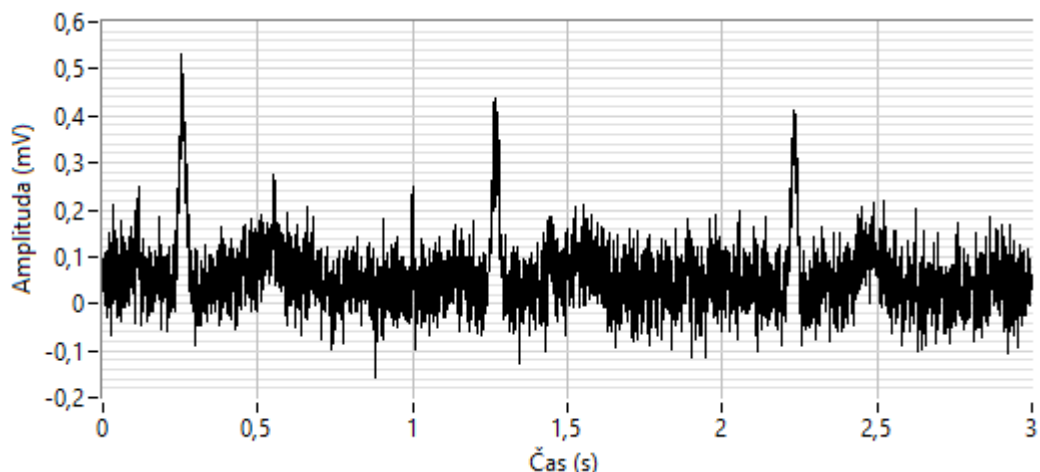
Țarlungă a spol. (2013) představili rešeršní článek, který obsahuje přehled prací, které se zabývají filtrací síťového rušení ze signálu fEKG (více v [30.]).

5.2 Širokopásmové signály

Mezi širokopásmové rušivé signály může být zařazeno více vlivů, mezi nejvýznamnější z nich patří myopotenciály a pohybové artefakty. Jejich frekvenční pásmo začíná frekvencemi okolo 20 Hz a končí až v řádech kHz. Dalším druhem širokopásmového rušení jsou rychlé změny izoelektrické linie, zapříčiněné například špatným kontaktem snímací elektrody.

5.2.1 Myopotenciály a elektromyografické rušení

Myopotenciál je druh signálu, vytvářený kontrakcí svalů. Odtud také pochází jejich název (*myo* – latinsky sval). Elektrická aktivita kosterních svalů během jejich kontrakce způsobuje tzv. elektromyografické rušení (dále jen EMG rušení). Může být produkováno například při náhlém pohybu (ať už matky nebo plodu) nebo může mít vlastnosti stacionárního rušení. Frekvenční pásmo tohoto druhu rušení se pohybuje od 20 Hz až do řádově kHz. Frekvenční složky EMG tak významně překrývají složky QRS komplexu, přičemž zasahují také do vyšších frekvencí. Jako důsledek se objevují problémy při eliminaci EMG složek, rušící snímaný signál, bez toho, aby byl zkreslen signál užitečný. Obrázek 25 zobrazuje časový průběh abdominálního signálu kontaminovaného kontrakcí kosterních svalů [75.].



Obrázek 25: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kontrakcí kosterních svalů

Jelikož děloha je tvořena hladkou svalovinou, lze i signál, který je tvořený jejími kontrakcemi, označit jako specifický myopotenciál. Stahy dělohy jsou mimovolné a dostávají se v intervalech, které jsou vyvolány zkracováním svalových buněk. Snímání takové děložní činnosti se nazývá elektrohysterografie (dále jen EHG). Frekvenční rozsah EHG se pohybuje v rozmezí 0,1 – 3 Hz a amplituda se nachází v rozmezí 0,1 až 1 mV. Délka jednotlivých kontrakcí se společně s jejich amplitudou mění s rostoucím gestačním věkem.

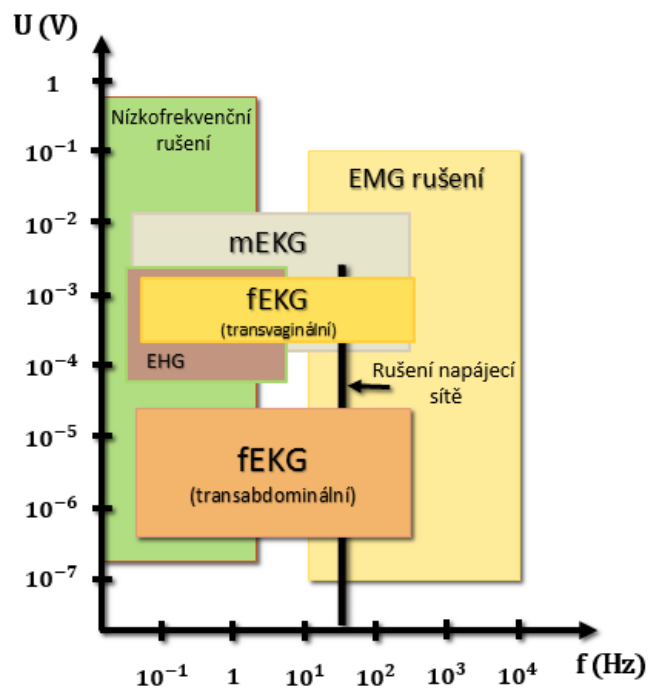
5.3 Impulsní rušení

Impulsní rušení je způsobeno zejména technickými artefakty, které vytváří technika v okolí (například jiné lékařské přístroje). Dalším zdrojem impulsního rušení jsou také elektrické děje v děloze během kontrakcí (EHG).

5.4 Důsledky rušení

Výše zmíněná rušení, jak už bylo řečeno, kontaminují užitečný fEKG signál. V této podkapitole budou shrnuty všechny důsledky, které s sebou působení těchto rušení přináší.

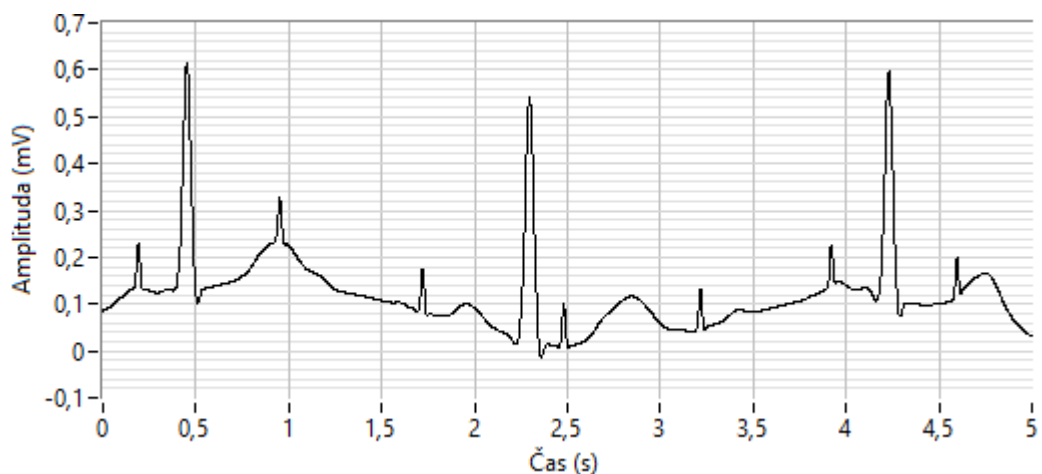
Obrázek 26 znázorňuje amplitudový a frekvenční rozsah těchto signálů. Největším problémem je vzájemné prolínání frekvenčních intervalů rušivých složek a užitečného signálu, ale také fakt, že snímáný fEKG signál má v porovnání s rušivými složkami velmi malou amplitudu.



Obrázek 26: Amplitudový a frekvenční rozsah signálů kontaminujících fEKG

5.4.1 Kolísání isoelektrické linie

Kolísání (drift) elektrické isolinie je nízkofrekvenční defekt EKG, který může nepříznivě ovlivňovat analýzu signálu a významně komplikovat diagnostiku. Správné vyhodnocování velikostí amplitud u takovýchto záznamů je značně problematické, ne-li nemožné, jelikož definovaná nulová hladina již neodpovídá původně stanovené hodnotě. Drift isolinie může způsobovat více faktorů, například pocení, dýchání, pohyb těla, špatný kontakt elektrod apod. Amplituda isolinie s tímto rušením pak může několikanásobně převýšit velikost QRS komplexu, přičemž jeho spektrální úroveň je obecně omezená na interval kratší než 1 Hz, který však může obsahovat vyšší frekvence během zvýšené fyzické námahy [75.].



Obrázek 27: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kolísáním isoelektrické linie [75.]

5.4.2 Pohybové artefakty

Artefakty působené pohybem elektrod jsou způsobeny především elasticitou kůže, která mění impedanci kůže okolo elektrody. Tyto artefakty vzhledově připomínají výše zmíněné kolísání isolinie, jsou však více problematické z hlediska eliminace, jelikož ve spektrální doméně významně narušuje celé EKG. Objevují se většinou od 1 do 10 Hz. Na snímaném signálu se pak tyto artefakty projeví jako křivky o vysoké amplitudě, které mohou být chybně reprezentovány jako QRS komplexy. Tyto artefakty způsobují nepříjemnosti hlavně v ambulantním monitorování EKG, kde tvoří největší zdroj chybně detekovaných tepů [75.].

Dechová aktivita ovlivňuje EKG nejen z hlediska srdeční frekvence, ale také morfologie. To je způsobeno především pohyby hrudníku a dýchacích svalů, které mění pozici srdce, stejně jako konduktivitu plic. Na záznamu se projevuje modulací amplitudy QRS komplexu do hodnot nacházející se pod isoelektrickou linií [75.].

Tabulka 5 obsahuje přehled základních zdrojů rušení spolu s efekty, které způsobují.

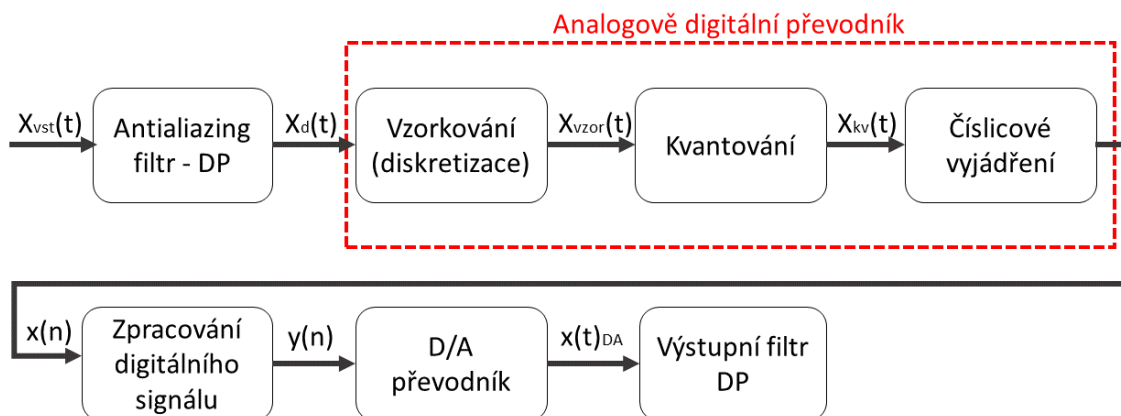
Tabulka 5: Základní zdroje rušení a jejich vliv na EKG křivku

Defekt EKG	Zdroj rušení
Síťový brum	Síťové rušení
Kolísání isolinie	pohyb těla špatný kontakt kůže – elektroda pocení, dýchání
Pohybové artefakty	Pohyb elektrod
EMG šum	Kontrakce svalů

6 Předzpracování plodového elektrokardiogramu

Předzpracování signálu obecně je charakterizováno tím, že jak vstupem, tak výstupem je signál. Jeho účelem je vytvoření signálu, který je v nějakém smyslu lepší nebo výhodnější než signál vstupní [76.].

V našem případě jsou snímány dva signály: mateřský a fetální EKG. Abychom mohli naměřená data zpracovávat, provádět nutné změny a zejména filtrace, je v této moderní době neodmyslitelným nástrojem počítačová technika. Měřený EKG signál získáváme v analogové podobě a je tedy třeba jej zdigitalizovat. K tomuto účelu slouží blok předzpracování signálu. Obrázek 28 popisuje hlavní části tohoto bloku.



Obrázek 28: Blokové schéma číslicového zpracování signálu

Mezi hlavní části číslicového zpracování patří:

- Antialiasingový filtr typu dolní propust (dále jen DP).
- Analogově digitální převodník (dále jen A/D převodník).
- Procesor pro zpracování digitálního signálu.
- Digitálně analogový převodník (dále jen D/A převodník).
- Výstupní filtr typu DP.

Jelikož v této práci bude operováno s daty, které byly získány z klinické praxe a jsou tudíž předzpracovaná, tento blok tudíž nebude muset být realizován. Rozdílný přístup by požadovalo snímání reálných dat pomocí DAQ karet. Více informací o konvenčních metodách předzpracování signálu například v [76.],[78.] a [76.].

Do našeho experimentálního systému vstupují pouze dva signály, a to mEKG a fEKG. Ty se liší dalšími postupy předzpracování, které si nyní představíme.

- 1) Mateřský signál – v našem případě je prvním vstupem do bloku předzpracování. Jedná se o spojitý signál z hrudních svodů mEKG(t), který je dále digitalizován v A/D převodníku na mEKG(n). U tohoto signálu již předpokládáme, že neobsahuje rušení a přesně tak odpovídá EKG matky.

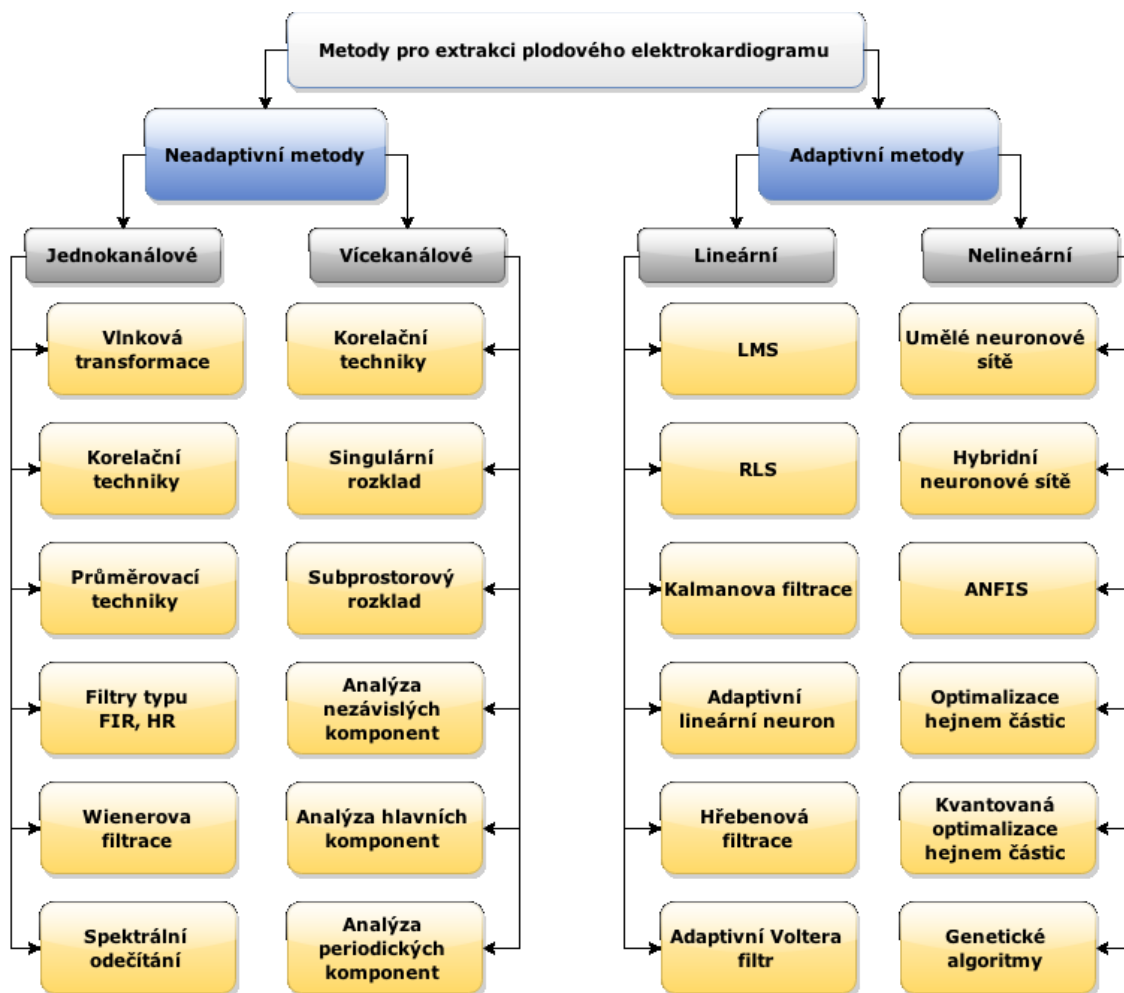
K filtraci byly použity běžné techniky filtrování:

- Pásmová zádrž (50 Hz, případně 60 Hz USA) – slouží k odstranění síťového rušení.
- FIR filtr typu dolní propust (30 až 35 Hz) – odstranění myopotenciálů.
- Filtr typu horní propust (0,5 Hz) – kompenzování kolísání nulové izolácie.

- 2) Plodový signál – je druhým vstupem do experimentálního systému jako analogový signál $fEKG_{\text{měř}}(t)$, naměřený abdominálními svody. K filtraci jsou v tomto případě rovněž používány výše zmíněné konvenční techniky, které ale musí být kombinovány s dalšími. To je způsobeno tím, že z důvodu jejich lineárního charakteru jsou schopny odstranit pouze ty složky signálu, které se ve frekvenční doméně nepřekrývají s užitečným fEKG signálem. Navíc z důvodu toho, že fEKG má nepatrně vyšší rozsah, jsou i parametry filtrace rozdílné.
- Pásmová zádrž (50 Hz, případně 60 Hz USA), využití vlnkové transformace, případně adaptivní filtr.
 - FIR filtr typu dolní propust (40 až 50 Hz), případně využití vlnkové transformace.
 - Filtr typu horní propust (0,5 Hz).

7 Současné metody pro extrakci plodového EKG

V současné době existuje velké množství metod, které se dají použít pro extrakci plodového EKG a eliminaci rušivých složek, zejména mEKG. V této kapitole budou představeny základní metody, společně s výsledky, kterých dosahují. Přehledné schéma základních metod používaných pro extrakci fEKG můžete vidět níže (Obrázek 29).



Obrázek 29: Nejobecnější rozdělení metod extrakce fEKG [79.]

Tyto metody se dají rozdělit na adaptivní a neadaptivní. Navzájem se liší tím, zda mají či nemají schopnost adaptovat se na daný systém. Jinými slovy neadaptivní metody odstraňují nežádoucí signály bez toho, aby se přizpůsobily danému systému a nenadálým okolnostem, které by se mohly objevit. Pracují zkrátka pouze tak, jak byly původně nastaveny, nehledě na to, jestli se původní podmínky změnily, nebo ne [79.].

Obecně lze říci, že na úzkopásmové rušení (drift a brum) je možné použít lineární filtraci, naproti tomu na rušení širokopásmové (myopotenciály) je nevhodná. Dochází tak k ořezání extrémů kmitů QRS a porušení náhlých změn strmosti na začátcích a koncích signálu QRS.

Postup prací předvedených v The Challenge ([40.]) by se dle [41.] dal shrnout do 4 hlavních kroků:

- 1) Předzpracování,
- 2) Získání mateřské komponenty,
- 3) Odstranění mateřské komponenty,
- 4) Oddělení fHR a RR,
- 5) Post-processing.

7.1 Neadaptivní metody

Neadaptivní metody se dále dělí na jednakanálové a vícekanálové. Tabulka 6 obsahuje příklady obou uvedených skupin.

Tabulka 6: Druhy neadaptivních metod

Jednakanálové metody	Vícekanálové metody
<ul style="list-style-type: none"> • Metody s vlnkovou transformací (WBT) • Korelační techniky (CT) • Průměrovací techniky (AT) • Frekvenčně selektivní filtry typu FIR, IIR • Založené na teorii Wienerovy filtrace (WF) • Metody spektrálního odečítání 	<ul style="list-style-type: none"> • Principy slepé separace signálů (BSS) • Aplikace singulárního rozkladu (SVD) • Využívající analýzu nezávislých komponent (ICA) • Analýza hlavních komponent (PCA) • Analýza periodických komponent (πCA) • Subprostorový rozklad (SD)

Některé z výše zmíněných metod sice mají výsledky při získávání fHR, tedy fetální srdeční frekvence, avšak pro podrobnější morfologickou analýzu fEKG selhávají. Samostatně je tedy lze použít pro transabdominální KTG nebo (a to hlavně) pro předzpracování EKG signálu. Více o neadaptivních filtracích například v [80.] [81.], [82.]. Porovnání vybraných adaptivních a neadaptivních metod například v [83.] a [84.]

7.1.1 Metody s vlnkovou transformací

Vlnková transformace se řadí mezi efektivní nástroje pro analyzování nestacionárních signálů. v roce 1996 Ye Datian ve své práci [85.] ukázal, že tato metoda má potenciál na to být nápomocná i při detekci fEKG z abdominálního svodu. Představený systém čelil komplikacím a z toho důvodu byl schopen získat fEKG z abdominálního svodu pouze v určitém zvoleném měřítku. Ve stejném roce Echeveria v [86.] zahrnuje odstranění rušení a mateřské složky ve fázi předzpracování. v další fázi algoritmus detekce plodového QRS komplexu. Autoři dokázali, že je to spolehlivá metoda pro odstranění aditivního rušení a mateřského QRS komplexu, avšak výsledný signál stále obsahoval zbytek rušivé mateřské složky.

Dalšími následovníky byli Khamene a Negahdaripour (2000) v [87.], kteří představili metodu extrakce pomocí vlnkové transformace na základě dvou různých přístupů. Nejdříve snímají signál pouze z abdominálního svodu, v druhém pak i z hrudního. Detekcí singularit obsažených v signálu z abdominálního svodu za použití maximálního modulu ve vlnkové doméně. Body maximálních modulů abdominálního záznamu slouží k rozdělení (kategorizaci) signálu na plodový a mateřský. Metoda z této práce je efektivní hlavně při analýze fHR a byla základem vytvoření dalších alternativních metod.

Mochimaru 2002 MRA (multiresolution analysis) k odstranění rušení. EKG z 27leté rodičky během 38. týdne těhotenství. Důkaz kvality filtrace pomocí matematického aparátu charakterizování singularit na základě Lipschitzových exponentů. [88.]

Karvounis a spol. 2004 [89.] kontinuální vlnková transformace (CCWT). Metodologie ze čtyř fází detekce signálové průměrování, detekce mateřského QRS, detekce plodového QRS a detekce fHR, to vše z abdominálně snímaného fEKG.

Zajímavou možností je také potlačení rušení pomocí diskretní vlnkové transformace (DTWT) představené v habilitační práci Jiřího Kozumplíka (2005), kdy lze filtrovat signál vhodnou úpravou koeficientů transformace v závislosti na úrovni rušení. Existuje několik strategií úpravy koeficientů: tvrdé prahování (vede k výskytu vysokých artefaktů kvůli nadprahovaným koeficientům DTWT šumu, což způsobuje nepříjemnosti na začátcích a koncích QRS), měkké prahování (vede ke snižování extrémů kmitů v komplexech QRS a ve zmenšené míře k výskytu artefaktů), hybridní prahování (zůstávají menší artefakty). V této práci bylo použito Wienerovské vlnkové filtrace s pilotním odhadem signálu. Tato práce dokazuje, že touto metodou lze dosáhnout podstatně menšího zkreslení extrémů a při vhodné realizaci také vylučuje vznik artefaktů. Lze tak docílit výrazně menšího zkreslení signálu. Více o vlnkové transformaci a o jejím použití při filtraci EKG v [90.].

7.1.2 Korelační metody

Autokorelační metody jsou velmi účinné a přesné matematické nástroje, avšak jejich nevýhodou je, že nejsou efektivní u nestacionárních signálů, ke kterým se řadí také EKG. Při monitorování rizikového porodu tak mohlo dojít k tomu, že systém nereagoval na skokové změny tepové frekvence plodu (oktávový skok ze 160 na 80 BPM), čímž mohla lékařům uniknout počínající hypoxie plodu. Tento fakt ve své době vyřešil přístroj firmy Hewlett-Packard analogovou smyčkou, jejíž funkce spočívala v kontrole těchto neočekávaných skoků. (více o přístroji v [91.]

Zprůměrovaný mEKG signál je získán za použití vhodné korelační funkce ze dvou signálů mEKG a aEKG. Tato korelační funkce je získána z abdominálně snímaného EKG k získání žádoucího fEKG signálu. Van Bommel (1968) vynalezl korelační techniku pro detekci fetálního srdečního signálu ze zarušeného abdominálního svodu. Výsledky se ukázaly být efektivní, ale ne dostatečně účinné. Shi a Zhang (2007) v [92.] představili nový přístup pro extrakci fEKG a to pomocí kombinace časové korelace a nerovnoměrnosti zdroje signálu. Korelační koeficienty byly vypočítány mezi získaným fEKG v proměnném časovém zpoždění, čímž byl obdržen příslušný optimální odhad fEKG. Ty korelační koeficienty, které byly větší než 0.9, byly považovány za dobře extrahované.

7.1.3 Subtrakční metody

Subtrakční systém je nejstarším přístupem, který byl hojně využíván pár desítek let zpátky. Abdominální záznam a mEKG byly vyrovnány do takové míry, že mEKG mohl být z aEKG odečten. Výsledkem byl fEKG a šum, který byl následně odfiltrován.

Bergveld a spol. 1981 ([45.]) navrhli metodu na tomto principu a tento systém testovali na reálných i syntetických datech. Zjistilo se, že největším problémem tohoto systému je fakt, že velikost mEKG z hrudního signálu nebude nikdy stejná, jako signálu z abdominálního svodu. Následkem toho touto metodou nelze dosáhnout extrakce kvalitního fEKG.

7.1.4 Průměrovací metody

Průměrovací metody patří k nejpoužívanějším metodám určeným pro extrakci mEKG z abdominálního svodu. R vlny jsou snadno detekovány středy prahů detektoru, díky jejich velké amplitudě vůči signálu v abdominálním svodu. Průměrováním po sobě jdoucích intervalů abdominálních EKG (aEKG), které všechny obsahují mateřské QRS ve stejné pozici, je dosaženo referenčního signálu odpovídající jednomu z intervalů mEKG. Rušení a fEKG jsou v referenčním signálu potlačeny proto, že jsou statisticky nezávislé na mEKG. Odečtení referenčního signálu z aEKG má potom za následek kompletní eliminaci mEKG.

Hon a spol. (1964) v [93.] přinesli průměrovací metodologii pro získávání fEKG. Technika je založena na předchozí znalosti signálu a jeho charakteristik šumu. Metoda pomohla vylepšit SNR, avšak velkým negativem je to, že odstraňuje i rychlé změny (skokové změny) v EKG vlně. Přítomnost významných rušivých nízkofrekvenčních složek navíc významně snižuje efektivnost průměrování.

7.1.5 Principy slepé separace signálů – metoda nezávislých komponent

Blind Space Substantion (dále jen BSS) je technikou analýzy nezávislých komponent (ICA). Tato metoda je velice často využívána pro filtraci fEKG. Předpokládá statistickou nezávislost fEKG a mEKG. Může být aplikována v případě vícesvodového abdominálního záznamu a pracuje s předpokladem, že signály z různých svodů jsou lineárními kombinacemi nezávislého zdroje signálů generovanými mateřským a plodovým srdcem. [94.] Problémem je, že vztah mezi hrudním EKG a mateřskou částí EKG v abdominálním signálu má spíše nelineární povahu.

Čím větší je počet záznamů, tím lepší je u této metody také extrakce fEKG. Bohužel zajištění snímání tak velkého množství elektrod je klinicky těžko proveditelné a navíc pro rodičku značně nepříjemné.

Jednou z prací na toto téma představili De Lathauwer a spol. (2000) v [82.]. V této práci je ICA představena jako poměrně náročný přístup. Míří k přímé rekonstrukci různých statisticky nezávislých bioelektrických zdrojů signálu, stejně jako charakteristik jejich šíření k elektrodám. Obojí obsahuje důležité medicínské informace. Řešení je neparаметrické a není založeno na vzorovém průměrování, což se může projevit jako problém při detekci a analýze atypických změn srdeční frekvence.

Další prací je Marrosero a spol. (2003) [95.]. Byly zde porovnávány tři metody založené na ICA a to: Mermaid algoritmus, Infomax a rychlá separace nezávislých proměnných (FastICA). Detekci fHR z reálných i syntetických záznamů bylo dokázáno, že Mermaid předčí oba další zmíněné algoritmy. Ukazuje se být více účinný v dávkovém zpracování (batch mode) a on-line operačních módech, které jsou důležité pro implementaci v reálném čase.

Sameni a spol. (2006) v [94.] prezentovali aplikování ICA pro zpracování EKG signálů s přihlédnutím na dimenzionalitu těchto signálů a teorii srdečního dipólu. Interpretace nezávislých komponent získaných z většího množství svodů je blízce spojena s reprezentací vektorkardiogramů jednotlivých signálů. Subprostory plodového a fetálního EKG signálu nejsou úplně odlišné. Použitím dynamických filtrů by tedy dle autora mělo být možné použít dynamický model, jež je časově synchronní s mEKG a tím docílit odstranění mateřské složky při současném zachování plodových komponent.

7.2 Adaptivní metody

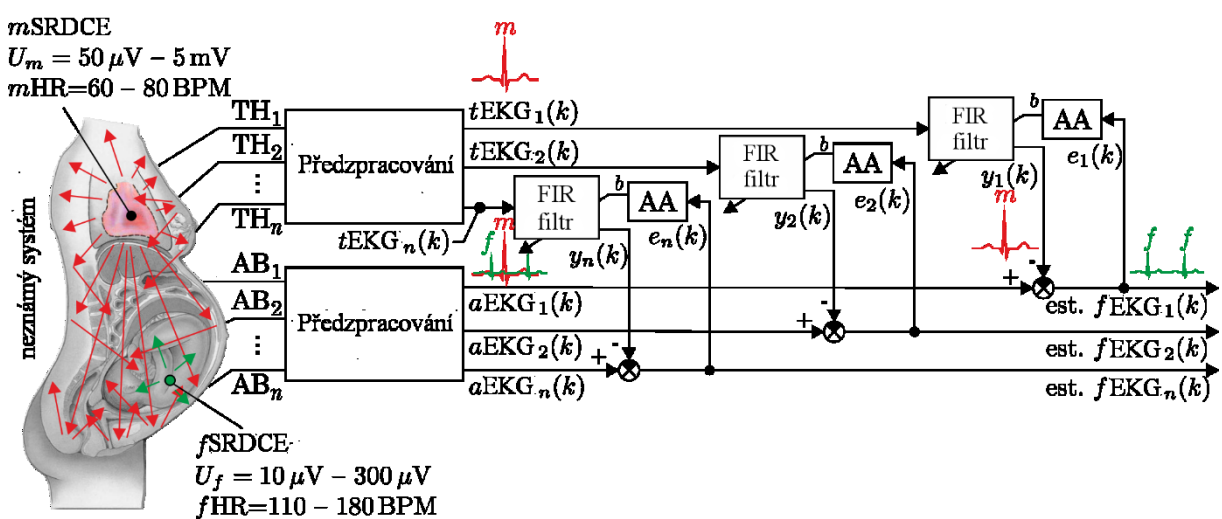
Adaptivní metody jsou pro pokročilejší analýzu fEKG daleko vhodnější než jejich neadaptivní protějšek. Nedochází k tak velkému zkreslení snímaných dat a tím ke ztrátám klinicky významných informací v podobě velikosti a tvaru jednotlivých vln a komplexů či intervalů mezi nimi. Je to zejména díky tomu, že jejich princip předpokládá to, že prostředí, ve kterém filtr pracuje, se s časem mění. Proto zaznamenává změny podmínek, ve kterých pracuje a poté upravuje své charakteristiky (koeficienty filtru) v závislosti na měnícím se okolí – adaptuje se. To je možné díky tomu, že je filtr schopen se „učit“ na základě zaznamenané předchozí zkušenosti.

Kontinuální zpracovávání signálu jak z oblasti abdominální (obsahuje fEKG i mEKG), tak z oblasti hrudní (je předpokládáno, že obsahuje pouze mEKG), představuje slibnou metodu nejen z pohledu technické realizovatelnosti, ale i požadavků na diagnostický přínos [12.]. Umožňuje sestavení adaptivního systému, který z břišního svodu oddělí mateřské EKG a jiné nežádoucí složky od fEKG, které je pak možné analyzovat.

Obrázek 30 zobrazuje teoretickou podobu n-kanálového systému pro potlačení rušení. Na tomto příkladu bude popsán princip použití adaptivní technik pro extrakci plodového EKG. Jelikož vlastní implementace adaptivního systému, obsažená v experimentální části této práce, je postavená právě na tomto základě, je správné pochopení tohoto příkladu nezbytné.

Obecný n-kanálový systém obsahuje dva vstupních signály, které jsou zaznamenávány ze dvou různých svodů – abdominální EKG (AB_1 - AB_n) a hrudní EKG signály (TH_1 - TH_n). Každý abdominální signál je primárním vstupem a skládá se z mateřské (m) a fetální (f) složky. Hrudní signál se považuje za výhradně mateřský a z tohoto důvodu je používán jako referenční vstup. Koeficienty FIR filtrů tohoto systému aktualizují trénovací algoritmy (adaptivními algoritmy AA), které jsou založeny na zpětnovazebním chybovém signálu který se rovná požadovanému fEKG signálu ($fEKG_1$ - $fEKG_n$).

Ve výsledku je tedy mateřská komponenta (m), která v tomto systému představuje nežádoucí rušení, odečtena od abdominálního (aEKG) signálu, a následně je na principu učení se zpětným šířením chybového signálu (backpropagation) získán plodový srdeční signál (fEKG) s malým zbytkovým šumem.



Obrázek 30: Schéma N-vícekanálového adaptivního systému pro potlačení mEKG

Adaptivní metody se dále dělí a to na lineární a nelineární. Nelineární metody, nazývané též soft-computingové, pracují s nelinearitou mEKG, která je způsobena průchodem tohoto signálu z hrudní do abdominální části. Tyto metody se opírají zejména o základy umělé inteligence, fuzzy logiku, umělé neuronové sítě apod.

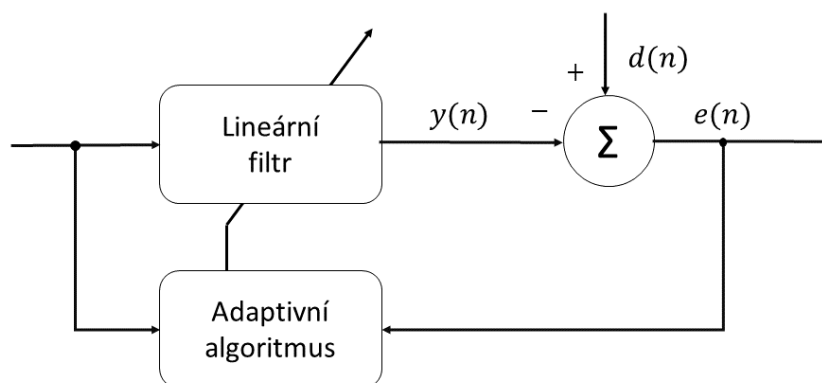
Jelikož prostředí lidského těla prokazatelně vykazuje nelineární závislosti [12.], je žádoucí použití těchto nelineárních metod pro konstrukci přesného a funkčního adaptivního filtru [12.], [79.], [96.] a [97.].

7.2.1 Lineární adaptivní filtrace

Adaptivní filtry využívají tzv. adaptivní algoritmy [11] pro iterativní změnu hodnot vektoru impulzní odezvy tak, aby minimalizovaly hodnoty tzv. chybového signálu $e(n)$, který je dán následující rovnicí:

$$e(n) = d(n) - y(n), \quad (7.1)$$

kde $d(n)$ je požadovaný signál a $y(n)$ označuje aktuální výstup adaptivního filtru. Všechny tyto proměnné jsou znázorněny ve schématu na Obrázek 31.



Obrázek 31: Obecné schéma adaptivního lineárního filtru

Výše popsany adaptivní filtr je filtrem, který během filtrace mění přenosovou funkci. Oproti neadaptivnímu filtru s konstantními koeficienty se tento filtr aktivně přizpůsobuje proměnnému požadovanému signálu. Cílem přizpůsobení se je co nejlepší odhad parametrů filtru tak, aby signál filtru byl co nejpodobnější signálu požadovanému.

Proces nalezení takovýchto parametrů filtru se řeší optimalizací chybové funkce, která může obecně být podmíněna deterministicky nebo stochasticky (statisticky). Statistický přístup vyžaduje velké množství realizací (měření) ke spočtení statistiky a jeho výsledkem je např. LMS algoritmus či jeho obdoby. Při deterministickém přístupu návrh parametrů filtru využívá spočtení charakteristik z většího počtu vzorků a vede k RLS algoritmu (Recursive Least Squares) a jeho odvozeninám [98.]. Podrobněji v kapitole 9.

7.2.2 Metody lineární adaptivní filtrace

V této podkapitole budou představeny základní metody pro extrakci plodového EKG pomocí adaptivní filtrace společně s pracemi, ve kterých se pro tento účel objevily. Tato kapitola slouží spíše pro obecné zmapování současné situace. Podrobnější popisy budou provedeny v kapitole 9, a to pouze u metod vybraných pro vlastní návrh a realizaci adaptivního systému.

- **Kalmanova filtrace (KF)**

Sameni a spol. (2005) [99.] představil rozšířený Kalmanův filtr (EKF) jako prostředek pro filtraci zarušených EKG signálů. Niknazar a spol. (2013) v [100.] tuto metodu poté představili pro účely filtrace fEKG pro signál z jednoho svodu. Zaznamenávané signály jsou modelovány jako sumace několika EKG. Každý je popsán nelineárním dynamickým modelem, dříve prezentovaným pro generaci vysoce realistického syntetického EKG. Následkem toho má každý EKG odpovídající podmínky v tomto modelu a může být účinně rozlišen i v případě překrytí křivek v čase. V této práci byl zkoumán parametr citlivosti pro různé hodnoty úrovně rušení, amplitudy, poměru srdeční frekvence plodu a matky apod. Hlavní výhodou představené metody je výkonnost i při změnách výše zmíněných parametrů, která byla prokázána na syntetických i reálných datech (ať už jedno nebo vícečetných těhotenstvích). Metoda je účinná, dokud jsou správně detekovány R vlny, což je obecně problém u vícečetných těhotenství. Díky potřebě jen jedné snímací elektrody je potřeba méně elektronických součástí, čímž je řešení levnější, ale i pohodlnější pro kontinuální měření.

- **LMS**

Koncept odhadu s minimálními středními kvadratickými odchylkami (Least Mean Square - LMS) je alternativou metody nejstrmějšího sestupu (více o metodě nejstrmějšího sestupu např. v [76.], [98.], [101.]), kde jsou neznámé hodnoty druhého řádu. Díky své jednoduchosti patří k nejpoužívanějším adaptivním technikám. Jelikož LMS patří mezi stochastické adaptivní metody, je mnohem těžší z hlediska analýzy než deterministické varianty, jako například výše zmíněná metoda nejstrmějšího sestupu [98.], [102.].

Poprvé tento algoritmus použil Widrow (viz [101.]) a od té doby byl použit v rozmanitém množství oblastí. Jednou z prvních úspěšných aplikací LMS algoritmů byla právě adaptivní filtrace šumu v [103.], kde bylo využito LMS aspektů lineární predikce k odstranění úzkopásmové rušivé složky z širokopásmového signálu.

K extrakci fEKG byl LMS algoritmus použit například v práci Swarnalatha a spol. (2010) v [104.], kde byl kombinován také s normalizovaným LMS (NLMS) i s RLS algoritmem. Právě spojení RLS a LMS je v této práci označeno jako nejefektivnější pro odstranění rušení fEKG. Příkladem dalšího užití LMS může být nová metoda od Wu a spol. (2013) v [105.], která je založena na kombinaci vlnkové transformace s LMS a prostorově selektivní filtraci rušení (SSNF).

Naproti tomu existují práce (např. Camps v [106.] nebo Martinek v [107.]), které porovnávají LMS s jinými metodami a dokazují, že tato metoda není pro tyto účely nejvhodnější. Podrobnější popis naleznete v kapitole 8.2.1.

- **RLS**

Je považován za základního představitele třídy rekurzivních adaptivních algoritmů založených na teorii Kalmanovy filtrace, časovém průměrování a metodě nejmenších čtverců. Jedná se o rekurzivní variantu výpočtu optimálních koeficientů dle MSE. Podrobnější popis naleznete v kapitole 8.3.

Základním rozdílem proti rodině LMS algoritmů je vlastní statistické pojetí. Zatímco první zmíněný pracuje se vzorkovanými průměry z několika realizací náhodného procesu, RLS filtr využívá výpočet průměrných hodnot veličin z časových vývoju. Struktura tohoto filtru je stejná jako u LMS, liší se pouze adaptivní proces, který je z důvodu použití těchto průměrů daleko výpočetně náročnější. Jejich výhodou jsou především vynikajícími výkony při práci v časově proměnných prostředích. [108.], [109.]

- **Hřebenová filtrace (CF)**

Wei a spol. (2013) v [110.] popisují jednoduchý a solidní algoritmus pro získání fEKG z abdominálního signálu za použití adaptivní hřebenové filtrace (ACF). ACF se může přizpůsobit časovým změnám v základní frekvenci, což jej kvalifikuje pro odhad kvaziperiodických složek biosignálu, jako například EKG. Validita a výkon popsané metody jsou podloženy experimenty na reálných i syntetických datech.

- **Prostorová filtrace (SF) v kombinaci s adaptivním filtrem**

Xu-Wilson (2013) v [111.] představuje metodu extrakce fEKG pomocí SF na několikrát zmiňovaném PhysioNet Challenge (viz [40.]). Navržená technika zeslabuje mEKG, avšak nevyklučuje přítomnost jeho pozůstatků. Navíc autor zmiňuje, že odhady fetálních QRS komplexů odpovídají fyziologickým, tudíž tento proces nemusí produkovat skutečné lokace QRS.

Vullings a spol. (2009) v [112.] představili novou metodu, která pracuje s lineární predikcí jednotlivých vln v mEKG. Výkon této metody je vyhodnocen porovnáním s prostorovou filtrací, adaptivní filtrací a ICA. Tato technika se ukazuje jako výkonnější než ostatní a to jak v odstranění mEKG, tak v detekci fHR (o více než 3%).

- **Adaptivní filtrace s časovou posloupností (TSAF)**

Ferrara a spol. (1982) v [113.] představili časově proměnnou filtraci nestacionárních signálů, které mají opakující se charakter. Tato metoda je aplikována k odfiltrování rušení svalů z abdominálně zaznamenaného fEKG. V této práci byla ukázána účinnost této metody zvláště oproti konvenčním časově invariantním metodám filtrace. Metoda požaduje použití dvou a více abdominálních kanálů obsahujících korelované složky signálu, ale nekorelované složky svalového rušení. Lokalizace plodových tepů v čase musí být odhadnuta za účelem synchronizace odezvy impulsu filtru s plodovým srdečním cyklem.

- **Adaptivní Volterra filtr (AVF)**

Shadaydeh a spol. (2008) v [114.] prezentuje novou metodu extrakce fEKG založenou na adaptivním Volterra filtru (AVF) pomocí jednoho hrudního signálu a jednoho či více snímaných abdominálních signálů. Tento filtr je schopen napodobit nelineární vztah mezi mateřským hrudním signálem a abdominálními signály, které zahrnují transformovaný mEKG, fEKG a rušení. Pro případy použití více abdominálních signálů, předvedený algoritmus využívá lineární kombinátor (LK) k vytvoření základního signálu ze všech abdominálně snímaných signálů. LK a AVF jsou zde navíc vylepšeny pomocí RLS algoritmu. Vysoká efektivita byla prokázána na reálných EKG záznamech z databáze Daisy.

- **Adaptivní lineární neuron (ADALINE)**

Bin Ibne Reaz a spol. (2004) v [115.] popisuje metodu oddělení fEKG ze složeného záznamu EKG za pomocí Adaptivního lineárního neuronu (ADALINE). U konvenčních metod je požadovaný signál odfiltrován, kdežto u této adaptivní filtrace se požadovaný signál získá odečtením ze srovnání mezi vstupem a cílem filtrace. Proto není důležitým faktorem vhodná velikost okna či frekvence, ale spíše hodnota neuronového zpoždění, vah a setrvačnosti učení. V této práci bylo zjištěno, že čím větší je míra naučenosti a zároveň nižší setrvačnost a váhy učení, tím daná filtrace probíhá lépe. v hledání co nejvhodnější konfigurace těchto hodnot vidí autoři prostor k dalšímu výzkumu.

- **Adaptivní filtr s nekonečnou impulzní odezvou (IIR)**

Kam and Kohen (1999) v [116.] představili dvě architektury pro detekci fEKG. První je kombinace IIR adaptivního filtru a genetického algoritmu (GA), kde GA je povolán při podezření, že adaptivní filtr dosáhl lokálního minima. Druhým typem architektury je pak nezávislý GA. Hlavní nevýhodou IIR filtru je, že chybová hladina není kvadratická, ale multimodální. Tudíž přítomnost GA nutí algoritmus překonávat lokální minima a dosáhnout globálního řešení. Kvalita fEKG získaného pomocí kombinace IIR s GA je vyšší než u architektury využívající samostatný GA.

7.2.3 Nelineární adaptivní filtrace

Podle M. A. Hasan a spol. (2009) v [117.] většina současných algoritmů pro zpracování aEKG detekují pouze R vlny fEKG signálu, zatímco vlny P, Q a další zůstávají skryty. Soft computingové (SC) metody extrakce fEKG by mohly v tomto směru přinést daleko kvalitnější výsledky. Jak zmiňují například Mamuna B. I. Rezae a Lee S. Weie (2004) v [115.], nové výzkumy ukazují, že nelineární prostředí (jako je např. lidské tělo) se podstatně lépe modelují pomocí technologií umělé inteligence. SC metody, které jsou reprezentovány fuzzy logikou, umělými neuronovými sítěmi (UNS), genetickými algoritmy a hybridními sítěmi, se vyznačují tím, že dokážou oproti klasickým způsobům modelování pracovat s jistou mírou nepřesnosti. To dává těmto metodám před klasickým modelováním poměrně velkou výhodu, neboť u složitých reálných systémů, mezi které se řadí i lidské tělo, je prakticky nemožné dosáhnout stoprocentní přesnosti. Další přednost SC metod spočívá v jejich schopnosti adaptovat se a učit se. Proto se také velice dobře uplatňují ve spojitosti s adaptivními filtry, které fungují jako jejich trénovací algoritmy. Umožňují tak přizpůsobovat a měnit parametry celého systému v závislosti na okolnostech, které nastanou.

- **Umělé neuronové sítě (ANN)**

ANN zahrnují SC metody kopírující chování biologické nervové soustavy živých organismů. Stejně jako v lidském těle v tomto systému tvoří základní stavební jednotku neurony. Jednotlivé umělé neurony jsou mezi sebou spojeny, čímž vytvářejí kompaktní síť schopnou paralelního zpracování informací – umělou neuronovou síť. Jednotlivá spojení pak mají různé číselné parametry (váhy, prahy), které mohou být navrženy tak, že mají schopnost se přizpůsobovat a tak mohou předpovídat následující chování procesu ze známých dat, tzn. učit se, adaptovat se a predikovat. Neuronové sítě pak vznikají spojením výstupů jednotlivých neuronů, které se propojují s dalšími neurony a vytvářejí tak.

Každý neuron v síti je schopen přijímat vstupní signál, zpracovat jej a vyslat výstupní signál. ANN nacházejí uplatnění všude tam, kde neznáme dopředu algoritmus řešení, kde je potřeba aproximovat funkční hodnoty a řídit nebo regulovat fyzikální veličiny. Velmi dobře si umějí poradit se zašuměnými signály.

Camps a spol. (2001) v [105.] představili zajímavou variantu FIR neuronové sítě. Opět Camps a spol. (2004) v [96.] dále představili vylepšený model pro odstranění rušení, který je založený na metodách jak numerických (korelační koeficienty), tak statistických (ANOVA, variační analýza). v návrhu pro odstranění šumu jsou obsaženy FIR a Gamma Neuronové sítě, aby modelu poskytly vysoce nelineární dynamické vlastnosti. Neuronové sítě byly výkonnostně testovány s klasickými adaptivními metodami (LMS, NMLS) na reálných i syntetických datech. Dle této práce mají neuronové sítě prokazatelně vyšší účinnost než klasické metody, přičemž nejlepší kompromis mezi složitostí a efektivností vidí autoři při použití FIR neuronové sítě.

Neuronové sítě mohou v problematice estimace fEKG nabídnout výpočetní sílu nelineárních technik. Mezi jejich další výhody patří to, že pracují velmi rychle a nepotřebují lidský zásah pro kategorizaci. Jejich přesnost je však limitována počtem tříd a jsou zaznamenány problémy se získáním správné hodnoty izoelektrické linie.

- **Genetický algoritmus (GA)**

Kam and Kohen (1999) v [116.] využili k extrakci fEKG GA v kombinaci s IIR filtrem (viz výše). Další prací byl Ali a Zeng (2010) v [118.], která představuje metodu extrakce fEKG na základě adaptivní filtrace a právě zmíněného GA.

Dále pak GA souží v mnohých modelech jako trénovací algoritmus. Například v práci Nasiri a spol. v [119.] byl pro detekci fetálního EKG použit ANFIS, který byl trénován právě pomocí GA.

- **Optimalizace hejnem částic (PSO)**

Zajímavou roli v extrakci fEKG hrají také metody tzv. optimalizace hejnem částic (Particle Swarm Optimization – PSO). Jejich použití pro trénování systému extrakce využívající ANFIS popisuje například Nasiri (2012) v [120.] nebo Sargolzaei (2011) v [121.].

Další možností je kvantovaná optimalizace hejnem částic (QPSO), která byla představena Huang a spol. (2012) v [122.].

- **Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (ANFIS)**

ANFIS byl představen v roce 1993 J. S. R. Jangem (více v [123.]) a v současné době patří k nejčastěji využívaným hybridním adaptivním systémům v oblasti extrakce fEKG. Jedná se o adaptivní síť tvořenou Fuzzy interferenční systémy (FIS) typu Sugeno, která je doplněna o strukturu dopředných neuronových sítí a učící algoritmus. Přednost tohoto hybridního systému představuje zejména schopnost kombinovat dovednosti neuronových sítí a fuzzy systémů v učení nelinearit, které se navzájem doplňují. Neuronové sítě propůjčují fuzzy systému své schopnosti učení se z okolí. Fuzzy logický systém pak poskytuje neuronové síti strukturu a umožňuje zpracování i nepřesných dat. Efektivnost této metody v porovnání klasickými metodami prokazují mnohé práce jako např. [124.].

V současné době se ANFIS v problematice extrakce fEKG těší velké oblibě. Byl použit například v pracích Vijila a spol. (2008) v [125.], Assaleh v (2007) v [126.] a (2006) v [127.].

Al-Zaben (2009) v [97.] představuje pro potřeby získání fEKG kombinaci ANFISu s neadaptivní metodou singulárního rozkladu (SVD). Dále Swarnalatha (2010) v [128.] využívá ANFIS s vlnkovou transformací. Kombinovat ANFIS lze taky z pohledu jeho trénování. Nasiri (2012) v [129.] nejprve představil ANFIS trénovaný PSO a následně GA algoritmem v [119.].

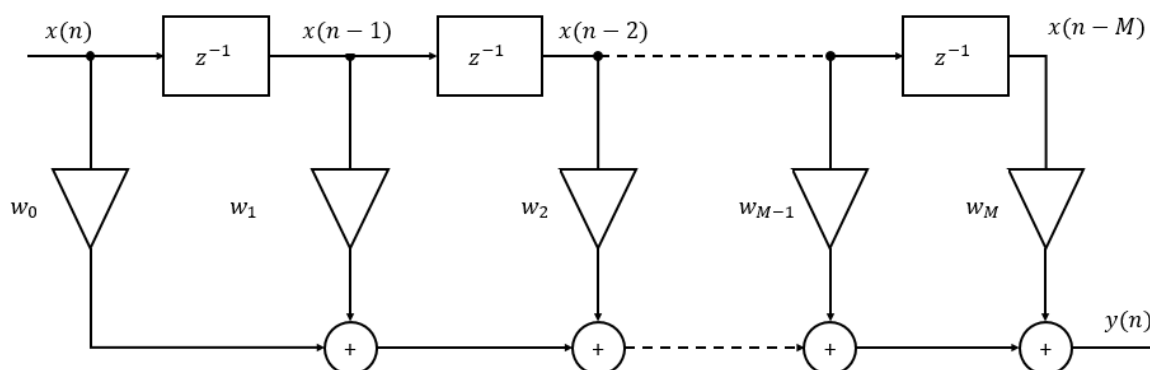
ANFIS je používán také pro klasifikaci EKG ([130.], [131.], [132.]). Fuzzy logika umožňuje použít neurčitost v designu třídiče (klasifikátoru) a následkem toho zvýšit spolehlivost výstupu systému.

8 Matematický popis vybraných adaptivních metod

V této kapitole budou popsány metody, které byly autorkou po podrobném prostudování všech dostupných metod (více v kapitole 8) vyhodnoceny jako nejvhodnější pro vlastní návrh a realizaci komplexního adaptivního systému pro potlačování „nežádoucího“ mateřského elektrokardiogramu.

8.1 Lineární tranzverzální FIR filtr

Filtry s konečnou impulsovou odezvou (angl. Finite impulse response – FIR) tvoří nedílnou součást číslicového zpracování signálu. Základní, tzv. přímá struktura tohoto filtru je uvedena na obrázku. Tento typ struktury je používán ve všech testovaných adaptivních filtrech.



Obrázek 32: Přímá (tranzverzální) struktura FIR filtru

Soustava je popsána následující rovnicí:

$$y(n) = w_0 x(n) + w_1 x(n-1) + w_2 x(n-2) + \dots + w_M x(n-M), \quad (8.1)$$

kde $x(n)$ je vstupní signál, $w_0, w_1 \dots w_M$ jsou jednotlivé váhové koeficienty filtru a M je délka filtru. V odborné literatuře bývá také použit pojem řád filtru N , který je definován jako $N = M - 1$. V této práci bude ovšem pracováno s pojmem délka filtru, jelikož právě ten je využíván i v knihovních funkcích MATLABu.

Za předpokladu, že $\mathbf{x}(n)$ představuje vstupní vektor vzorků (pro tuto práci EKG signál) definovaný jako:

$$\mathbf{x}(n) = [x(n) \ x(n-1) \ x(n-2) \ \dots \ x(n-M)]^T, \quad (8.2)$$

vlastnosti FIR filtru mohou být vyádřeny pomocí vektoru, který obsahuje hodnoty vah tranzverzálního filtru (weights). Tento vektor vah určuje výkonnost navrženého FIR filtru a je definován jako:

$$\mathbf{w}(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ w_2(n) \ \dots \ w_M(n)]^T. \quad (8.3)$$

Pak výstupní signál z rovnice (8.1) lze vyjádřit jako skalární součin impulsní odezvy vektrem vah z rovnice 8.2 a vstupního vektoru z rovnice 8.3:

$$y(n) = \mathbf{w}(n)\mathbf{x}(n). \quad (8.4)$$

Mezi výhody FIR filtrů patří možnost přesné lineární fázové charakteristiky, stabilita, jednoduchá struktura umožňující jejich snadnou realizaci. Nevýhodou tohoto typu filtru je, e pro dosažení dostatečně strmých charakteristik útlumu je zpravidla zapotřebí většího řádu filtru, ovšem s tím také roste skupinové zpoždění.

8.2 Filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE

Tato skupina filtrů je založena na teorii střední kvadratické chyby (odchylky) MSE (Mean Square Error), jejímž cílem je minimalizace účelové funkce $\xi(n)$ podle rov. 8.5, někdy také označované jako kritérium optimalizace z hlediska minimalizace střední kvadratické odchylky (Minimum Mean Square Error – MMSE).

$$\xi(n) = E[e^2(n)] = E[(d(n) - y(n))^2]. \quad (8.5)$$

Symbol $E[\]$ vyjadřuje střední očekávanou hodnotu chyby. Obecně operátor střední hodnoty $E[\]$ definuje rovnice 8.6.

$$E[x] = \sum_k x_k p(x_k), \quad (8.6)$$

kde $p(x_k)$ představuje pravděpodobnost výskytu. Je tedy zřejmé, že úvahy týkající se adaptivní filtrace úzce souvisejí s teorií pravděpodobnosti.

8.2.1 LMS

Koncept odhadu s minimálními středními kvadratickými odchylkami (Least Mean Square - LMS) je alternativou metody nejstrmějšího sestupu (více o metodě nejstrmějšího sestupu např. v [76.], [98.] a [101.]), kde jsou neznámé hodnoty druhého řádu. Díky své jednoduchosti patří k nejpoužívanějším adaptivním technikám. Jelikož LMS patří mezi stochastické adaptivní metody, je mnohem těžší z hlediska analýzy než deterministické varianty, jako například výše zmíněná metoda nejstrmějšího sestupu. [98.], [102.]

Poprvé tento algoritmus použil Widrow (viz [101.]) a od té doby byl použit v rozmanitém množství oblastí. Jednou z prvních úspěšných aplikací LMS algoritmů byla právě adaptivní filtrace šumu v [103.], kde bylo využito LMS aspektů lineární predikce k odstranění úzkopásmové rušivé složky z širokopásmového signálu.

Standardní LMS algoritmus pracuje v různých krocích, které vedou k aktualizaci koeficientů adaptivního filtru:

1. Vypočítá výstupní signál adaptivního filtru $y(n)$.
2. Vypočítá chybový signál $e(n)$ pomocí následující rovnice:

$$e(n) = d(n) - y(n). \quad (8.7)$$

3. Aktualizuje koeficienty filtru na základě rovnice:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + 2\mu e(n)\mathbf{x}(n), \quad (8.8)$$

kde μ představuje velikost kroku adaptivního filtru, $\mathbf{w}(n)$ je vektor koeficientů filtru, $\mathbf{x}(n)$ je vstupní vektor filtru. Velikost kroku filtru je zásadní parametr, který má schopnost zlepšit rychlost konvergence adaptivního filtru. Dále má vliv na to, jak rychle a jak moc se adaptivní filtr přiblíží k požadované výstupní hodnotě [133.]. Podrobnější popis a odvození naleznete např. v [98.], [101.], [102.], [108.] a [109.].

8.2.2 NLMS

Normalizovaný LMS (NLMS) algoritmus vznikl modifikací standardního LMS algoritmu. NLMS algoritmus aktualizuje koeficienty adaptivního filtru za použití následující rovnice:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n) \frac{\mathbf{x}(n)}{\|\mathbf{x}(n)\|^2}. \quad (8.9)$$

Je zřejmé, že NMLS algoritmus je téměř identický s jeho standardní variantou, algoritmem LMS, avšak zásadním rozdílem je jeho krok filtru $\mu(n)$, který je časově variabilní. Podrobnější popis a odvození naleznete např. v [98.],[101.],[102.], [108.] a [109.].

8.2.3 BLMS

Block LMS (BLMS) filtr implementuje adaptivní LMS filtr v tzv. blocích, kde se adaptace vah filtru objevuje vždy jednou pro každý blok vzorků. Namísto aktualizace vektoru filtru pro každý vzorek, jako je tomu u standardního LMS, dochází ke změně vektoru pro každý L-tý vzorek. Tento algoritmus poskytuje signifikantní snížení MSE při současné minimalizaci poškození signálu.

Vztah pro aktualizování vah vektoru zajišťuje následující rovnice:

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \mu \sum_{i=0}^{L-1} \mathbf{x}(kL+i) e(kL+i), \quad (8.10)$$

kde vztah indexu vzorku n a indexu bloku k je definován jako:

$$n = kL + i. \quad (8.11)$$

Tím dostává výstup filtru BLMS svou finální podobu, kterou popisuje rovnice:

$$y(k) = \mathbf{w}^T(k) \mathbf{x}(k). \quad (8.12)$$

Podrobnější popis a odvození naleznete např. v [134.].

8.2.4 DLMS

Zpožděný (Delayed) LMS algoritmus jsou používány v množství rozličných aplikací adaptivní filtrace díky své nízké výpočetní náročnosti a stabilitě. DLMS algoritmus byl představen za účelem minimalizace chyby mezi požadovaným signálem a výstupem lineárního filtru. Toho je docíleno rekurzivním nastavováním parametrů lineárního filtru.

Aktualizace vah filtru je popsána následujícími rovnicemi:

$$y_d(n) = \mathbf{w}^T(n-D) \mathbf{x}(n-D), \quad (8.13)$$

$$e_d(n) = d(n-D) - y_d(n-D), \quad (8.14)$$

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e_d(n) \mathbf{x}(n-D), \quad (8.15)$$

Kde D je celkové zpoždění vložené do chybové zpětnovazební smyčky LMS algoritmu. Při nulové hodnotě zpoždění D reprezentují výše zmíněné rovnice standardní LMS algoritmus.

Výhodou DLMS je vyšší míry propustnosti, ovšem za cenu nižší rychlosti konvergence v porovnání s klasickým LMS algoritmem a to zejména kvůli vloženému zpoždění D . Podrobnější popis a odvození naleznete např. v [135.], [136.].

8.3 Adaptivní filtry s rekurzivní optimální adaptací

Rekurzivní optimální adaptace je rekurzivní variantou výpočtu optimálních koeficientů dle MSE. Cílem procesu adaptace je minimalizace účelové funkce $\zeta(n)$. Základním rozdílem proti skupině MSE

adaptivních filtrů je vlastní statistické pojetí. Namísto vzorkovaných průměrů jsou zde využívány průměrné hodnoty časových veličin z časových vývojů.

Při práci jsou využívány průměrné hodnoty časových veličin z časových vývojů, namísto vzorkových průměrů, počítaných z několika realizací stejného náhodného procesu [108.].

Minimalizace účelové funkce $\xi(n)$ je dána následujícím vztahem:

$$\xi(n) = \sum_{k=1}^n \rho_n(k) e_n^2(k), \quad (8.16)$$

kde $\rho_n(k) = \lambda^{n-k}$.

Rovnice 8.16 obsahuje dva časové indexy n (vnější) a k (vnitřní) značené jako TI (Time Indexes), kde $k = 1, 2, 3, \dots, n$. RLS tedy představuje určitou verzi časového průměrování, přičemž při $k = 1$ začíná tento algoritmus pracovat. Obecně hodnoty jednotlivých signálů před časem $k = 1$ jsou považovány za nulové a vychází se pouze z n posledních souborů hodnot [18].

Parametr λ , který je označován jako koeficient zapomínání (Forgetting Factor), může nabývat hodnot $0 < \lambda < 1$. v praxi se hodnota tohoto koeficientu pohybuje blízko 1. Pokud $\lambda = 1$, odpovídá rov. 8.16 klasickému konceptu MSE s rostoucí pamětí a odhad se tudíž provádí bez zapomínání.

Efekt λ spočívá v postupném zapomínání starších údajů, přičemž nejvyšší váha je na posledním měření. Teoreticky je pro konvergenci parametrů nutné, aby se $\lambda = 1$, ale současně je kladen požadavek na citlivost algoritmu na změny parametrů (umožnění sledování změn), což vyžaduje, aby $\lambda < 1$. Těmito dvěma protichůdným požadavkům vyhovují proměnlivé faktory zapomínání.

Z rov. 8.16 je patrný princip časového průměrování. Struktura filtru zůstává stejná jako u MSE, pouze adaptivní proces je odlišný, a to vzhledem k použití průměrů. Pokud jsou aplikovány tzv. časové vývoje (proměnlivost v čase) RLS adaptivních filtrů na rov. 7.1, výsledkem je rovnice 8.17:

$$e(k) = d(k) - y(k) = d(i) - \mathbf{w}^t(n)\mathbf{x}(k). \quad (8.17)$$

V rov. 8.17 je názorně ukázáno, že jedinou veličinou, kterou je možno měnit pro dosažení minimalizace chybového signálu $e(k)$, je vektor koeficientů filtru $\mathbf{w}(n)$.

8.3.1 RLS

Je považován za základního představitele třídy rekurzivních adaptivních algoritmů založených na teorii Kalmanovy filtrace, časovém průměrování a metodě nejmenších čtverců. Jedná se o rekurzivní variantu výpočtu optimálních koeficientů dle MSE. Na rozdíl od výše zmíněného filtru LMS uvažuje hodnoty předchozích odhadů chyb a vstupní signálu jsou deterministické, kdežto u LMS algoritmu jsou stochastické.

RLS algoritmy vynikají především vynikajícími výkony při práci v časově proměnných prostředích a extrémně rychlou konvergencí. Na úkor těchto výhod s sebou negativita v podobě zvýšené výpočetní náročnosti a problémy se stabilitou.

Klasický RLS algoritmus provádí následující operace pro aktualizaci koeficientů adaptivního filtru:

1. Vypočítá výstupní signál adaptivního filtru dle následující rovnice:

$$y(k) = \mathbf{w}^T(k-1)\mathbf{x}(k). \quad (8.18)$$

2. Vypočítá chybu odhadu $e(k)$ za použití rovnice:

$$e(k) = d(k) - y(k). \quad (8.19)$$

3. Aktualizuje koeficienty filtru za pomoci vztahu, který popisuje následující rovnice:

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}^T(k) + e(k)\mathbf{K}(k), \quad (8.20)$$

kde $\mathbf{w}(k)$ je vektor koeficientů filtru, $\mathbf{K}(k)$ je vektor zisků, který je definován jako:

$$\mathbf{K}(k) = \frac{P(k)\mathbf{u}(k)}{\lambda + \mathbf{u}^T(k)P(k)\mathbf{u}(k)}. \quad (8.21)$$

Přičemž $P(k)$ je inverzní korelační matice vstupního signálu a její počáteční hodnota $P(0)$ má následující tvar:

$$P(0) = \begin{bmatrix} \delta^{-1} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \delta^{-1} & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \dots & \delta^{-1} \end{bmatrix} \quad (8.22)$$

Kde δ je regulační faktor. Standardní RLS algoritmus používá následující rovnici k aktualizaci této inverzní korelační matice:

$$P(k+1) = \lambda^{-1}P(k) - \lambda^{n-1}\mathbf{K}(k)\mathbf{u}^T(k)P(k). \quad (8.23)$$

4. Opakuje všechny zmíněné kroky pro další iteraci ($k+1$).

Výběr faktoru zapomínání λ závisí na množství vzorků k dle následujícího vztahu:

$$k = \frac{\lambda}{1-\lambda}. \quad (8.24)$$

V případě, že je analyzovaný signál stacionární, hodnota λ by měla být zvolena jako jedna. V opačném případě by λ měl být menší než jedna, aby bylo možné sledovat nestacionární složky signálů. Index výkonu bere v úvahu nejaktuálnější chyby, které byly vypočteny v poslední k -té iteraci. [137.]

8.3.2 FTF filtr

Rychlý Transverzální filtr (Fast Transverzal Filtr – FTF) vznikl z důvodu kompenzace nevýhod klasického RLS algoritmu, mezi které patří zejména jeho nesmírná výpočetní náročnost spojená s rychlostí konvergence. Jeho koncepce vychází strukturálně ze čtyř odlišných filtrů pracujících souběžně na jedné úloze.

Popis tohoto algoritmu je velice složitý, rozsáhlý a značně přesahuje rámec této práce. Detailnější popis a odvození tohoto algoritmu můžete nalézt například v [138.].

9 Hodnocení kvality filtrace

Měření kvality extrakce fEKG je založeno na odhadu podobnosti rekonstruovaných signálů s ideálními záznamy fEKG a také na minimalizaci nebo, v nelepším případě, úplné eliminaci rušení. V této práci budou představeny dva hlavní parametry, které jsou nápomocny při kontrole efektivnosti procesu extrakce. Prvním z nich je Odstup signálu od šumu (Signal to noise ratio – SNR), druhým pak Procentuální rozdíl střední kvadratické chyby (Percentage root-mean-square difference – PRD).

9.1 SNR

Vztah mezi signálem a šumem je popsán parametrem SNR. Pro hodnocení kvality pomocí tohoto parametru je zapotřebí určit jeho hodnotu jak před filtrací (SNR_{IN}), tak také po ní (SNR_{OUT}). Na základě těchto dvou hodnot, resp. jejich rozdílu, je pak možné sledovat zlepšení kvality filtrovaného signálu (jeho odstup od šumu) [139.].

Vztah pro výpočet SNR před filtrací je dán následující rovnicí:

$$SNR_{IN}(dB) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{ideal}(i)]^2}{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{vstup}(i) - sig_{ideal}(i)]^2} \right), \quad (9.1)$$

kde sig_{org} je signál požadovaný (roven ideálnímu fEKG) a sig_{vstup} je vstupní signál.

Stojí za zmínku, že v obecném případě je SNR definováno jako poměr signálu a šumu, tedy zlomkem, obsahujícím ideální podobu signálu v čitateli a rušivý signál ve jmenovateli. Jelikož rušení je v našem případě sumací zejména mateřské komponenty a jiných minoritních nežádoucích signálů (viz kapitola 5), je třeba výsledný šum získat subtrakcí signálu před filtrací a jeho ideální podobou. Za předpokladu, že všechny ostatní rušivé vlivy (síťový brum, EMG rušení apod.) byly odstraněny již ve fázi předzpracování, výsledkem této subtrakce by měl být pouze signál, který odpovídá simulovanému mEKG z hrudních svodů po průchodu nelineárním prostředím těla matky.

Pro výstupní hodnotu SNR pak platí:

$$SNR_{OUT}(dB) = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{ideal}(i)]^2}{\sum_{i=1}^{N-1} [sig_{výst}(i) - sig_{ideal}(i)]^2} \right), \quad (9.2)$$

kde sig_{ideal} značí žádaný signál (ideální fEKG) a sig_{rec} pak signál po průchodu adaptivním systémem.

Dle hodnoty rozdílu SNR_{IN} a SNR_{OUT} je možné hodnotit efektivitu představené adaptivní metody.

SNR stanovuje vztah mezi užitečným signálem (fEKG) a zbylými nežádoucími složkami (zejména mEKG). Je zřejmé, že výpočet hodnoty SNR je u reálných případů problematické, z důvodu chybějící referenční hodnoty žádaného fEKG signálu. Nicméně většina experimentů v této práci je prováděna pomocí syntetických dat, proto je také SNR jedním z hlavních objektivních kritérií pro hodnocení kvality.

9.2 PRD

PRD patří mezi ukazatele kvality často používané v kompresních technikách u klasického EKG (více např. v [61.]). Je tedy spojen zejména s vizuální kvalitou zkoumaného signálu v porovnání s jeho ideální hodnotou. Defínice vypadá následovně:

$$\text{PRD (\%)} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [x_{ideal}(i) - x_{výst}(i)]^2}{\sum_{i=1}^N x_{ideal}^2(i)}} \cdot 100, \quad (9.3)$$

kde x_{ideal} označuje požadovaný signál (ideální fECG) and $x_{výst}$ signál po průchodu adaptivním systémem.

Čím více se tato hodnota blíží nule, tím více jsou si oba signály podobné a filtrace je úspěšnější. Problémem tohoto parametru zůstává absence horní mezní hodnoty. To způsobuje problémy zejména pro porovnávání výsledků pro rozličné dvojice signálů, jelikož hodnota tohoto parametru závisí i na amplitudách těchto signálů [61.], [139.].

Z tohoto důvodu autorka ve své práci zohledňuje současně i další parametry, zejména pak SNR.

9.3 MSE a RMSE

Posledním představeným parametrem bude Mean square error (MSE) a jeho varianta Root mean square error (RMSE).

Prvotní statistickou mírou byl odhad střední nebo kvadratické chybové funkce. Ta se rozvinula do širokého využití odhadu střední kvadratické chyby jako měřítko úspěšnosti, ve zkrácené formě známé jako střední kvadratická chyba (mean square error – MSE). Tento parametr patří k užitečným nástrojům pro hodnocení predikce, který odráží stupeň přesnosti mezi filtrací získaným a originálním (ideálním) výstupem. Je defínován následovně:

$$\text{MSE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\text{sig}_{výst}(i) - \text{sig}_{ideal}(i))^2, \quad (9.4)$$

kde sig_{ideal} označuje originální signál (ideální fECG) and $\text{sig}_{výst}$ výstupní signál zkoumaného adaptivního systému.

MSE je často nahrazen RMSE, který je defínován jako:

$$\text{RMSE} = \frac{1}{n} \sqrt{\sum_{i=1}^n (\text{sig}_{výst}(i) - \text{sig}_{ideal}(i))^2}. \quad (10.5)$$

RMSE je parametrem, který značí míru rozdílu mezi hodnotami predikovanými modelem (ideálními hodnotami fECG) a hodnotami zaznamenanými po průchodu filtrem. Čím více se hodnota RMSE blíží nule, tím je zkoumaný systém přesnější.

10 Experimentální část

Na základě znalostí získaných z teoretické části práce, mohla autorka v praktické části překročit k realizaci cíle diplomové práce, kterým je návrh a realizace komplexního adaptivního systému pro potlačování „nežádoucího“ mEKG. Funkčnosti navrženého adaptivního systému bude ověřena nejen na syntetických, ale i reálných datech.

10.1 Metodika a popis prováděných experimentů

Experimentální část je rozdělena do tří částí lišící se zejména typem dat, které pro dílčí experimenty zvoleny:

1. Úvodní experimenty s jednoduchými syntetickými daty (podrobněji v kap. 11.2.1),
2. Experimenty s daty s reálným charakterem (podrobněji v kap. 11.2.2),
3. Experimenty s daty z klinické praxe (podrobněji v kap. 11.2.3).

V úvodní části jsou zkoumány základní vlastnosti vybraných algoritmů a jejich výpočetní náročnost, vliv nastavených parametrů na kvalitu filtrace apod. z důvodu snahy o obsáhnutí co největšího množství různých adaptivních algoritmů byly nejdříve využity filtry již obsažené v knihovně prostředí MATLAB® (DSP System Toolbox – Filter Implementation – Adaptive Filters). Na základě jejich chování a vlastností pak byly vybráni zástupci z rodiny RLS i LMS algoritmů. Tyto algoritmy byly následně implementovány dle matematického popisu obsaženém v kap. 9. Jejich funkčnost byla následně ověřena na těchto jednoduchých syntetických datech. v experimentech v druhé a třetí části jsou využívány pouze algoritmy realizované autorkou.

Ve všech částech, kde je to možné, je kvalita filtrace posuzována zejména na základě objektivních parametrů (viz Kapitola 10). Subjektivní kontrola je využita pouze u experimentů s reálnými záznamy, kde je možná pouze vizuální kontrola z důvodu chybějící referenční hodnoty.

10.2 Signály použité pro experimenty

Jak již bylo zmíněno, této práci byly použity tři druhy signálů. Následující podkapitoly obsahují jejich bližší specifikaci.

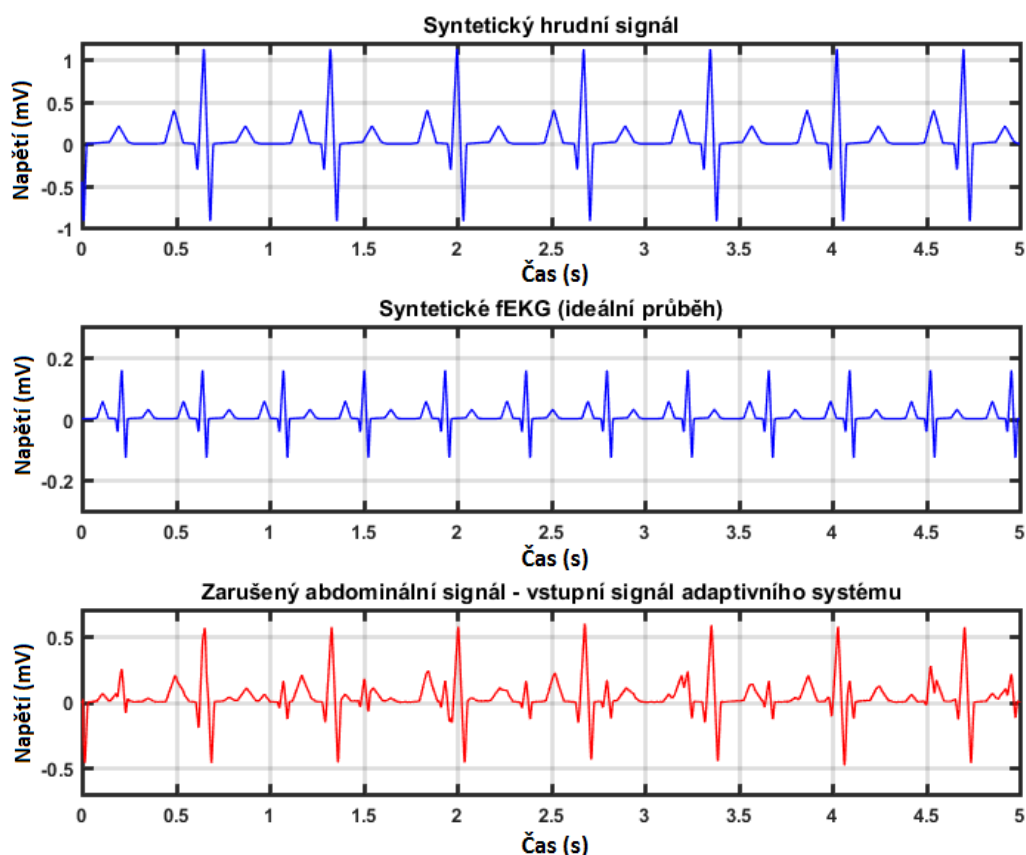
10.2.1 Jednoduché syntetické signály

Nejdříve byla použita jednoduchá syntetická data vygenerovaná pomocí softwarového prostředí MATLAB (viz Ukázka kódu 1). Syntetické zkraslené abdominální signály byly vytvořeny z ideálních průběhů plodového EKG a hrudních signálů matky, které byly fázově zpožděny pomocí FIR filtru 50. řádu. Tím bylo napodobeno působení těla matky během přechodu signálu mezi jejím srdcem (hrudní částí) a břišní stěnou.

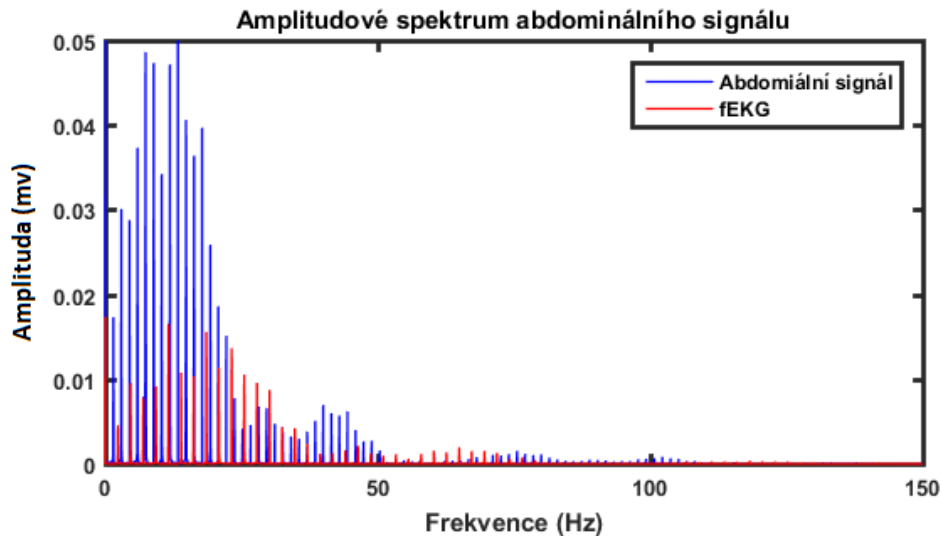
Ukázka kódu 1:

```
%syntetické signály HE1 a HE2 (hrudní elektrody) - „čisté“ mEKG
del = round(2700*rand(1)); %zpoždění
%Vytvoření signálu z hrudní elektrody („čisté“ mEKG)
x1_HE2 = 1.2*ecg(2700).'; %random EKG
y1_HE2 = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x1_HE2), 0,21); %vyhlazování
HE2 = y1_HE2(n + del);
%Vytvoření signálů z abdominální elektrody:
x2_BE2_ideal = 0.17*ecg(1725); %random EKG
y2_BE2_ideal = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x2_BE2_ideal),0,17); %vyhlazování
BE2_ideal=y2_BE2_ideal(n + del); %ideální fEKG - reference pro výpočty
%vytvoření "reálného" abdominálního EKG (fEKG zarušeno mEKG):
Wopt_BE2 = fir1(50, 0.4); %FIR filtr - imitace působení těla
%vytv.záznamu na BE2 = směsice zpožděného mEKG,fEKG
d_BE2 = filter(Wopt_BE2,1,HE2/2) + BE2_ideal + 0.002*randn(size(HE2));
```

Obrázek 33 zobrazuje časové průběhy těchto syntetických signálů, zatímco Obrázek 34 zobrazuje abdominální signál a ideální fEKG ve frekvenční doméně. Je nutné poznamenat, že tyto signály jsou značně zidealizované, proto jsou určeny pouze pro úvodní experimenty. Tento typ dat je běžně využíván k ověřování metod určených k odstraňování rušivého mEKG a byl vytvořen na základě dostupných zdrojových kódů pro tuto problematiku v [140].



Obrázek 33: Časové průběhy syntetických dat používaných pro první část experimentů

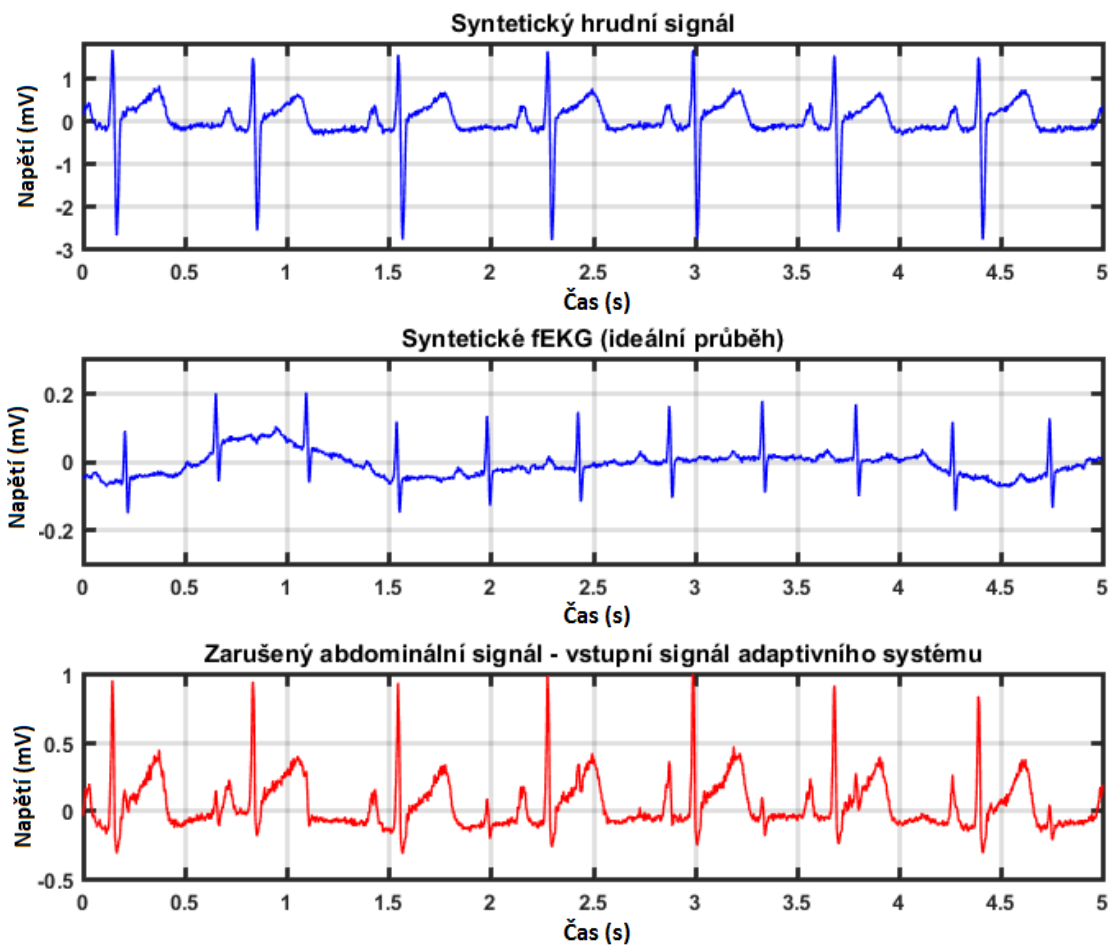


Obrázek 34: Amplitudové spektrum modelovaného abdominálního signálu a ideálního fEKG

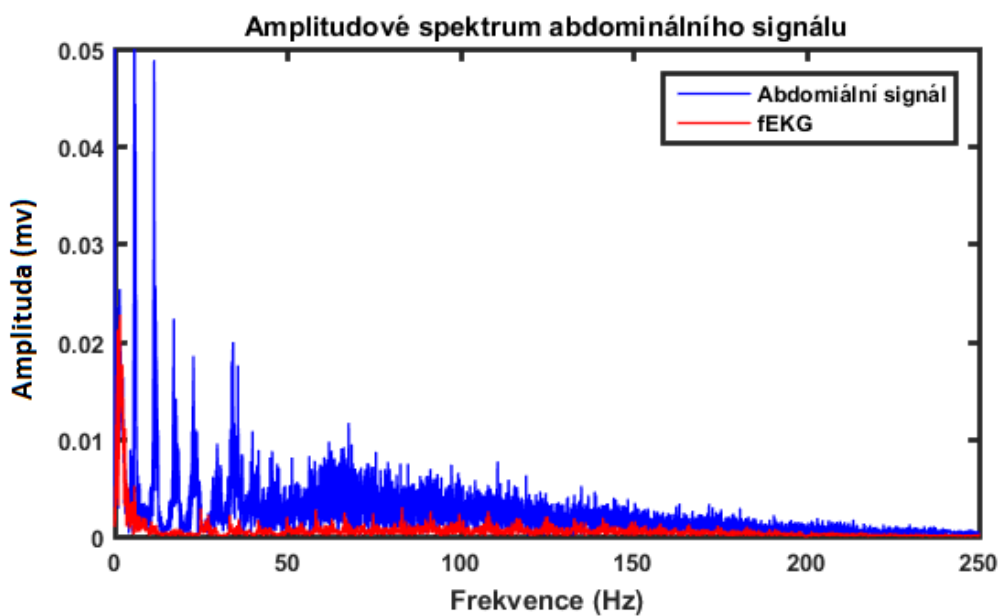
10.2.2 Syntetické signály s reálným charakterem

Signály představené v předchozí podkapitole jsou díky své jednoduchosti vhodné k úvodním experimentům pro rychlé získání představy o chování jednotlivých algoritmů. Jsou ovšem značně zidealizované a příliš se nepodobají reálným signálům, které jsou ovlivněny zejména nelineárním prostředím lidského těla.

Pro druhou část experimentů bylo třeba vytvořit vstupní data, která by se více podobala datům reálným. Autorka využila unikátní možnost provádět experimenty pomocí syntetických signálů, které byly vygenerovány pomocí generátoru představeného v práci Martinka a kol. v [16.]. Tento generátor umožňuje vytvoření signálů, které se svými vlastnostmi téměř neliší od reálných signálů (viz Obrázek 35 a 33). Zároveň však poskytuje referenční hodnoty jak mateřského, tak plodového signálu pro následné hodnocení kvality provedené filtrace.

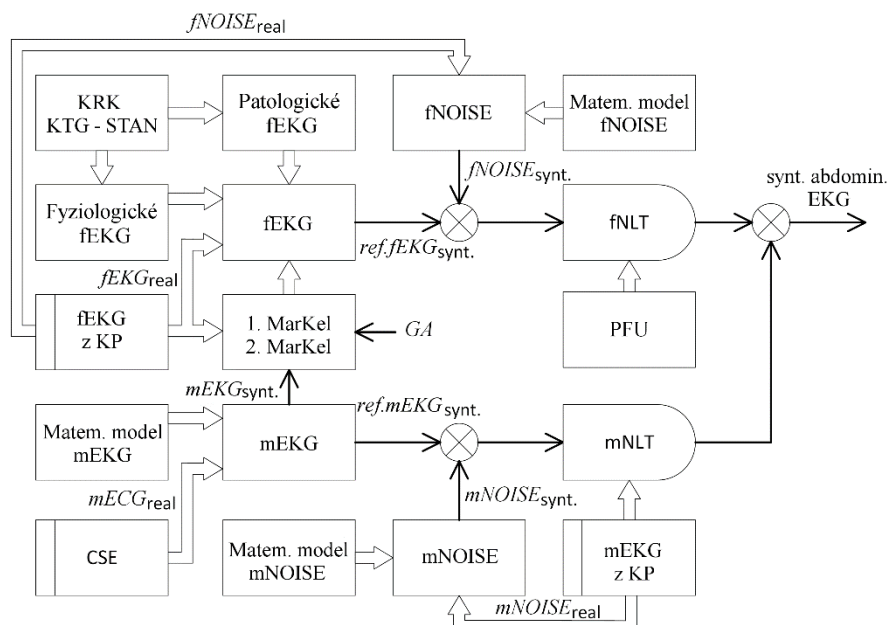


Obrázek 35: Časové průběhy vygenerovaných signálů s reálným charakterem



Obrázek 36: Spektrum vygenerovaného zarušeného abdominálního signálu a ideálního fEKG

Tento generátor byl vytvořen na základě Hermittových funkcí (více například v [141.]). Blokový diagram na Obrázek 37 znázorňuje, jakým způsobem tento vícekanálový generátor modeluje a generuje fEKG nebo mEKG za předpokladu výběru správné kombinace parametrů signálu. KRK reprezentuje klinická doporučení pro klasifikaci EKG, NLT – nelineární transformaci, PFU – pozici plodu v děloze a KP – klinickou praxi.



Obrázek 37: Zjednodušený blokový diagram generátoru fEKG

Ideální syntetický mateřský signál, $mEKG_{synt.}$, může být generován za použití vybraných matematických modelů, stejně jako reálných záznamů z hrudních svodů matky, $mEKG_{reál.}$. Referenční syntetický signál $refEKG_{synt.}$ (jak fyziologický, tak patologický) byl modelován za použití prvního a druhého MarKelova koeficientu, stanoveném na základě na statistické analýzy reálných fEKG záznamů z klinické praxe.

Rušení signálu $ref.mEKG_{synt.}$ je modelováno na základě reálných záznamů z klinické praxe ($mNOISE_{reál.}$) a rušení vytvořené pomocí matematického modelu ($mNOISE_{synt.}$). To samé platí i pro modelování plodových syntetických signálů. Rušení signálu $ref.fEKG_{synt.}$ je tedy modelováno na základě reálných záznamů ($fNOISE_{reál.}$) a na rušení vytvořené pomocí matematického modelu ($fNOISE_{synt.}$). Lidské tělo ovlivňuje snímaný signál. Způsobuje tak různá zpoždění, artefakty či rušení. Tyto vlivy byly modelovány za použití nelineárních funkcí fNLT a mNLT.

Mezi výstupy vícesvodového abdominálního fEKG generátoru patří primárně syntetické abdominální EKG signály, které obsahují smíšený fEKG a mEKG signál a rušení. Dalšími generovanými signály jsou pak referenční fEKG a mEKG.

Tato data mají tedy téměř reálný charakter, avšak umožňují objektivní hodnocení díky tomu, že obsahují referenční signály (mEKG, ideální fEKG atd.), které jsou nezbytné k výpočtu parametrů hodnocení kvality (SNR, PRD, RMSE).

10.2.3 Reálné signály z klinické praxe

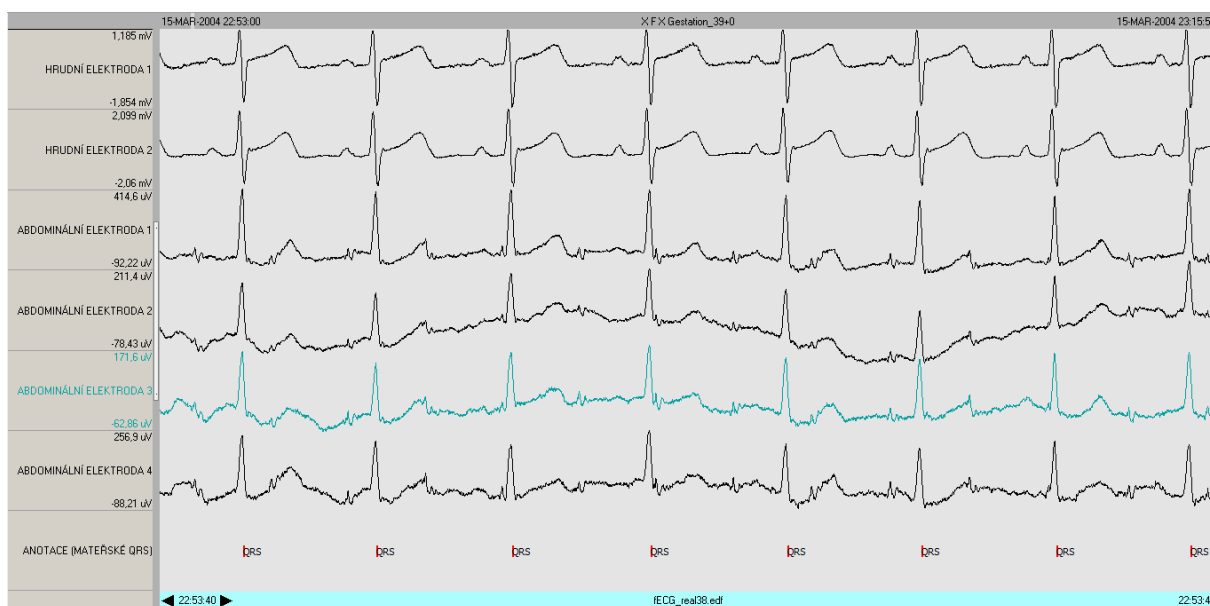
V poslední části pak byly použity reálné signály, které byly získány z veřejně dostupné databáze společnosti PhysioNet (viz [13.]). Tato databáze obsahuje série 55 vícekanálových abdominálních záznamů fEKG, které byly naměřeny na jednou subjektu mezi 21. a 40 týdnem těhotenství.

Informace o záznamech z databáze:

- 2 hrudní signály.
- 4 (výjimečně 3) abdominální signály.
- Pozice elektrod byly přemístovány za účelem zlepšení SNR.
- Analogový zesilovač obsahoval aktivovaným 50Hz Notch filtrem.
- Ag-AgCl převodník.
- Šířka pásma: 0.01Hz-100Hz (synchronní vzorkování všech signálů).
- Vzorkovací frekvence: 1kHz.
- Rozlišení: 16 bitů.

U těchto signálů je již bohužel možné pouze hodnocení subjektivní, a to z důvodu chybějícího ideálního průběhu plodového fEKG, které by sloužilo jako referenční hodnota pro výpočet parametrů hodnocení kvality filtrace.

Měření bylo prováděno pomocí čtyř abdominálních elektrod umístěných na břišní stěně matky. Jejich rozložení odpovídalo rozložení např. na obr. 2, 3a a 19, používané i u komerčně dostupného přístroje Monica AN24. Referenční elektroda byla umístěna na stehně.



Obrázek 38: Ukázka reálných záznamů pro gestační věk 39 týdnů z databáze PhysioNet [13.]

10.3 Úvodní experimenty se syntetickými daty

Experimenty byly nejdříve prováděny pro algoritmy rodiny LMS (LMS, NLMS, DLMS a BLMS) a také rodiny RLS (RLS a FFT), které jsou obsaženy v knihovnách softwarového prostředí MATLAB.

V rámci těchto experimentů byl použit výše popsáný vstupní signál, který obsahoval jak mateřskou, tak plodovou komponentu. Tento signál byl společně s odpovídajícím ideálním fEKG signálem použit pro výpočet vstupních parametrů kvality.

Každý z adaptivních algoritmů pro extrakci fEKG byl následně aplikován na vybraný syntetický signál. Výstupní signál byl po průchodu adaptivním systémem opět použit pro výpočet parametrů hodnocení kvality. Důraz byl kladen zejména na hodnotu parametru PRD, která by měla být co nejnižší, avšak při současném zachování kladné hodnoty SNR. V tomto případě je totiž dosaženo toho, že vzhled výstupního signálu se maximálně blíží podobě ideálního fEKG a velikost rušení je menší než daný užitečný signál. Vedle těchto dvou hlavních parametrů se sleduje i hodnota RMSE, která by se měla co nejvíce blížit nule.

10.3.1 Algoritmy rodiny LMS

Experimenty byly prováděny pomocí algoritmů již obsažených v knihovnách prostředí MATLAB® (DSP System Toolbox – Filter Implementation – Adaptive Filters).

Použití těchto funkcí je snadné (viz Ukázka kódu 2), ovšem volba správné kombinace jejich nastavovaných parametrů (velikost kroku, délka filtru) se ukázala být problematická. v MATLAB nápovědě je uvedeno, že velikost kroku (μ) je defaultně nastavena na 0,1 a délka filtru (M) 10. Nicméně v případě extrakce fEKG je toto nastavení značně nevhodné, proto byla úvodní snaha autorky nalézt ideální kombinaci obou parametrů pro vybrané filtry.

Ukázka kódu 2:

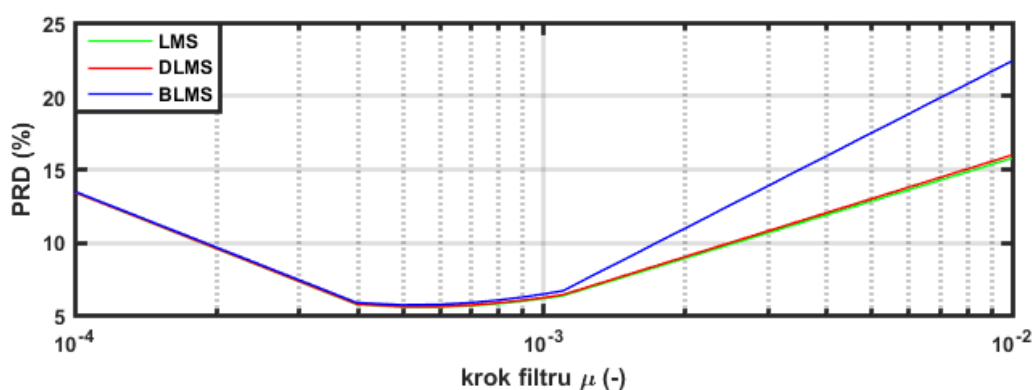
```
h1 = adaptfilt.lms(35,0.0006); % LMS algoritmus
[y1,e1] = filter(h1,x2,d2);
h2 = adaptfilt.blms(35,0.0007); % BLMS algoritmus
[y2,e2] = filter(h2,x2,d2);
h3 = adaptfilt.dlms(35,0.0007); % DLMS algoritmus
[y3,e3] = filter(h3,x2,d2);
h4 = adaptfilt.nlms(30,0.1,1,30); % NLMS algoritmus
[y4,e4] = filter(h4,x2,d2);
```

V první fázi experimentů byla zvolena konstantní hodnota pro délku filtru $M = 30$, zatímco hodnota kroku μ se měnila. Konstanta byla zvolena experimentálně, jelikož v této oblasti vykazovaly všechny algoritmy nejlepší výsledky. v oblasti, kde byl parametr PRD nejmenší a SNR kladné (filtrace byla nejvíce efektivní), byl tento krok zvyšován minimálně, aby bylo možné co nejpřesněji určit ideální hodnotu tohoto nastavení. Tabulka 7 shrnuje výsledky této úvodní fáze. Pro každý filtr tak byl nalezen optimální krok μ při délce filtru nastaveném na hodnotu 30. Pro DLMS a BLMS filtr se ideální hodnota zdá být 0,0007; zatímco u klasického LMS filtru je to 0,0006.

Tabulka 7: Výsledky pro konstantní délka filtru a variabilní krok filtru μ

μ (-)	Název filtru								
	LMS			DLMS			BLMS		
	SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)
0,0001	-0,528	13,376	0,012	-0,530	13,393	0,012	-0,536	13,45	0,012
0,0004	-0,081	5,71	0,008	-0,085	5,737	0,008	-0,103	5,835	0,008
0,0005	-0,034	5,533	0,008	-0,039	5,566	0,008	-0,06	5,684	0,008
0,0006	0,003	5,533	0,008	-0,003	5,572	0,008	-0,026	5,713	0,008
0,0007	0,034	5,624	0,008	0,027	5,670	0,008	0,002	5,835	0,008
0,0008	0,061	5,765	0,008	0,053	5,817	0,008	0,026	6,008	0,008
0,0009	0,084	5,934	0,008	0,076	5,992	0,008	0,047	6,209	0,008
0,001	0,105	6,117	0,009	0,097	6,182	0,008	0,066	6,424	0,009
0,0011	0,124	6,308	0,009	0,116	6,378	0,009	0,083	6,645	0,009
0,01	0,673	15,725	0,013	0,650	15,935	0,014	0,292	22,366	0,016
0,5	Nestabilní			Nestabilní			Nestabilní		
1	Nestabilní			Nestabilní			Nestabilní		

Je zřejmé, že i nepatrná změna kroku filtru μ má na kvalitu filtrace zásadní vliv. Pro zdůraznění a zpřehlednění výsledků z Tabulky 7 byl vykreslen graf závislosti kvality filtrace (vyjádřené velikostí procentuální chyby filtrace – parametrem PRD) na velikosti μ pro představené filtry rodiny LMS. U všech testovaných filtrů je pozorována stejná pracovní oblast (místo s nejnižší hodnotou PRD), ve které se také nachází optimální krok vyznačený v Tabulce 7.



Obrázek 39: Závislost kvality filtrace na velikosti kroku μ

Po nalezení optimálního kroku μ bylo možno přejít k druhé experimentální fázi, a to nalezení optimální délky filtru. Krok μ nyní zůstal neměnný, zatímco docházelo k modifikaci délky filtru. Navíc byl také měřen čas, který je potřebný k provedení filtrace a vypovídá o výpočetní náročnosti každého z algoritmů.

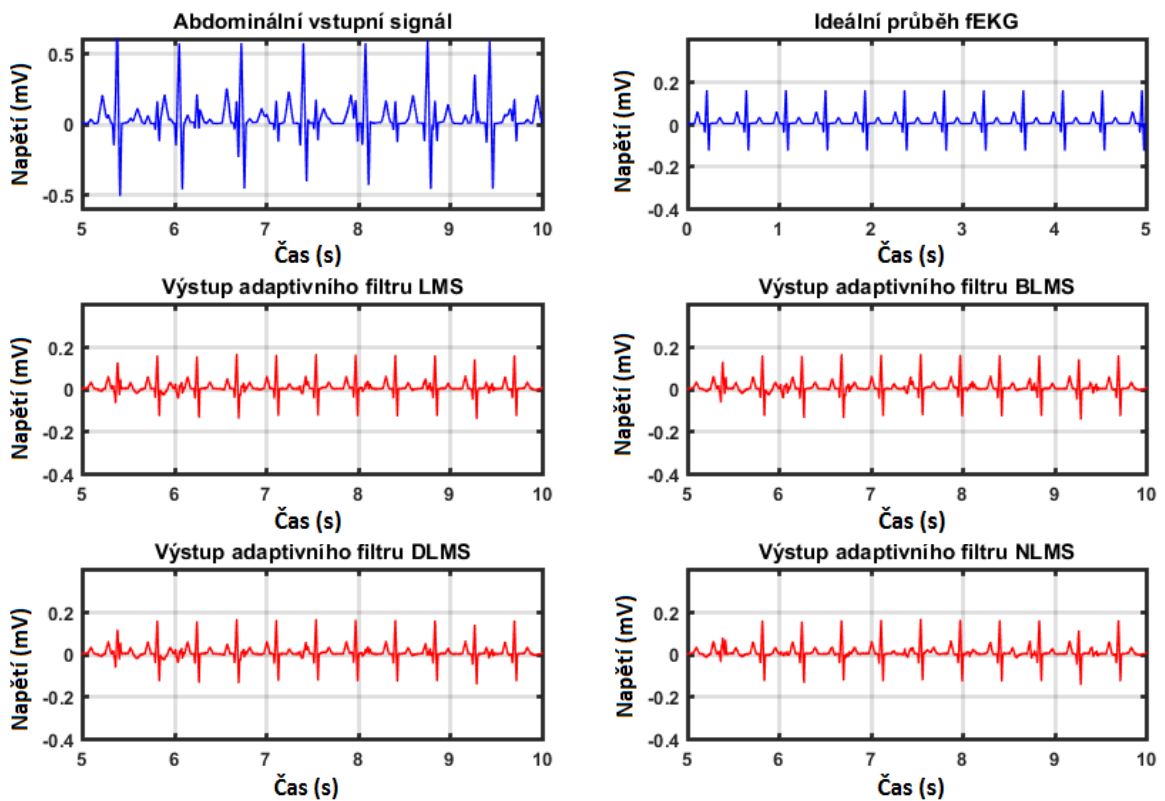
Tabulka 8 shrnuje výsledky výše popsaného postupu. Lze pozorovat, že pro délku filtru menší než 10 jsou objektivní parametry výrazně zhoršené (PRD vysoké, SNR záporné), což svědčí o nestabilitě

adaptivního systému v této oblasti. Pro oblast vyšších délek filtru se kvalita filtrace zlepšuje, přičemž nejlepších výsledků dosahuje v oblasti hodnoty M mezi 30 a 40. Pro vyšší délky filtru narůstá velikost SNR, což svědčí o zmenšování velikosti šumu. Zároveň však opět narůstá velikost parametru PRD, což bohužel svědčí o postupné ztrátě podobnosti výsledného signálu s ideálním tvarem fEKG signálu. To může znamenat, že filtr potlačuje šum za cenu deformace užitečného signálu. Jelikož je tento biosignál používán k diagnostice, každá změna morfologie by mohla mít fatální následky v podobě chybné diagnostikované hypoxie vedoucí ke zbytečnému provedení císařského řezu.

Tabulka 8: Souhrn výsledků pro nalezený optimální krok filtru

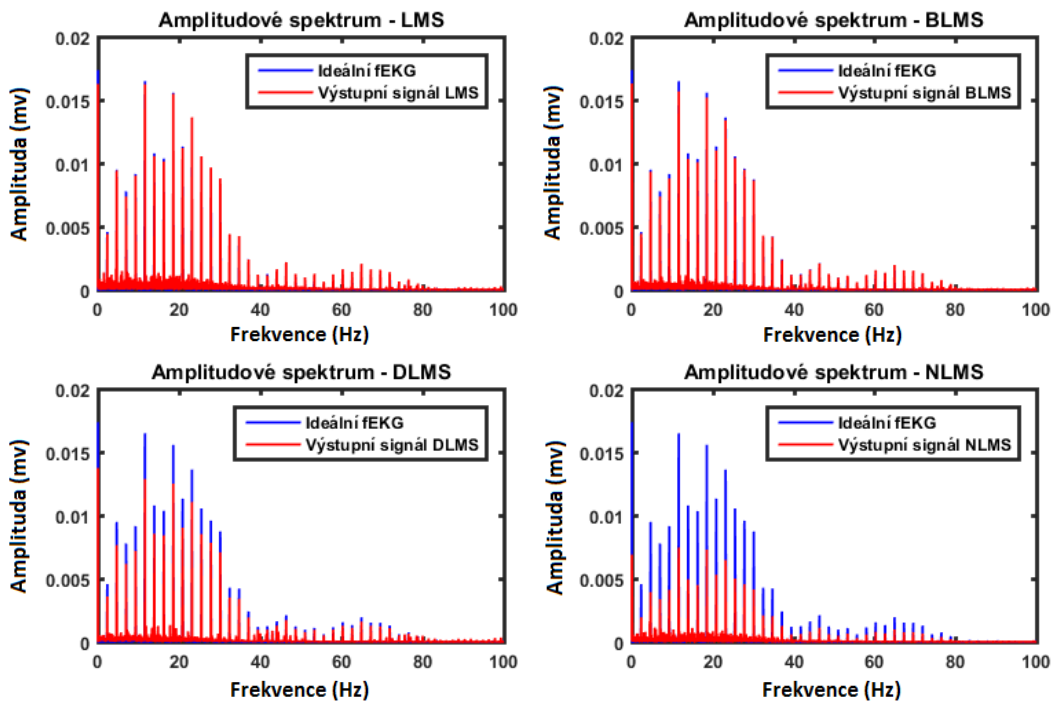
Délka filtru (-)	Název filtru											
	LMS $\mu=0.0006$			NLMS $offset=10, \mu=0.1$			DLMS $\mu=0.0007$			BLMS $\mu=0.0007$		
	SNR (dB)	PRD (%)	Čas (s)	SNR (dB)	PRD (%)	Čas (s)	SNR (dB)	PRD (%)	Čas (s)	SNR (dB)	PRD (%)	Čas (s)
1	-6,178	305,856	7,422	-5,995	291,558	13,123	-6,149	303,332	6,954	-6,153	303,674	0,934
5	-5,262	230,978	8,245	-4,185	163,086	9,211	-5,215	227,617	8,810	-5,234	228,879	1,082
10	-3,234	108,863	8,224	-1,374	42,680	9,176	-3,051	100,552	8,747	-3,076	101,452	1,133
15	-1,415	38,980	8,280	-0,491	20,756	9,192	-1,292	35,546	8,815	-1,321	36,100	1,168
20	-0,580	16,592	8,302	-0,051	12,805	9,341	-0,522	15,594	8,822	-0,551	15,975	1,297
25	-0,184	8,362	8,325	0,193	9,696	9,461	-0,150	8,149	8,839	-0,176	8,381	1,360
30	0,003	5,533	8,292	0,302	9,316	9,321	0,027	5,670	9,340	0,002	5,835	1,375
35	0,077	5,199	8,414	0,348	9,984	9,417	0,096	5,511	8,871	0,069	5,695	1,337
40	0,103	5,703	8,325	0,379	10,753	9,342	0,121	6,075	8,888	0,090	6,306	1,334
50	0,133	6,562	8,511	0,441	12,099	9,379	0,152	6,969	9,098	0,116	7,264	1,442
75	0,206	8,140	8,568	0,580	15,198	9,479	0,229	8,714	9,179	0,182	9,120	1,679
100	0,282	9,748	8,661	0,696	18,138	9,659	0,308	10,458	9,610	0,252	10,957	1,869
150	0,433	13,063	8,759	0,924	22,966	9,858	0,468	14,043	9,442	0,396	14,785	2,345
200	0,557	15,459	9,725	1,103	27,077	10,727	0,593	16,581	10,803	0,505	17,466	2,859

Obrázek 40 obsahuje příklady syntetických signálů před a po aplikaci každého z filtrů s navrhovaným optimálním nastavením. Pro vizuální kontrolu kvality filtrace jsou k těmto průběhům vykresleny i odpovídající ideální průběhy fEKG.



Obrázek 40: Vykreslené časové průběhy vstupů a výstupů filtrů rodiny LMS a ideálního průběhu fEKG

Subjektivní vizuální kontrola časových průběhů ukazuje úspěšné potlačení mateřské složky, čímž se jen potvrzují výsledky měření dle objektivních parametrů (viz Tabulka 1). Obrázek 41 obsahuje spektra signálů před a po filtraci, které potvrzují redukcí rušení i ve frekvenční oblasti.



Obrázek 41: Amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů testovaných filtrů rodiny LMS

Tabulka 9 shrnuje navrhované nastavení pro vybrané filtry obsažené v knihovně ,adaptfilt‘ softwaru MATLAB, získané na základě výsledků v Tabulce 6 a 7.

Tabulka 9: Doporučené nastavení pro testované druhy filtrů

Filtr	Parametry filtru	
	μ	M
LMS	0.0006	30
NLMS	-	35
DLMS	0.0007	30
BLMS	0.0007	30

Na základě výsledků první části experimentů lze konstatovat, že nejlepších výsledků dosahuje BLMS filtr, který ostatní algoritmy překonává zejména rychlostí filtrace při zachování stejné (nebo i vyšší) kvality výstupního signálu. Naopak nejméně vhodný je NLMS filtr. Rychlost filtrace je rapidně nižší a její kvalita daleko zaostává za dalšími použitými algoritmy.

Kvalita filtrace hodnocená objektivními kritérii se zdá být největší v případě LMS filtru. Jeho největší nevýhodou je čas potřebný k provedení extrakce fEKG. Ta však může být odstraněna při vlastní implementaci algoritmu.

10.3.2 Algoritmy rodiny RLS

Stejný postup byl proveden i pro algoritmy rodiny RLS, tedy FTF a RLS. v případě RLS algoritmu byl zkoumán vliv parametru M a koeficientu zapomínání λ . Výsledky shrnuté v tabulce 9 ukazují, že filtrace je neúčinnější při parametru M o velikosti 30. Rozdíl mezi výsledky při $\lambda = 1$ se pro vyšší hodnotu M výrazně neliší, ovšem při vyšších hodnotách M a nejednotkovém koeficientu zapomínání se filtr stává nestabilním, což jasně ukazuje rapidní zvýšení parametru PRD, resp. snížení SNR.

Tabulka 10: Výsledky pro RLS algoritmus

M	$\lambda = 1$				$\lambda = 0,99$			
	SNR	PRD	RMSE	čas	SNR	PRD	RMSE	čas
1	-5,959	287,774	0,058	13,615	-5,519	283,981	0,057	14,068
5	-1,134	26,470	0,017	12,507	0,346	55,422	0,025	13,401
10	-0,422	9,260	0,010	13,589	-3,323	167,684	0,044	14,216
20	-0,021	1,410	0,004	13,149	-15,104	3010,240	0,186	14,235
30	0,010	1,166	0,004	13,617	-20,134	9026,869	0,323	13,811
40	0,013	1,245	0,004	17,192	-21,722	12449,508	0,379	14,737
50	0,016	1,305	0,004	18,059	-22,805	15353,384	0,421	16,755
75	0,025	1,490	0,004	32,989	-25,418	24396,039	0,530	31,248
100	0,032	1,661	0,004	48,864	-28,030	36010,595	0,644	51,448

Pro FTF filtr byl vyzkoušen vliv parametru delta a M . Na základě předchozích měření u algoritmu RLS V Tabulce 9, byl nastaven koeficient zapomínání na velikost 1. z hlediska hodnot objektivních

parametrů (viz Tabulka 10) bylo zvoleno optimální δ o velikosti 0,01, které bylo použito pro další testování vedoucí k nalezení optimální hodnoty parametru M .

Tabulka 11: Výsledky pro FTF algoritmus, konstantní $M = 10$ a $\lambda = 1$

δ	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
1	-0,343	11,2163	23,248	0,016	39,032
0,5000	-0,259	11,3003	24,236	0,017	38,307
0,1000	-0,310	11,2493	12,313	0,012	38,214
0,0500	-0,260	11,2993	16,302	0,014	38,131
0,0100	-0,262	11,2973	6,319	0,009	38,439
0,0050	-0,195	11,3643	17,420	0,014	38,686
0,0010	-0,394	11,1653	8,706	0,010	38,344
0,0005	-0,394	11,1653	8,702	0,010	38,337
0,0001	-0,473	11,0863	53,344	0,025	39,145
0,00005	-0,319	11,2403	7,539	0,009	40,475
0,00001	-0,394	11,1653	8,699	0,010	41,569

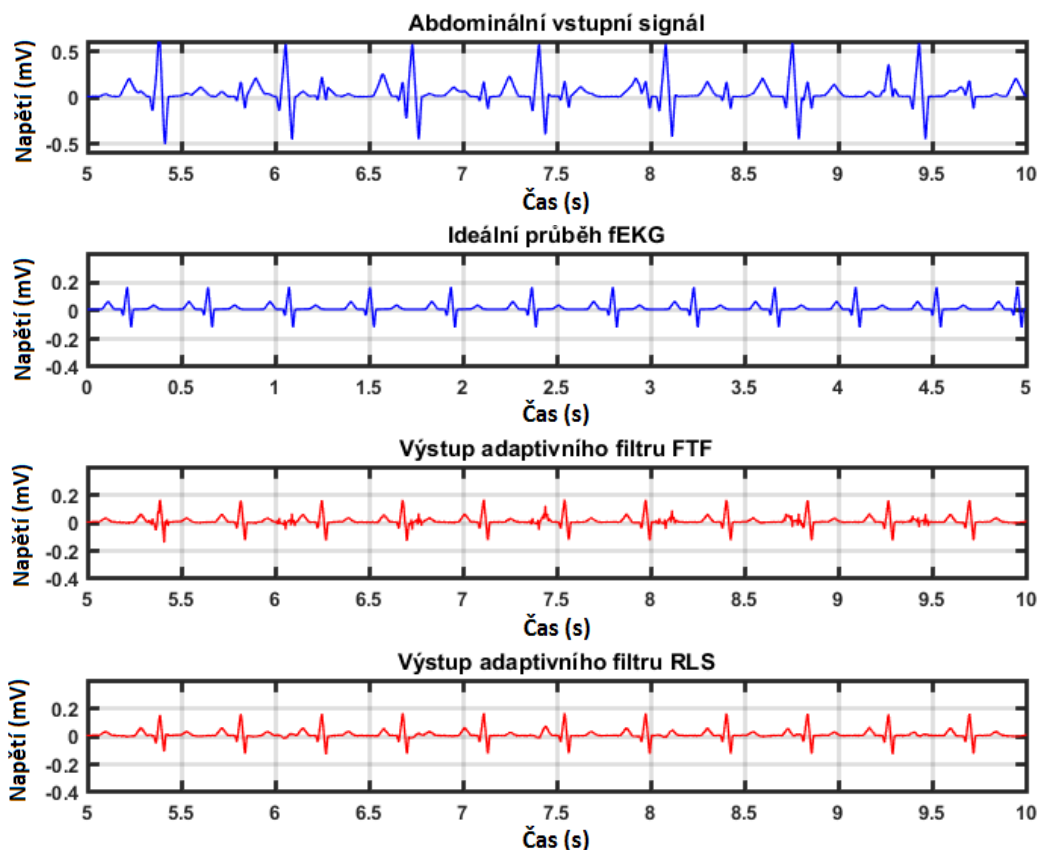
V poslední části měření byla nastavena optimální hodnota delta z předchozího kroku, při stejné velikosti koeficientu zapomínání $\lambda = 1$. Výsledky shrnuté v Tabulce 11 ukazují, že optimální nastavení parametru $M = 15$.

Tabulka 12: Výsledky FTF pro konstantní parametry $\delta = 0,01$ a $\lambda = 1$

M	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
1	-5,946	5,613	298,001	0,059	31,435
3	-1,142	10,417	50,592	0,024	38,462
5	-0,707	10,852	16,196	0,014	37,796
10	-0,262	11,297	6,319	0,009	38,671
14	-0,054	11,505	11,421	0,011	38,764
15	-0,068	11,491	3,342	0,006	37,793
16	-0,009	11,550	10,765	0,011	39,779
20	0,051	11,610	13,199	0,012	38,519
40	0,167	11,726	31,591	0,019	38,764
50	0,167	11,726	26,710	0,018	39,398
75	0,233	11,792	39,391	0,021	39,980
100	0,260	11,819	43,599	0,022	40,769
150	0,337	11,896	51,901	0,024	41,451
200	0,272	11,831	46,279	0,023	42,667

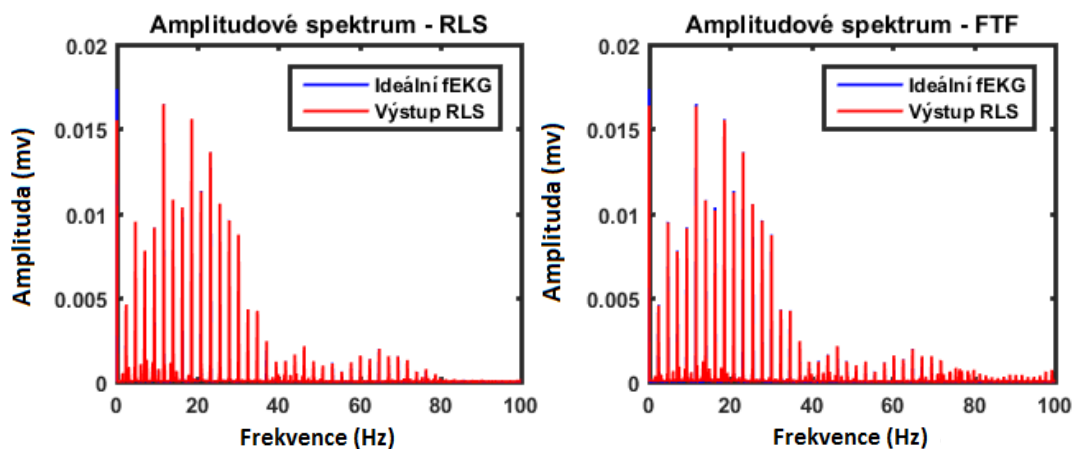
Hodnoty parametrů pro objektivní hodnocení kvality filtrace ukazují, že RLS algoritmus je pro filtraci abdominálního signálu účinnější než FTF algoritmus. To potvrzuje i vizuální kontrola vykreslených signálů (viz Obrázek 42).

Stojí za zmínku, že ani čas potřebný k filtraci není u FTF nižší, i když jeho hlavní předností by mělo být právě snížení výpočetní náročnosti. Pro potřeby estimace plodového signálu bude v dalších krocích použit pouze RLS algoritmus.



Obrázek 42: Srovnání výsledků RLS a FTF algoritmu se zarušeným a ideálním abdominálním fEKG

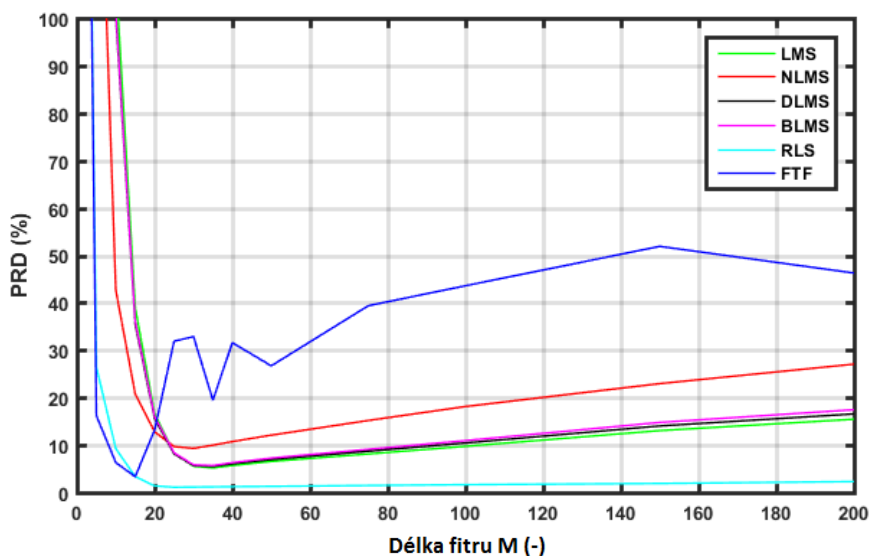
Průběhy signálů na obr. 42 jsou si morfoloicky velice podobné, což potvrzují údaje z tabulek 9 a 11. Úspěšnost filtrace je znatelná nejen v časové, ale i ve frekvenční oblasti. Obrázek 43 obsahuje vykreslená spektra ideálních signálů v porovnání se signály po výstupu z adaptivních systémů. Spektra jsou téměř totožná, mateřská složka byla ve výstupním signále úspěšně potlačena.



Obrázek 43: Amplitudová spektra signálů po aplikaci RLS a FTF filtru v porovnání ideálním fEKG

10.3.3 Porovnání představených filtrů

Pro názornost byla na závěr porovnána účinnost všech výše testovaných filtrů (reprezentována velikostí parametru PRD) v závislosti na hodnotě nastavené délky filtru M (viz Obrázek 44).

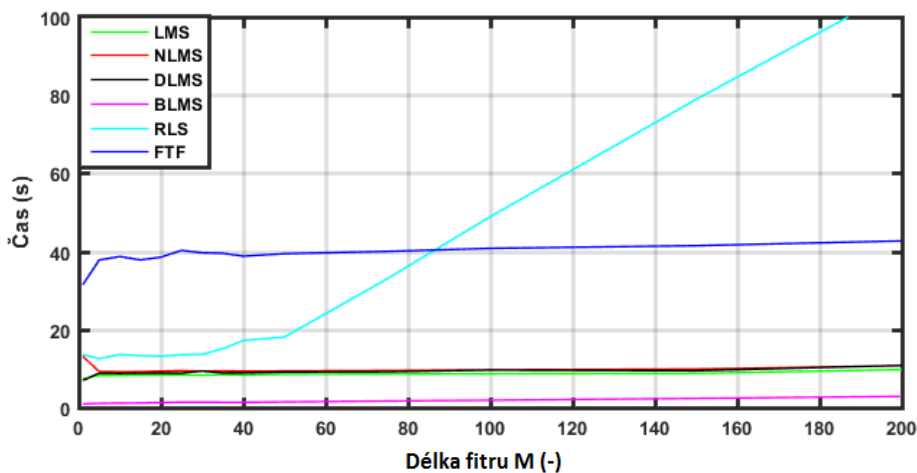


Obrázek 44: Porovnání kvality testovaných filtrů v závislosti na velikosti délky filtru

Z tohoto porovnání vyplývá, že filtry rodiny LMS mají velice podobné vlastnosti, obzvláště pak trojice LMS, DLMS a BLMS. Filtr NLMS má pracovní oblast posunutou směrem k nižší délce filtru M než zbývající algoritmy typu LMS. Kvalita filtrace pomocí tohoto algoritmu navíc klesá se zvyšující se hodnotou M (procentuální chyba filtrace roste). Ze tří zbývajících vykazuje nepatrně lepší výsledky standardní filtr LMS. Obr. 45 ukazuje, že čas potřebný k filtraci není velikostí M výrazně ovlivněn.

V případě filtrů rodiny RLS je tomu opačně. Chování obou filtrů se shoduje pouze pro nízké hodnoty délek filtru, ovšem pro vyšší hodnoty nastavené délky M je FTF filtr nestabilní a kvalita jeho filtrace značně kolísá. Standardní RLS filtr si oproti tomu udržuje velikost chyby filtrace na téměř stejné úrovni i pro zvyšující se hodnotu M . Cenou za tuto stabilitu je ovšem neúměrně narůstající čas potřebný pro filtraci (viz. Obrázek 45).

Výběr dvou zástupců pro implementaci je tedy očividný – pro implementaci byl vybrán LMS a RLS algoritmus. V dalších experimentech již budou využívány pouze tyto vlastní algoritmy.



Obrázek 45: Vykreslení času potřebného k filtraci testovaných filtrů v závislosti na velikosti M

10.3.4 Vlastní implementace algoritmů

Na závěr byl proveden stejný postup pro testování kódů, které nebyly vytvořeny pomocí knihoven MATLAB, ale vlastní implementací zástupce z obou skupin (LMS a RLS) algoritmů odvozených dle vztahů z kapitoly 9. Autorka si pro implementaci vybrala standardní LMS a RLS algoritmus.

Dle výsledků z předchozí podkapitoly má LMS algoritmus srovnatelné výsledky v porovnání s ostatními algoritmy ze stejné skupiny, při mnohem jednodušší implementaci, kterou můžete vidět na Ukázce z kódu 2. LMS algoritmus byl tedy z tohoto důvodu zvolen pro implementaci a testován jako první.

Ukázka kódu 3:

```

for n=M:N
    x1=x(n:-1:n-M+1);
    %1.Výpočet výstupního signál adaptivního filtru
    y(n)=w*x1';
    %2. Výpočet chybového signálu:
    e(n)=d(n)-y(n);
    %3. Aktualizace koeficientů filtru:
    w=w+2*mu*e(n)*x1;
end;

```

Nejdříve bylo nutné stanovení optimálních parametrů, stejně jako v předchozích kapitolách. Pro nalezení optimální hodnoty kroku filtru byla stanovena konstantní hodnota parametru $M = 40$. Tato hodnota byla vybrána na základě předchozích experimentů.

Tabulka 13: Výsledky pro LMS při konstantním $M=40$

μ	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
0,00001	-1,728	9,832	46,781	0,023	1,843
0,00005	-0,423	11,136	11,292	0,011	1,878
0,00010	-0,206	11,354	6,936	0,009	1,853
0,00030	-0,007	11,553	4,983	0,008	2,005
0,00050	0,073	11,632	5,380	0,008	1,816
0,00100	0,193	11,752	6,885	0,009	1,829
0,00110	0,210	11,770	7,160	0,009	1,823
0,00500	0,563	12,122	13,611	0,013	1,825
0,01000	0,809	12,368	18,331	0,015	1,832
0,05000	-1,867	9,692	114,619	0,036	1,840
> 0,1000			Nestabilní		

Použitím navrhovaného Bylo pozorováno výrazné snížení času potřebného pro provedení filtrace při současném zlepšení kvality výsledků.

Oproti funkci adaptfilt.lms z knihovny MATLABu, testované výše, byl na základě výsledků shrnutých v Tabulce 12, zvolen optimální krok nižší hodnoty (0,0003). Ten byl také nastaven při měřeních pro určení optimální délky filtru, jejichž výsledky jsou obsaženy v Tabulce 13. Bylo pozorováno výrazné snížení času potřebného pro provedení filtrace při současném zlepšení kvality výsledků.

Tabulka 14: Výsledky LMS algoritmu pro konstantní krok 0,0011

M	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
1	-6,387	5,173	324,354	0,061	6,823
10	-3,964	7,595	145,728	0,041	1,853
20	-0,969	10,590	25,198	0,017	1,790
30	-0,146	11,413	6,255	0,008	1,829
40	-0,007	11,553	4,983	0,008	1,847
50	0,010	11,569	5,792	0,008	2,108
75	0,053	11,612	6,672	0,009	1,968
100	0,108	11,667	7,748	0,009	1,984
150	0,207	11,767	10,105	0,011	2,098
200	0,313	11,873	12,082	0,012	2,154

Jako druhý byl testován realizovaný zástupce rodiny RLS. Jeho výběr byl podložen experimenty z předchozí podkapitoly. Klasický RLS algoritmus dosahoval daleko lepších výsledků než předvedený FTF algoritmus, přičemž čas potřebný pro provedení filtrace byl kratší, navzdory teoretickým předpokladům. Navíc jeho realizace, která je znázorněná na Ukázce z kódu 3, je oproti FTF algoritmu značně dosažitelnější.

Ukázka kódu 4:

```

For n = 1:N;
    m = n + M - 1;
    %1) přidělení hodnot z hrudního referenčního signálu do vektoru (původně plný
    nul, první iterace 1 hodnota, 2. dvě hodnoty atd.)
    ref_ruseni_b_RLS = ref_ruseni_d(m-M+1:1:m)';
    %2) výpočet výstupního signálu RLS dle rovnice  $y(k)=w^t(k-1)*x(k)$ 
    ref_RLS(n) = koeficienty_RLS(n,:)*(ref_ruseni_b_RLS);
    %3) výpočet chyby odhadu dle rovnice  $e(k)=d(k)-y(k)$ 
    vystup_RLS(n) = abdominalni_sig(n) - ref_RLS(n);
    %4) vyjádření vektoru zisků
    k=lambda*P_matice*ref_ruseni_b_RLS/(1+lambda*ref_ruseni_b_RLS'*P_matice*ref_ru
    seni_b_RLS);
    %5) aktualizace koeficientů filtru dle rovnice  $w(k+1)=w^t(k)+e(k)*K(k)$ 
    koeficienty_RLS(n+1,:) = koeficienty_RLS(n,:) + k' * vystup_RLS(n);
    %6) aktualizace inverzní korelační matice vstupního signálu
    P_matice = lambda*P_matice - lambda * k * ref_ruseni_b_RLS'*P_matice;
end;

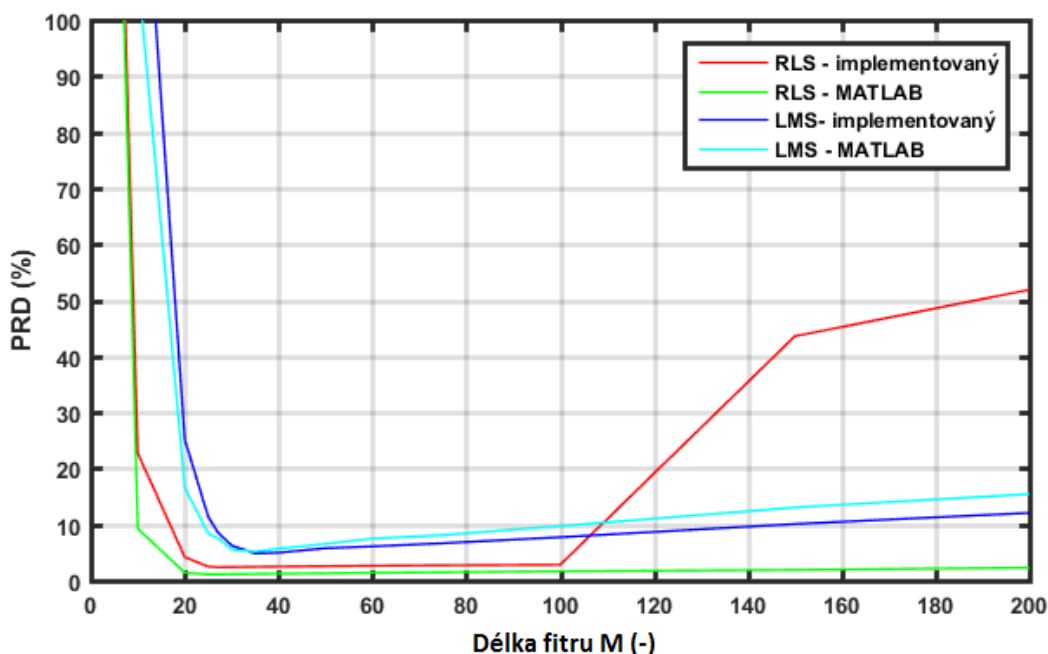
```

Opět bylo třeba nalézt optimální nastavení, stejně jako výše. Chování navrženého adaptivního systému typu standardního RLS můžete vidět v Tabulce 14.

Tabulka 15: Výsledky RLS algoritmu pro konstantní krok

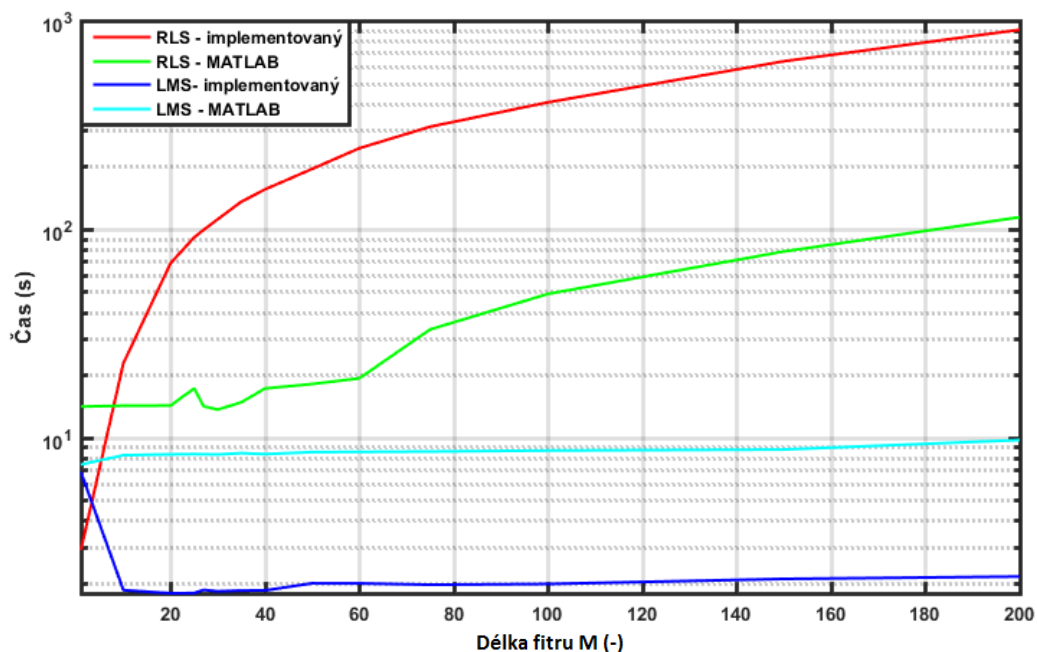
M	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
10	-0,9078	10,652	22,7023	0,0162	22,71529
20	-0,1082	11,451	4,1955	0,007	68,57628
25	-0,0084	11,551	2,5169	0,0054	91,23087
27	0,0031	11,562	2,3978	0,0053	99,08092
30	0,0063	11,566	2,4214	0,0053	111,5767
35	0,0073	11,567	2,4705	0,0054	135,2304
40	0,0081	11,567	2,51	0,0054	154,9502
50	0,0104	11,570	2,5879	0,0055	194,3029
60	0,013	11,572	2,6595	0,0056	244,1206
75	0,0179	11,577	2,7362	0,0056	309,5832
100	0,0262	11,586	2,825	0,0057	405,5842

Výsledky filtrace představených filtrů z tabulek 13-15 lze porovnat s výsledky filtrů z knihoven MATLAB. Pro názornost byla kvalita filtrace vykreslena v závislosti na velikosti nastavené délky filtru M pro dané filtry (viz Obrázek 46). Krok filtru μ byl nastaven u každého filtru individuálně, aby tak každý pracoval se svým optimem. Lze pozorovat, že kvalita porovnávaných filtrů je v pracovní oblasti obdobná, u LMS filtru dokonce větší v případě implementovaného algoritmu.. U realizovaného RLS filtru dochází u vysokých hodnot nastaveného filtru k poklesu kvality filtrace. Proto by se nastavení délky filtru M mělo pohybovat v pracovní oblasti (v intervalu 20 a 100).



Obrázek 46: Závislost kvality filtrace na hodnotě M filtrů z knihoven MATLAB a realizovaných autorkou

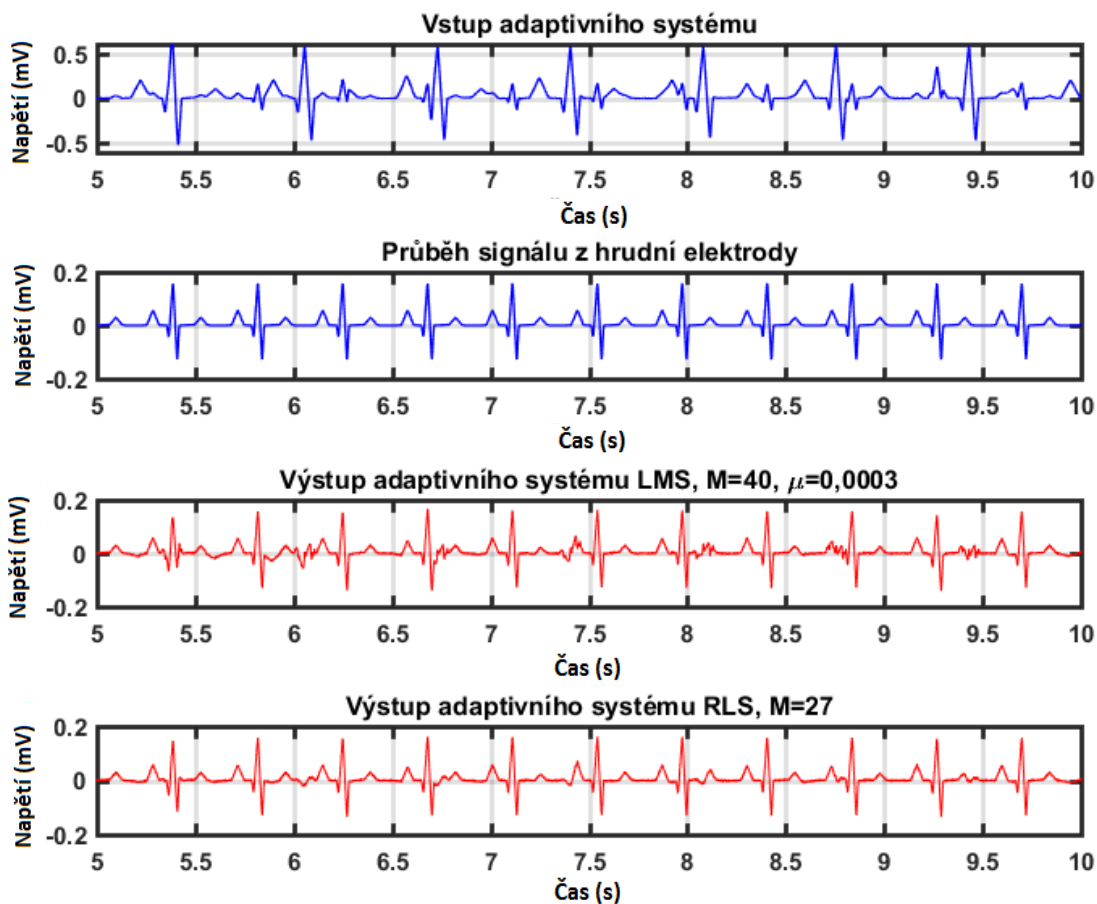
Dalším důležitým parametrem funkčnosti filtru je výpočetní náročnost, která se promítá do délky času, který je potřebný pro práci filtru. Obrázek 47 obsahuje vykreslení tohoto času v závislosti na hodnotě řádů (délek) porovnávaných filtrů.



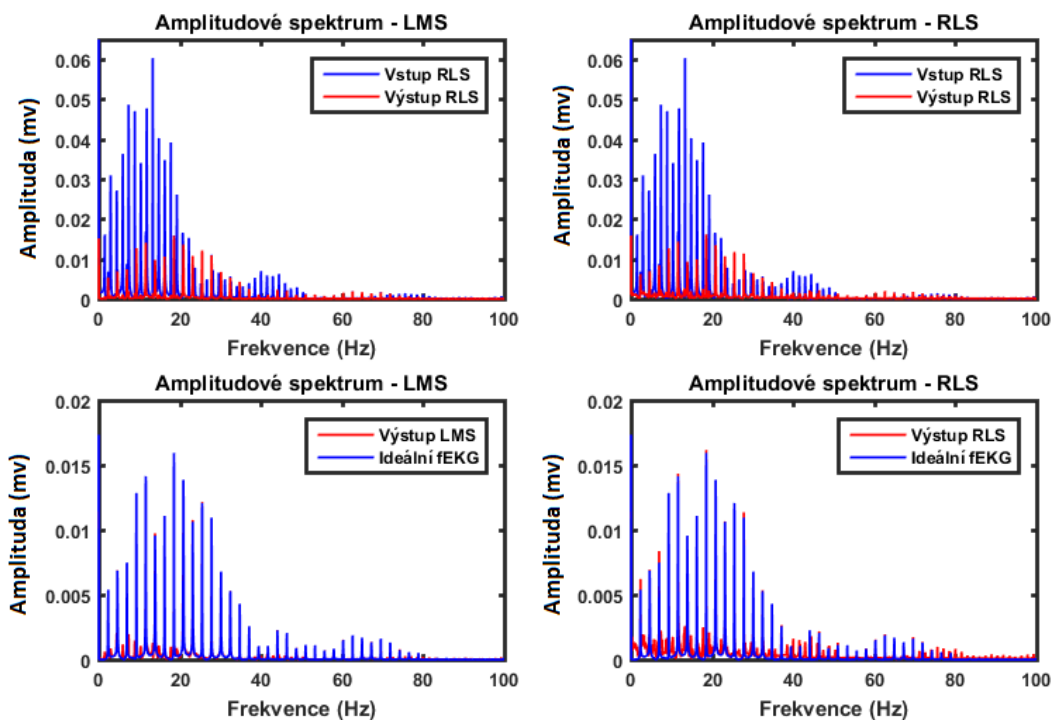
Obrázek 47: Vykreslení času potřebného k filtraci v závislosti na nastavené hodnotě M

Skvělých výsledků z tohoto pohledu dosahuje implementovaný LMS filtr, který pracuje daleko rychleji, než filtr obsažený v knihovně MATLAB. Bohužel u RLS filtru je to právě naopak – se zvyšující se hodnotou délky filtru M , čas potřebný k provedení filtrace narůstá a je řádově pomalejší než jeho varianta v knihovně MATLAB.

Nicméně výsledky představených algoritmů RLS a LMS jsou více než uspokojivé. Obrázek 48 zobrazuje časové průběhy výstupů implementovaných filtrů při optimálním nastavení, které bylo získáno výše popsaným postupem. Bylo dosaženo výrazného potlačení nežádoucího rušení, což naznačují jak časové průběhy, tak i tvary amplitudových spekter (viz Obrázek 49). Pro názornost byla vykreslena amplitudová spektra výstupního signálu daných filtrů v porovnání se spektry vstupního i ideálního signálu. V případě filtru RLS byla mateřská složka eliminována téměř úplně, což je znatelné ve frekvenční i časové oblasti. Je však třeba mít na paměti, že tyto signály jsou zidealizované a nijak neberou v úvahu nelinearitu lidského těla.



Obrázek 48: Časové průběhy vstupů a výstupů implementovaných adaptivních systémů při zjištěném optimálním nastavení v porovnání ideálním průběhem fEKG



Obrázek 49: Amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů implementovaných algoritmů

10.4 Experimenty s daty s reálným charakterem

V první části experimentů, kde autorka pracovala s ideálními syntetickými průběhy, byly výsledky filtrace velice uspokojivé. V této části však byly použity syntetické signály představené v kapitole 11.1.2., které zohledňovaly nelineární charakter lidského těla a jeho vliv na snímaný elektrický signál. Jelikož používané adaptivní techniky patří mezi lineární představitele filtrů, tato skutečnost se negativně projevila na výsledcích provedené filtrace (viz Tabulka 16, 16 a 17). Při filtraci optimálními parametry, které byly nalezeny stejným postupem jako v předchozích kapitolách, bylo sice dosaženo signifikantní redukce mateřské komponenty, ne však její úplné eliminace. Co se týče objektivních parametrů, jejich hodnoty rapidně vzrostly (resp. klesly v případě SNR), stejně jako čas potřebný k filtraci. Signál na výstupu adaptivního systému by tedy nemohl být použit pro diagnostiku hypoxických stavů na základě morfologie EKG křivky, ale pouze k usnadnění detekce R vln fEKG.

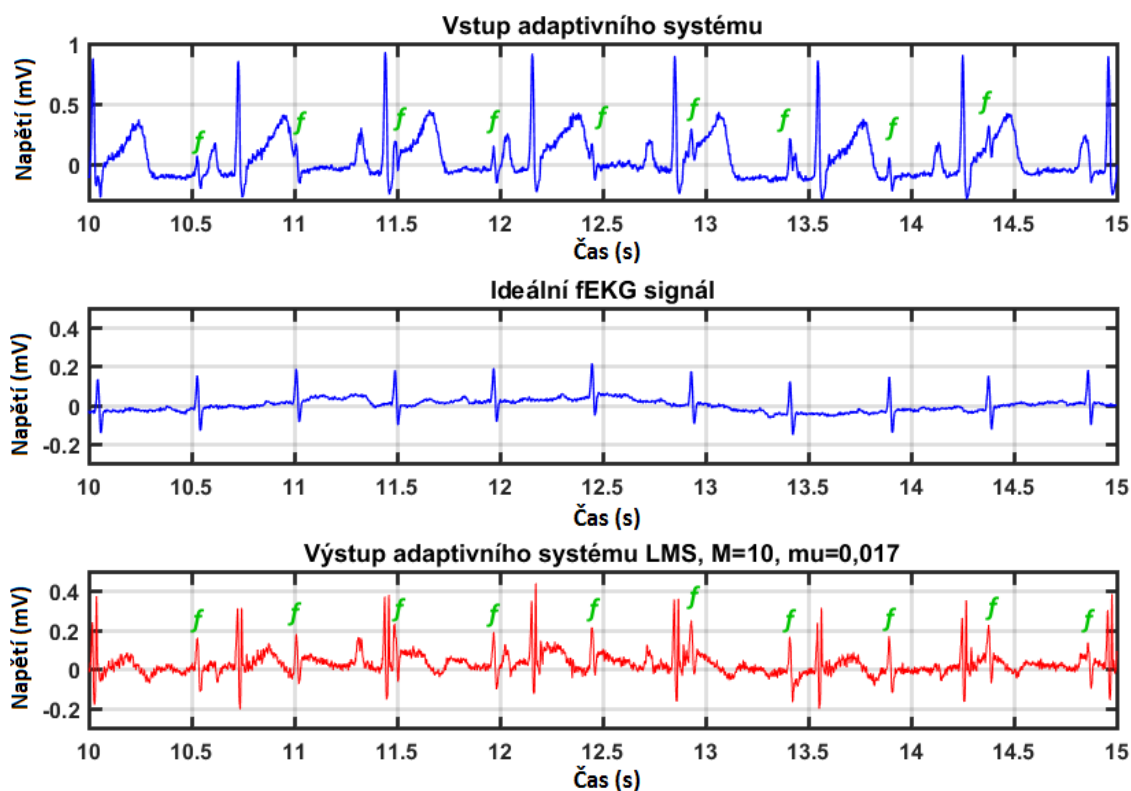
Tabulka 16: Výsledky pro LMS algoritmus, $M=50$

M	SNR (dB)	ΔSNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
0,00001	-6,345	2,364	320,128	0,134	0,203
0,00005	-5,301	3,409	233,097	0,115	0,203
0,00010	-4,995	3,714	211,220	0,109	0,202
0,00050	-4,483	4,226	182,230	0,101	0,270
0,00100	-4,221	4,489	175,736	0,099	0,194
0,00500	-2,884	5,825	154,092	0,093	0,210
0,01000	-1,887	6,822	137,178	0,088	0,190
0,01400	-1,287	7,422	127,297	0,084	0,191
0,01500	-1,158	7,551	125,299	0,084	0,197
0,01600	-1,038	7,671	123,526	0,083	0,206
0,01700	-0,936	7,774	122,184	0,083	0,219
> 0,05			Nestabilní		

Tabulka 17: Výsledky pro LMS algoritmus s optimálním krokem μ

M	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
5	-2,305	6,404	102,304	0,076	0,177
10	-1,378	7,331	89,641	0,071	0,187
20	-1,715	6,994	118,556	0,081	0,193
30	-1,393	7,316	121,255	0,082	0,189
39	-1,103	7,606	119,933	0,082	0,185
40	-1,062	7,647	120,127	0,082	0,182
50	-0,935	7,774	122,184	0,083	0,188
60	-0,872	7,837	125,694	0,084	0,190
70	-2,591	6,118	189,446	0,103	0,212
80	-12,453	-3,744	1614,415	0,300	0,197
> 90			Nestabilní		

Obrázek 50 obsahuje vstupy a výstupy adaptivního systému s vyznačenými plodovými R vlnami a také ideální průběh fEKG, pro vizuální kontrolu kvality filtrace.



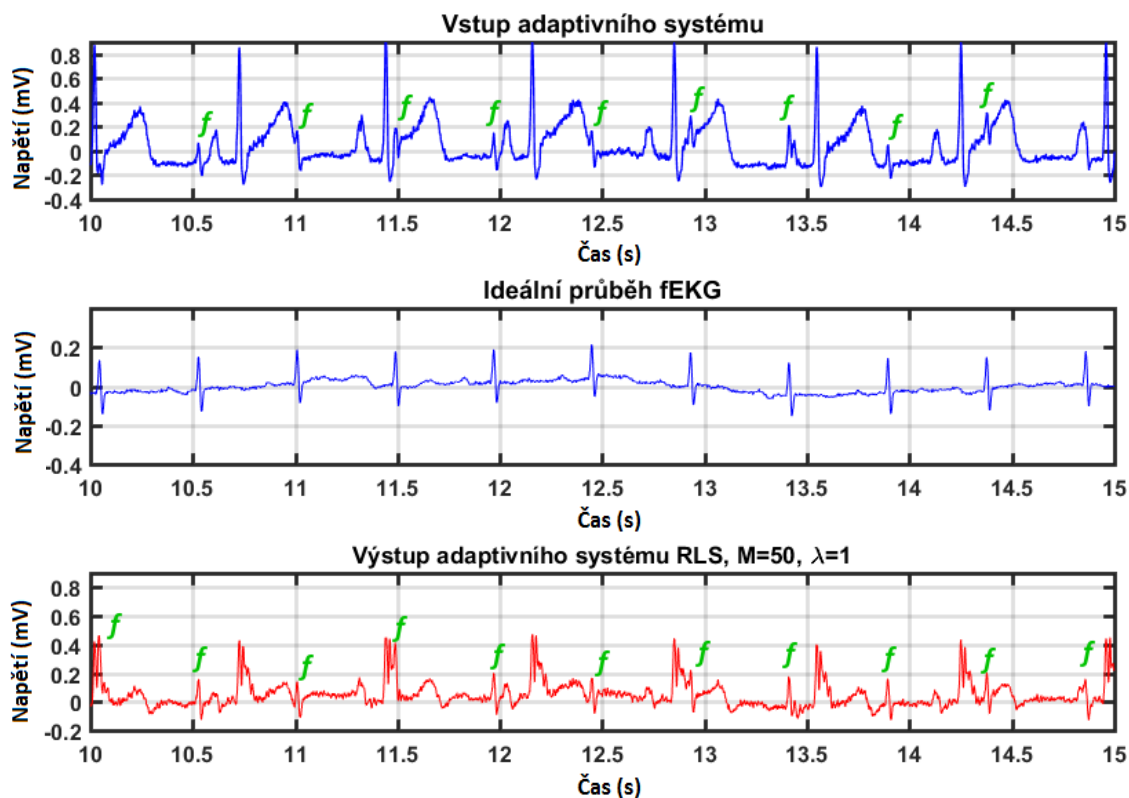
Obrázek 50: Časové průběhy signálů před a po průchodu navrženým LMS filtrem

Stejný postup byl následně proveden i pro implementovaný RLS algoritmus. v jeho případě bylo pozorováno odlišné chování, než u syntetických dat. Se zvyšujícím se délkou filtru se jeho objektivní parametry kvality filtrace neustále nepatrně zlepšovaly, ovšem výpočetní čas neúměrně narůstal (viz Tabulka 18).

Tabulka 18: Výsledky pro RLS algoritmus, koeficient zapomínání = 1

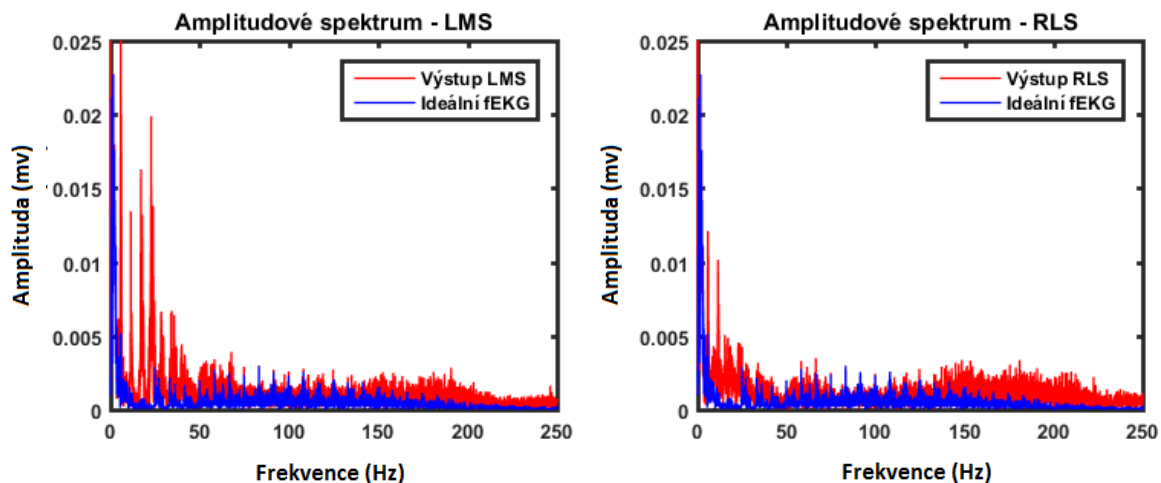
M	SNR (dB)	Δ SNR (dB)	PRD (%)	RMSE (-)	Čas (s)
10	-4,8007	3,908	197,2662	0,105	23,08352
20	-4,4034	4,306	172,2205	0,0981	68,78119
30	-4,3575	4,352	169,4675	0,0973	110,1387
40	-4,3108	4,398	166,5291	0,0965	156,7646
50	-4,3109	4,398	166,4786	0,0965	199,0167
60	-4,3092	4,400	166,2658	0,0964	233,3544
70	-4,2942	4,415	165,4009	0,0962	281,2209
80	-4,2907	4,418	165,3024	0,0961	334,7292
90	-4,2746	4,435	164,1871	0,0958	372,8123
100	-4,2748	4,434	164,1553	0,0958	413,3165
150	-4,2772	4,432	164,0936	0,0958	634,4078
200	-4,1124	4,597	154,4543	0,0929	843,0268
250	-4,0260	4,683	149,1564	0,0913	1068,757

Proto byl pro vykreslování jako kompromis zvolena hodnota $M = 50$. Koeficient λ byl ponechán jednotkový na základě předchozích experimentů. Obrázek 51 obsahuje vstup a výstup adaptivního systému, které jsou opatřeny označeními plodovými QRS komplexy a také ideální průběh fEKG.



Obrázek 51: Časové průběhy signálů před a po průchodu navrženým RLS filtrem

Obrázek 52 obsahuje amplitudová spektra signálů po aplikaci předvedených algoritmů v porovnání se spektrem ideálního signálu fEKG. Ty jen potvrzují, že tento typ filtrů je schopný odfiltrout pouze určitou část „nežádoucí“ mateřské složky. U RLS filtru byla zaznamenána vyšší účinnost při odstranění vyšších frekvencí, zatímco u LMS filtru tomu bylo naopak.

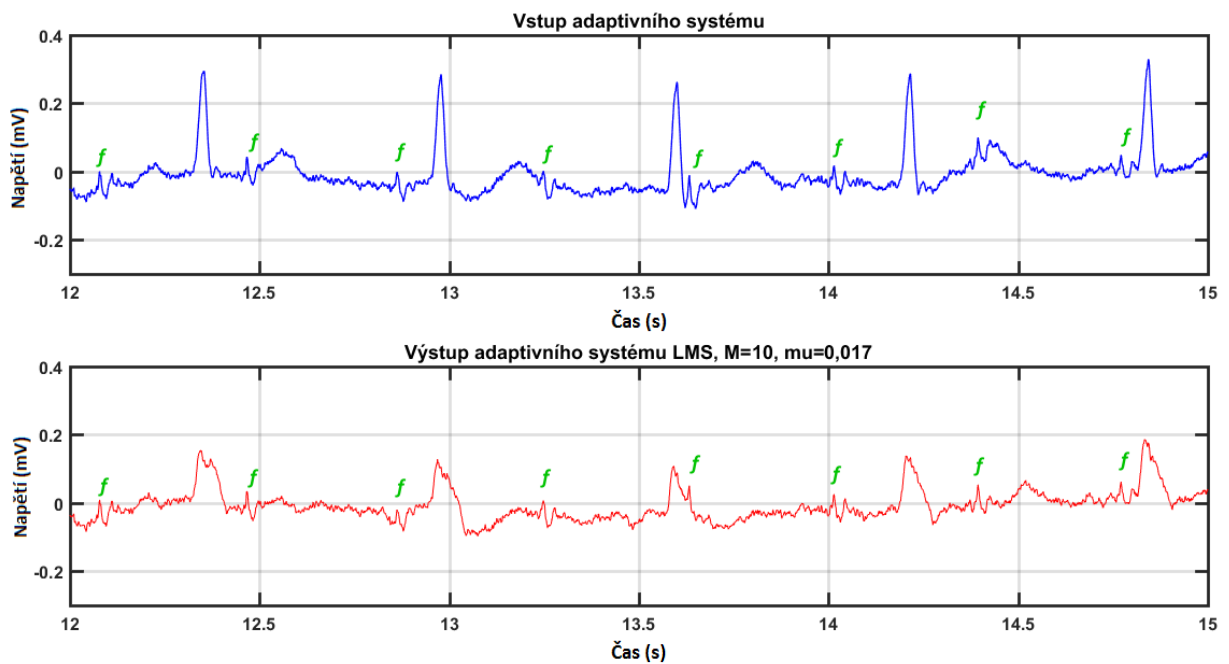


Obrázek 52: Amplitudová spektra výstupních signálů implementovaných algoritmů v porovnání se spektrem ideálního fEKG

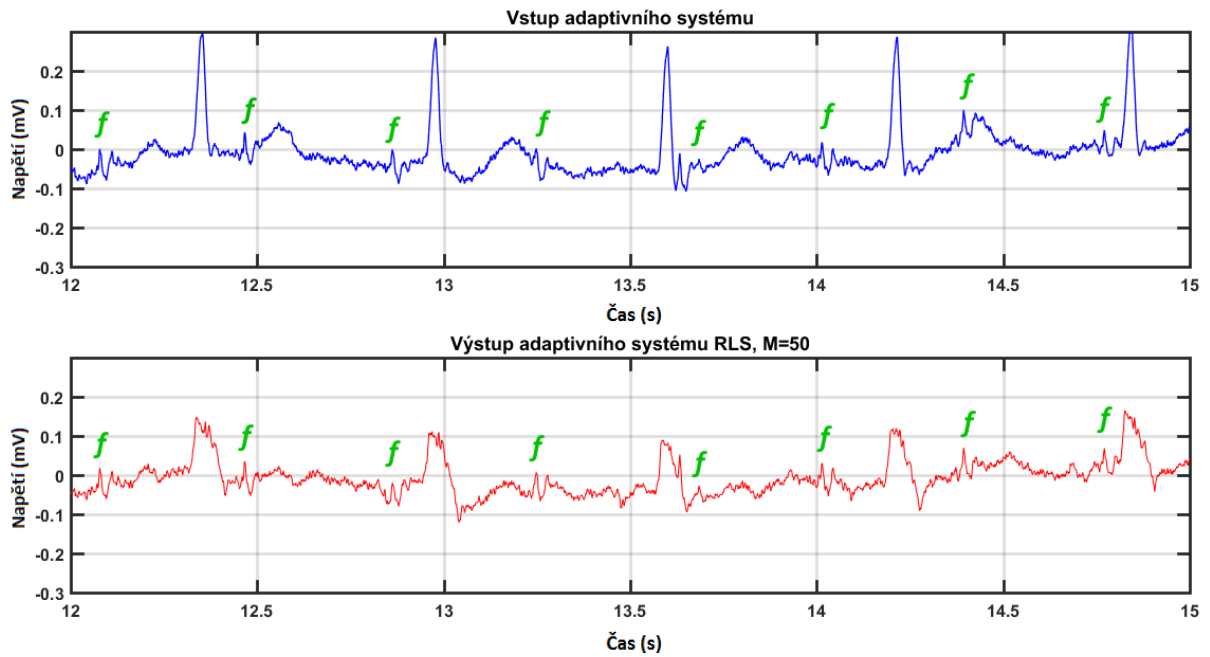
10.5 Experimenty s reálnými daty

V závěrečné části praktické části byly provedeny experimenty na reálných datech. Z důvodu chybějící reference v podobě alespoň fetálního signálu snímaného pomocí skalpové elektrody. Proto může být provedeno pouze subjektivní hodnocení kvality filtrace pomocí vizuální kontroly signálu před a po filtraci.

Na obrázcích lze pozorovat obdobné výsledky jako při filtraci dat z generátoru v předchozí kapitole. Rovněž bylo dosaženo pouze snížení velikosti mateřské složky, ne však k jejímu úplnému odstranění. v úseku QRS komplexu se opět objevují nelinearity, které předvedený lineární adaptivní systém nebyl schopen odstranit, zatímco P vlna matky byla poměrně úspěšně redukována.

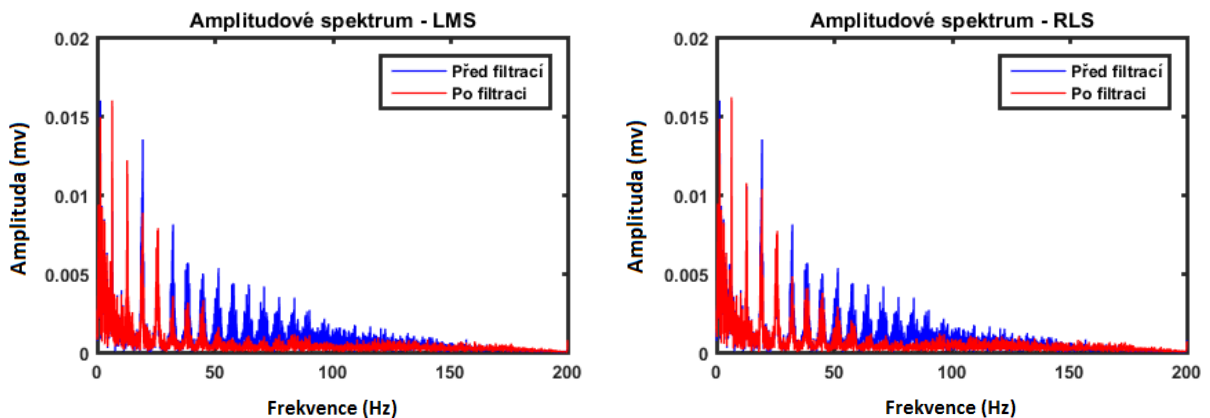


Obrázek 53: Časový průběh vstupu a výstupu adaptivního systému LMS s vyznačenými fetálními QRS komplexy



Obrázek 54: Časový průběh vstupu a výstupu adaptivního systému RLS s vyznačenými fetálními QRS komplexy

Obrázek 55 zobrazuje amplitudová spektra reálných signálů před a po aplikaci předvedených algoritmů. Ty stejně jako v druhé části experimentů potvrzují, že tento typ filtrů není schopný odfiltrovat mateřskou komponentu jako celek, ale pouze její určitou část, zejména pak vyšší frekvence, tedy pouze část QRS vlny.



Obrázek 55: Amplitudová spektra vstupních a výstupních signálů implementovaných algoritmů

11 Diskuse dosažených výsledků

Z dosažených výsledků je zřejmé, že užití lineárních adaptivních filtrů samostatně pro eliminaci mateřské složky z abdominálního záznamu nestačí. Lineární metody jsou sice schopny do jisté míry redukovat velikost mEKG, zejména pak mateřských P a T vln, ovšem k úplné eliminaci u reálných záznamů nikdy nedojde. Tvar QRS komplex matky byl ve všech případech pouze narušen, jelikož představené adaptivní filtry byly schopny odstranit pouze vyšší frekvence. Avšak většina energie QRS komplexu náleží ve spektrální doméně frekvencím menším než 50 Hz.

Nelineární metody jsou schopny pracovat s nelinearitou spojenou s působením lidského těla, proto mohou být vykazovat lepší výsledky u extrakce plodového EKG v případě reálných dat, což potvrzují o mnohé práce na toto téma (např. [12.], [96.], [97.], [120.] a [126.]). Ovšem použití nelineárních metod samotných úspěch v žádném případě nezaručuje, u signálů lineárně zkreslených mohou vykazovat dokonce horší výsledky, jak dokazují experimentální výsledky v souběžně vypracovávané práci na stejném typu dat (více v [145.]). Budoucnost v extrakci fEKG tedy může ležet v kombinaci lineárních a nelineárních metod filtrace.

Jistý vliv na výsledky experimentů tedy mělo i to, že reálná data, která byla použita pro experimenty, nebyla pro experimenty nejvhodnější, jelikož se zde nezohledňovala poloha plodu vzhledem k rozmístění elektrod. Na těchto datech pracovala i skupina vědců z Oxfordu, a jen na malém množství z nich bylo dosaženo stanovení fHR. Je zřejmé, že analýza jakékoli morfologie fEKG (ať už pro ST analýzy či T/QRS poměru) nepřicházela v úvahu.

Jednou z podmínek úspěšné filtrace by ovšem měly být korektně naměřená data určená pro budoucí experimenty. V současné době neexistuje ucelený způsob umístění elektrod, jako je tomu v případě klasického 12-ti svodového EKG. Proto jsou některá veřejně přístupná data (stejně jako reálná data použitá v kapitole 10.5) měřená spíše intuitivně a umístění elektrod se mění dle aktuální velikosti šumu. Dle názoru autorky je optimální způsob snímání takový, při kterém budou použity pouze břišní elektrody. Referenční signál (nyní snímán z hrudních svodů) by se následně vypočítal z několika nezávislých břišních signálů. Tím by se metoda nejenom značně zpřesnila, jelikož by se zde nepromítalo nelineární působení lidského těla na signál procházející z hrudní do břišní části, ale také by se zjednodušila z hlediska klinického využití.

V současné době bohužel není dostatek vhodných databází pro experimenty s adaptivními filtry. Z tohoto důvodu také autorka spolupracuje na vývoji nového generátoru syteticckých dat, který by tento problém alespoň z části vyřešil.

K provedení experimentální části byl použit Notebook Dell Inspiron 3542. Toto zařízení obsahuje pátou generaci Intel® Core™ i7-5500U Procesor (architektura Broadwell, 2 jádra a 4 vlákna). Z tohoto důvodu byly také časy potřebné pro provedení jednotlivých filtrací poměrně vysoké. Pro účely testování a návrhu byl tento přístroj postačující, ovšem pro dosažení lepších výsledků v reálném čase nestačí.

Závěr

Tato diplomová práce je zaměřená na adaptivní metody extrakce plodového EKG z abdominálního záznamu. Teoretická část této práce obsahuje informace o současných možnostech monitorování plodu, základy fetální anatomie, fyziologie a patofyziologie, dále pak úvod do analýzy EKG a problémy, které jej doprovází. Závěrem autorka shrnula nejvýznamnější publikace, které jsou spojené s extrakcí plodového EKG, společně s diskuzí jejich dosažených výsledků. Jedním z přínosů představené práce je tedy rozsáhlý souhrn dosavadních poznatků z této poměrně nové problematiky, který může být použit jako podklad pro další výzkumy. Takovýto ucelený zdroj informací na toto téma totiž v současné (nejenom české) odborné literatuře chybí.

Na základě důkladného prostudování dané problematiky si autorka vybrala zástupce lineárních adaptivních filtrů se stochasticky gradientní (rodina LMS) i rekurzivní optimální (rodina RLS) adaptací MSE. Ty matematicky popsala a následně testovala jejich účinnost při eliminaci mateřské komponenty z abdominálního záznamu.

Tato práce přinesla základní srovnání vlastností šesti různých filtrů, z toho čtyř z rodiny LMS (standardní LMS, BLMS, DLMS a NLMS) a dvou z rodiny RLS (standardní RLS a FTF) při extrakci fEKG z abdominálního záznamu. U každého filtru byla pozorována změna kvality filtrace na základě změny vstupních nastavitelných hodnot (zejména krok filtru μ a délka filtru M). Autorka si na základě zjištěných pozitiv a negativ vybrala dva zástupce, na jejichž základě navrhla a implementovala vlastní algoritmy (standardní LMS a RLS).

Jednotlivé algoritmy byly při práci se syntetickými daty porovnávány na základě představených objektivních parametrů. Oproti klasickým parametrům hodnocení kvality filtrace (SNR a RMSE), byl autorkou využit také parametr PRD. Ten hodnotí úspěšnost filtrace na základě morfologické podobnosti výstupního signálu s referenčním ideálním signálem. Dle názoru autorky je parametr tohoto typu zásadní, jelikož monitorování fEKG je využíváno pro diagnostiku, a každá změna jeho morfologie může signalizovat počínající hypoxii, či jiný patologický stav organismu.

V první části experimentů byly použity jednoduché syntetické signály, které modelovaly vliv lidského těla na tvar mEKG pomocí FIR filtru 50. řádu. Při průchodu signálu FIR filtrem dochází k fázovému zpoždění, které je díky lineární fázové charakteristice konstantní. To je ideální indikací pro použití lineárních adaptivních filtrů a také hlavním důvodem, proč byla filtrace v úvodní části tolik účinná. Ve výstupních signálech navržených adaptivních systému byla mateřská složka téměř úplně eliminována.

V dalších částech experimentů byly využity signály reálného charakteru a také reálné signály z klinické praxe. Ty jsou již ovlivněny nelineárním prostředím lidského těla či jeho modelem, a proto jsou výsledky filtrace diametrálně odlišné. Při použití navržených lineárních adaptivních systémů bylo sice dosaženo signifikantní redukce mateřské komponenty, zvláště vln P a T, nedošlo však k jejímu úplnému odstranění. U mateřských komplexů bylo dosaženo pouze deformace jejich tvaru a snížení velikosti. Výstupy navržených adaptivních systémů by tedy nemohly být použity pro diagnostiku hypoxických stavů na základě morfologie EKG křivky, ale maximálně pro usnadnění detekce R vln plodového EKG.

V této práci bylo dokázáno, že použití lineárních adaptivních metod samostatně není schopno docílit extrakce fEKG z reálných abdominálních signálů. Jejich prokázaná úspěšnost v mnohých publikacích je založena pouze na experimentech se syntetickými signály, které jsou svými vlastnostmi vhodné pro tuto lineární filtraci, avšak značně rozdílné od signálů, se kterými je možné se setkat v klinické praxi.

Nelineární (soft-computingové) metody pracují s nelinearitou mEKG, která je způsobena průchodem tohoto signálu z hrudní do abdominální části. Jelikož prostředí lidského těla prokazatelně vykazuje nelineární závislosti, je žádoucí použití těchto nelineárních metod pro konstrukci přesného a funkčního adaptivního filtru, což potvrzují o mnohé práce na toto téma (např. [12.], [96.], [97.], [120.] a [126.]).

Na druhou stranu použití těchto metod samotných nezaručuje úplné odstranění mateřské složky. V případě nežádoucích složek vykazujících lineární závislosti, může být kvalita filtrace dokonce horší, než při použití metody lineární. Toto tvrzení dokazují například výsledky v souběžně vypracovávané práci na stejném typu dat (více v [145.]).

Z toho vyplývá, že pro odstranění lineárních složek jsou výhodnější předvedené lineární adaptivní techniky, ovšem v případě nelineárních složek rušení je vhodnější použití soft-computingových metod, které využívají fuzzy systémů a umělé inteligence. Dle názoru autorky by budoucnost měla patřit adaptivním systémům, které kombinují oba typy těchto adaptivních metod. Například využití lineárních adaptivních systémů jako trénovacích algoritmů pro nelineární systémy ANFIS, předzpracování lineárními systémy s následnou aplikací systému ANFIS apod.

Vylepšením těchto metod společně s pokrokem vědy a techniky, pak může být docíleno vzniku monitorovacího zařízení, které bude umožňovat snímání, online filtraci záznamu a následné zobrazení fEKG křivky. Stejně jako v případě využití klasického EKG v medicíně, by se tak monitorace fEKG mohla stát nezbytným nástrojem moderního porodnictví využívaným pro sledování vitálních funkcí plodu a neinvazivní diagnostice případných nebezpečí, jako například akutních fetálních hypoxií.

Zdroje

- [1.] ROZTOČIL, Aleš et al. Moderní porodnictví. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [2.] CLIFFORD, Gari, et al. Clinically accurate fetal ECG parameters acquired from maternal abdominal sensors. *American journal of obstetrics and gynecology*, 2011, 205.1: 47. e1-47. e5.
- [3.] VULLINGS, Rik. Non-invasive fetal electrocardiogram: analysis and interpretation. Eindhoven, 2010. ISBN 978-90-386-2395-5. Doktorská disertační práce. Technische Universiteit Eindhoven. Vedoucí práce prof.dr.ir. J.W.M. Bergmans
- [4.] REINHARD, J., et al. Intrapartum ST Segment Analyses (STAN) Using Simultaneous Invasive and Non-Invasive Fetal Electrocardiography: a Report of 6 Cases. *Zeitschrift fur Geburtshilfe und Neonatologie*, 2014, 218.3: 122-127.
- [5.] HAMPTON, John R. *The ECG made easy*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [6.] LUTHRA, Atul. *ECG made easy*. JP Medical Ltd, 2011.
- [7.] FENSLI, Rune; GUNNARSON, Einar; GUNDERSEN, Torstein. a wearable ECG-recording system for continuous arrhythmia monitoring in a wireless tele-home-care situation. In: *Computer-Based Medical Systems, 2005. Proceedings. 18th IEEE Symposium on*. IEEE, 2005. p. 407-412.
- [8.] KUCHAR, Dennis L.; THORBURN, Charles W.; SAMMEL, Neville L. Prediction of serious arrhythmic events after myocardial infarction: signal-averaged electrocardiogram, Holter monitoring and radionuclide ventriculography. *Journal of the American College of Cardiology*, 1987, 9.3: 531-538.
- [9.] CHUNG, Wan-Young, et al. a cell phone based health monitoring system with self analysis processor using wireless sensor network technology. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2007. p. 3705-3708.
- [10.] LEE, Hak Jong, et al. Ubiquitous healthcare service using Zigbee and mobile phone for elderly patients. *International journal of medical informatics*, 2009, 78.3: 193-198.
- [11.] Bibliografická a citační databáze Web of Science [online]. 2014 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://sub3.webofknowledge.com/>
- [12.] MARTINEK, Radek. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. [online]. 2014 [cit. 2015-05-04]. Disertační práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jan Židek. Dostupné z: <http://theses.cz/id/imn429/>
- [13.] 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).
- [14.] FAYN, Jocelyne; RUBEL, Paul; MACFARLANE, Peter W. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images?. *Journal of electrocardiology*, 2007, 40.3: 246-250.

- [15.] ŠINCL, Adam. *Simulátor fyziologických a patologických záznamů plodového elektrokardiogramu*. Ostrava, 2015. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. Vedoucí diplomové práce Radek MARTINEK. 140 stran.
- [16.] Radek Martinek, Michal Kelnar, Petr Koudelka, Jan Vanus, Petr Bilik, Petr Janku, Homer Nazeran, Jan Zidek. a Novel LabVIEW-Based Multi-Channel Non-Invasive Abdominal Maternal-Fetal Electrocardiogram Signal Generator
- [17.] CLIFFORD, Gari et. al. CrowdLabel: a crowdsourcing platform for electrophysiology, Computing in Cardiology Conference (CinC), 2014, [online], vol., no., pp.789,792, 7-10 Sept. 2014, [cit. 2015-03-12]. Dostupné z: <http://www.com>
- [18.] SAMENI, Reza; CLIFFORD, Gari D. a review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*, 2010, 3: 4.
- [19.] Heart and Lung Sounds. 3M™ Littmann® Stethoscopes. [online]. © 3M 2015 [cit. 2015-08-22]. Dostupné z: http://www.littmann.com/wps/portal/3M/en_US/3M-Littmann/stethoscope/littmann-learning-institute/heart-lung-sounds/
- [20.] WALL, Stephen N., et al. Reducing intrapartum-related neonatal deaths in low-and middle-income countries—what works?. In: *Seminars in perinatology*. WB Saunders, 2010. p. 395-407.
- [21.] *Littmann: 3M™ Littmann® Stethoscopes* [online]. 2015 [cit. 2015-08-22]. Dostupné z: <http://www.littmann.com/>
- [22.] BYARUHANGA, R., et al. Use of wind-up fetal Doppler versus Pinard for fetal heart rate intermittent monitoring in labour: a randomised clinical trial. *BMJ open*, 2015, 5.1: e006867.
- [23.] ERTEL, Paul Y.; LAWRENCE, Merle. Stethoscope Acoustics. *Circulation*, 1966, 34.
- [24.] Stethoscopes. *RiftHealth*. [online]. 2015 [cit. 2015-08-22]. Dostupné z: <http://www.rifthealth.com/stethoscopes>
- [25.] Powerfree Education Technology. *Philips*. [online]. © 2004 – 2015 [cit. 2015-08-22]. Dostupné z: <http://www.philips.com/a-w/about/sustainability/healthy-people/supporting-communities/fabric-of-africa/programs/powerfree-education-technology.html>
- [26.] MENIHAN, Cydney Afriat; KOPEL, Ellen. *Electronic fetal monitoring: concepts and applications*. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
- [27.] ČECH, Evžen et al. *Porodnictví – 2: Přepřacované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2006, 544 s. ISBN 978-80-247-1303-8.
- [28.] CHEN, Han-Yang, et al. Electronic fetal heart rate monitoring and its relationship to neonatal and infant mortality in the United States. *American journal of obstetrics and gynecology*, 2011, 204.6: 491. e1-491. e10.
- [29.] ALFIREVIC, Zarko, et al. Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour. *Cochrane Database Syst Rev*, 2006, 3.3: CD006066.
- [30.] ȚARĂLUNGĂ, Dragoș-Daniel, et al. Fetal ECG Extraction from Abdominal Signals: a Review on Suppression of Fundamental Power Line Interference Component and Its Harmonics. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2014, 2014.
- [31.] *Listening to mothers II: Report of the second national US survey of women's childbearing experiences*. Childbirth Connection, 2006.
- [32.] DECLERCQ, Eugene R., et al. *Listening to mothers: Report of the first national US survey of women's childbearing experiences*. New York, 2002.

- [33.] FREEMAN, R. Fetal Heart Rate Monitoring. 4. vyd. US: Lippincott Williams and Wilkins, 2012, 288 s. ISBN 978-1451116632.
- [34.] RYDING, Elsa Lena; WIJMA, Klaas; WIJMA, Barbro. Psychological impact of emergency cesarean section in comparison with elective cesarean section, instrumental and normal vaginal delivery. *Journal of Psychosomatic Obstetrics & Gynecology*, 1998, 19.3: 135-144.
- [35.] RYDING, Elsa Lena; WIJMA, Barbro; WIJMA, Klaas. Posttraumatic stress reactions after emergency cesarean section. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 1997, 76.9: 856-861.
- [36.] SWAIN, James E., et al. Maternal brain response to own baby-cry is affected by cesarean section delivery. *Journal of child psychology and psychiatry*, 2008, 49.10: 1042-1052.
- [37.] Neoventa [online]. 2012 [cit. 2015-05-31]. Dostupné z: <http://www.neoventa.com/products/stan>.
- [38.] *Midwives College of Utah* [online]. ©2012 [cit. 2015-09-21]. Dostupné z: <https://www.midwifery.edu/>
- [39.] Monica Healthcare [online]. 2013 [cit. 2015-05-31]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/index.php>.
- [40.] PHYSIONET. Computing in Cardiology Challenge: Noninvasive Fetal ECG. dostupné [online]. 2013 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://physionet.org/challenge/2013/>.
- [41.] CLIFFORD, Gari D., et al. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological measurement*, 2014, 35.8: 1521.
- [42.] D. De Moor (Ed.) Daisy: database for the identification of systems, available online at: <http://www.esat.kuleuven.be/sista/>.
- [43.] TAYLOR, Myles JO, et al. Non-invasive fetal electrocardiography in singleton and multiple pregnancies. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 2003, 110.7: 668-678.
- [44.] FREEMAN, Roger K., et al. *Fetal heart rate monitoring*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [45.] BERGVELD, Piet; MEIJER, Wietze JH. a new technique for the suppression of the MECG. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1981, 4: 348-354.
- [46.] MedlinePlus: Health Information from the National Library of Medicine. *National Library of Medicine: National Institutes of Health* [online]. 2015 [cit. 2015-08-07]. Dostupné z: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003921.htm>
- [47.] MedlinePlus: Health Information from the National Library of Medicine. *National Library of Medicine: National Institutes of Health* [online]. 2015 [cit. 2015-08-07]. Dostupné z: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003402.htm>
- [48.] AGOSTINELLI, Angela, et al. Noninvasive Fetal Electrocardiography: An Overview of the Signal Electrophysiological Meaning, Recording Procedures, and Processing Techniques. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 2015.
- [49.] CHUDÁČEK, V., et al. Automatic evaluation of intrapartum fetal heart rate recordings: a comprehensive analysis of useful features. *Physiological measurement*, 2011, 32.8: 1347.
- [50.] SPILKA, Jiří, et al. Discriminating normal from “abnormal” pregnancy cases using an automated fhr evaluation method. In: *Artificial Intelligence: Methods and Applications*. Springer International Publishing, 2014. p. 521-531.

- [51.] SPILKA, Jiří, et al. Automatic evaluation of FHR recordings from CTU-UHB CTG database. In: *Information Technology in Bio-and Medical Informatics*. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p. 47-61.
- [52.] CHUDÁČEK, Václav, et al. Automatic Classification of Intrapartal Fetal Heart-Rate Recordings—Can It Compete with Experts?. In: *Information Technology in Bio-and Medical Informatics, ITBAM 2010*. Springer Berlin Heidelberg, 2010. p. 57-66.
- [53.] CHUDACEK, V., et al. Automatic QT interval measurement using rule-based gradient method. In: *Computers in Cardiology, 2006*. IEEE, 2006. p. 349-351.
- [54.] Monica Healthcare [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/index.php>.
- [55.] Elektronické zdravotnictví (eHealth): Evropská komise. *Evropská komise* [online]. 2015 [cit. 2015-08-07]. Dostupné z: http://ec.europa.eu/health/ehealth/portal/index_cs.html
- [56.] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. *Anatomie lidského těla*. Vyd. 1. Brno: CP Books, 2005, xvi, 863 s. ISBN 80-251-0066-9.
- [57.] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [58.] Advanced circulatory system physiology: Fetal circulation. *Khan Academy* [online]. ©2015 [cit. 2015-09-20]. Dostupné z: <https://www.khanacademy.org/science/health-and-medicine/circulatory-system/fetal-circulation>
- [59.] JANKŮ, Petr. Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit. Brno, 2007. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/38558/lf_d/Disertacni_prace_Janku1__2_.pdf. Dizertační práce. Lékařské fakulta Masarykovy univerzity.
- [60.] Rocket Fetal Heart Rate Monitoring. *Rocket Medial*. [online]. © 2015 [cit. 2015-08-24]. Dostupné z: <http://sales.rocketmedical.com/products/perinatal/fetal-heart-rate-monitoring>
- [61.] JALALEDDINE, Sateh, et al. ECG data compression techniques—a unified approach. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1990, 37.4: 329-343.
- [62.] HRUBAN, Lukáš, et al. Analýza ST úseku EKG křivky plodu v průběhu porodu. 2005.
- [63.] ABDULHAY, Enas W., et al. Review Article: Non-Invasive Fetal Heart Rate Monitoring Techniques. *Biomedical Science and Engineering*, 2014, 2.3: 53-67.
- [64.] *KTG: badanie plodu w ciąży* [online]. 2015 [cit. 2015-08-17]. Dostupné z: <http://ktg24.pl>
- [65.] JANKŮ, Petr. Prezentace ze semináře. Monica AN 24 – nový způsob neinvazivního bezdrátového monitorování plodu. 2.12.2010, Brno.
- [66.] Meridian Monitor. *Mindchild* [online]. 2015 [cit. 2015-08-07]. Dostupné z: <http://www.mindchild.com/meridian-monitor.htm>
- [67.] PETERS, Maria, et al. Monitoring the fetal heart non-invasively: a review of methods. *Journal of perinatal medicine*, 2001, 29.5: 408-416.
- [68.] ADAM, J. The future of fetal monitoring. *Reviews in Obstetrics and Gynecology*, 2012, 5.3-4: e132.
- [69.] LifeWave FetalConnect. *JDID Product Design: Product design + development* [online]. 2015 [cit. 2015-08-10]. Dostupné z: <http://www.jdidproductdesign.com/LifeWave-FetalConnect/>

- [70.] CHIA, Ee Ling, et al. Cardiac time intervals of normal fetuses using noninvasive fetal electrocardiography. *Prenatal diagnosis*, 2005, 25.7: 546-552.
- [71.] CHIA EE LING, ELAINE. *Assessment and quantification of foetal electrocardiography and heart rate variability of normal foetuses from early to late gestational periods*. 2006. PhD Thesis.
- [72.] KÄHLER, Christiane, et al. Fetal magnetocardiography: development of the fetal cardiac time intervals. *Prenatal diagnosis*, 2002, 22.5: 408-414.
- [73.] STINSTRA, J., et al. Multicentre study of fetal cardiac time intervals using magnetocardiography. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 2002, 109.11: 1235-1243.
- [74.] VAN LEEUWEN, P., et al. Assessment of intra-uterine growth retardation by fetal magnetocardiography. In: *Biomag Proc 12th Int Conf on Biomagnetism: 13–17 August 2000; Helsinki*. 2001. p. 603-606.
- [75.] SÖRNMO, Leif; LAGUNA, Pablo. *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Academic Press, 2005.
- [76.] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. uprav. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 8021415584.
- [77.] PROAKIS, John G, Dimitris G MANOLAKIS a John G PROAKIS. *Digital signal processing: principles, algorithms, and applications*. 2nd ed. New York: Maxwell Macmillan International, c1992, xviii, 969 p. ISBN 002396815x
- [78.] UHLÍŘ, Jan a Pavel SOVKA. *Číslíkové zpracování signálů*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1995, 312 s. ISBN 80-01-01303-0.
- [79.] JAGANNATH, D. J.; SELVAKUMAR, A. Immanuel. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical signal processing and control*, 2014, 10: 224-244.
- [80.] REDIF, Soydan; FAHRIOGLU, Umut. Foetal ECG extraction using broadband signal subspace decomposition. In: *Microwave Symposium [(MMS), 2010 Mediterranean*. IEEE, 2010. p. 381-384.
- [81.] KANJILAL, Partha Pratim; PALIT, Sarbani; SAHA, Goutam. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1997, 44.1: 51-59.
- [82.] DE LATHAUWER, Lieven; DE MOOR, Bart; VANDEWALLE, Joos. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2000, 47.5: 567-572.
- [83.] ZARZOSO, Vicente; NANDI, Asoke K. Noninvasive fetal electrocardiogram extraction: blind separation versus adaptive noise cancellation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2001, 48.1: 12-18.
- [84.] ZARZOSO, V.; MILLET-ROIG, J.; NANDI, A. K. Fetal ECG extraction from maternal skin electrodes using blind source separation and adaptive noise cancellation techniques. In: *Computers in Cardiology 2000*. IEEE, 2000. p. 431-434.
- [85.] DATIAN, Ye; XUEMEI, Ouyang. Application of wavelet analysis in detection of fetal ECG. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 1996. p. 1043-1044.

- [86.] ECHEVERRIA, Juan C., et al. Fetal QRS extraction based on wavelet analysis and pattern matching. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 1996. p. 1656-1657
- [87.] KHAMENE, Ali; NEGAHDARIPOUR, Shahriar. a new method for the extraction of fetal ECG from the composite abdominal signal. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2000, 47.4: 507-516.
- [88.] MOCHIMARU, F.; FUJIMOTO, Y.; ISHIKAWA, Y. Detecting the fetal electrocardiogram by wavelet theory-based methods. *Progress in Biomedical Research*, 2002, 7: 185-193.
- [89.] KARVOUNIS, E. C., et al. Fetal heart rate extraction from composite maternal ECG using complex continuous wavelet transform. In: *Computers in Cardiology, 2004*. IEEE, 2004. p. 737-740.
- [90.] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. VUTIUM, 2005.
- [91.] HEWLETT PACKARD® 8041A ANTEPARTUM FETAL MONITOR. *SOMA Technology, Inc.* [online]. Bloomfield, USA: SOMA Technology, Inc., ©2015 [cit. 2015-11-09]. Dostupné z: <http://www.somatechnology.com/pdf/HP8041A.pdf>
- [92.] SHI, Zhenwei; ZHANG, Changshui. Semi-blind source extraction for fetal electrocardiogram extraction by combining non-Gaussianity and time-correlation. *Neurocomputing*, 2007, 70.7: 1574-1581
- [93.] HON, E. H.; LEE, S. T. Averaging techniques in fetal electrocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, 1964, 2.1: 71-76.
- [94.] SAMENI, Reza; JUTTEN, Christian; SHAMSOLLAHI, Mohammad B. What ICA provides for ECG processing: Application to noninvasive fetal ECG extraction. In: *Signal Processing and Information Technology, 2006 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2006. p. 656-661.
- [95.] MAROSSERO, Dorothee E., et al. Independent components analysis for fetal electrocardiogram extraction: a case for the data efficient mermaid algorithm. In: *Neural Networks for Signal Processing, 2003. NNSP'03. 2003 IEEE 13th Workshop on*. IEEE, 2003. p. 399-408.
- [96.] CAMPS-VALLS, Gustavo, et al. Foetal ECG recovery using dynamic neural networks. *Artificial Intelligence in Medicine*, 2004, 31.3: 197-209.
- [97.] AL-ZABEN, A.; AL-SMADI, A. Extraction of foetal ECG by combination of singular value decomposition and neuro-fuzzy inference system. *Physics in medicine and biology*, 2006, 51.1: 137.
- [98.] ALEXANDER, Thomas S. *Adaptive signal processing: theory and applications*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [99.] SAMENI, Reza, et al. Filtering noisy ECG signals using the extended Kalman filter based on a modified dynamic ECG model. In: *Computers in Cardiology, 2005*. IEEE, 2005. p. 1017-1020.
- [100.] NIKNAZAR, Mohammad; RIVET, Bertrand; JUTTEN, Christian. Fetal ECG extraction by extended state Kalman filtering based on single-channel recordings. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2013, 60.5: 1345-1352.
- [101.] WIDROW, Bernard. Adaptive filters. *Aspects of network and system theory*, 1971, 563-587.

- [102.] HAYKIN, Simon; WIDROW, Bernard. *Least-mean-square adaptive filters*. John Wiley & Sons, 2003.
- [103.] WIDROW, Bernard, et al. Adaptive noise cancelling: Principles and applications. *Proceedings of the IEEE*, 1975, 63.12: 1692-1716.
- [104.] SWARNALATHA, R.; PRASAD, D. V. a technique for extraction of FECG using multi stage adaptive filtering. *Journal of Applied Sciences*, 2010, 10.4: 319-324.
- [105.] WU, Shuicai, et al. Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering. *Computers in biology and medicine*, 2013, 43.10: 1622-1627.
- [106.] CAMPS, G.; MARTINEZ, M.; SORIA, E. Fetal ECG extraction using an FIR neural network. In: *Computers in Cardiology 2001*. IEEE, 2001. p. 249-252
- [107.] MARTINEK, Radek; ZIDEK, Jan. Refining the diagnostic quality of the abdominal fetal electrocardiogram using the techniques of artificial intelligence. *Journal: Przegląd Elektrotechniczny*, 2012, 155-160.
- [108.] POULARIKAS, Alexander D.; RAMADAN, Zayed M. *Adaptive filtering primer with MATLAB*. CRC Press, 2006.
- [109.] POULARIKAS, Alexander D. *Adaptive Filtering: Fundamentals of Least Mean Squares with MATLAB®*. CRC Press, 2014.
- [110.] WEI, Zheng, et al. Noninvasive fetal ECG estimation using adaptive comb filter. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2013, 112.1: 125-134.
- [111.] XU-WILSON, Minnan, et al. Spatial filtering and adaptive rule based fetal heart rate extraction from abdominal fetal ECG recordings. In: *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2013*. IEEE, 2013. p. 197-200.
- [112.] VULLINGS, R., et al. Dynamic segmentation and linear prediction for maternal ECG removal in antenatal abdominal recordings. *Physiological measurement*, 2009, 30.3: 291.
- [113.] FERRARA, Earl R.; WIDROW, Bernard. Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1982, 6: 458-460.
- [114.] SHADAYDEH, Maha; XIAO, Yegui; WARD, Rabab Kriedieh. Extraction of fetal ECG using adaptive Volterra filters. In: *Proceedings of the EUSIPCO*. 2008.
- [115.] BIN IBNE REAZ, Mamun; WEI, Lee Sze. Adaptive linear neural network filter for fetal ECG extraction. In: *Intelligent Sensing and Information Processing, 2004. Proceedings of International Conference on*. IEEE, 2004. p. 321-324.
- [116.] KAM, A.; COHEN, A. Detection of fetal ECG with IIR adaptive filtering and genetic algorithms. In: *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1999. Proceedings., 1999 IEEE International Conference on*. IEEE, 1999. p. 2335-2338.
- [117.] HASAN, M. A., et al. Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biological procedures online*, 2009, 11.1: 263-295.
- [118.] ALI, Mahmoud Ahmed Suliman; ZENG, XiaoPing. a novel technique for extraction foetal electrocardiogram using adaptive filtering and simple genetic algorithm. *American Journal of Biostatistics*, 2010, 1.2: 75.
- [119.] NASIRI, Maryam; FAEZ, Karim. Extracting fetal electrocardiogram signal using ANFIS trained by genetic algorithm. In: *Biomedical Engineering (ICoBE), 2012 International Conference on*. IEEE, 2012. p. 197-202.

- [120.] NASIRI, Maryam. Fetal Electrocardiogram Signal Extraction by ANFIS Trained with PSO Method. *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, 2012, 2.2: 247-260.
- [121.] SARGOLZAEI, A.; FAEZ, K.; SARGOLZAEI, S. a new method for Foetal Electrocardiogram extraction using Adaptive Nero-Fuzzy Interference System trained with PSO algorithm. In: *Electro/Information Technology (EIT), 2011 IEEE International Conference on*. IEEE, 2011. p. 1-5.
- [122.] DU, Y.; HUANG, H. Fetal electrocardiogram extraction based on independent component analysis and quantum particle swarm optimizer algorithm. *Sheng wu yi xue gong cheng xue za zhi ,Journal of biomedical engineering, Shengwu yixue gongchengxue zazhi*, 2011, 28.5: 941-945.
- [123.] JANG, Jyh-Shing Roger. ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system. *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, 1993, 23.3: 665-685.
- [124.] VIJILA, C.; KANAGASABAPATHY, P.; JOHNSON, Stanley. Adaptive neuro fuzzy inference system for extraction of FECG. In: *INDICON, 2005 Annual IEEE*. IEEE, 2005. p. 224-227.
- [125.] KEZI SELVA VIJILA, C.; KANAGASABAPATHY, P. Intelligent technique of canceling maternal ECG in FECG extraction. *Iranian Journal of Fuzzy Systems*, 2008, 5.1: 27-45.
- [126.] ASSALEH, Khaled. Extraction of fetal electrocardiogram using adaptive neuro-fuzzy inference systems. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2007, 54.1: 59-68.
- [127.] ASSALEH, Khaled. Adaptive neuro-fuzzy inference systems for extracting fetal electrocardiogram. In: *Signal Processing and Information Technology, 2006 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2006. p. 122-126.
- [128.] SWARNALATHA, R.; PRASAD, D. V. Maternal ECG cancellation in abdominal signal using ANFIS and wavelets. *Applied Sci*, 2010, 10: 868-877.
- [129.] NASIRI, Maryam. Fetal Electrocardiogram Signal Extraction by ANFIS Trained with PSO Method. *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, 2012, 2.2: 247-260.
- [130.] ÜBEYLI, Elif Derya. Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of ECG signals using Lyapunov exponents. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2009, 93.3: 313-321.
- [131.] NAZMY, T. M.; EL-MESSIRY, H.; AL-BOKHITY, B. Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of ECG signals. In: *Informatics and Systems (INFOS), 2010 The 7th International Conference on*. IEEE, 2010. p. 1-6.
- [132.] MUTHUVEL, K.; PADMA SURESH, L. Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of ECG signal. In: *Circuits, Power and Computing Technologies (ICCPCT), 2013 International Conference on*. IEEE, 2013. p. 1162-1166.4
- [133.] Least Mean Square (LMS) Adaptive Filter - Developer Zone - National Instruments." National Instruments. N.p., 10 June 2009. Web. 26 Feb. 2016.
- [134.] SHYNK, John J., et al. Frequency-domain and multirate adaptive filtering. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1992, 9.1: 14-37.
- [135.] LONG, Guozhu; LING, Fuyun; PROAKIS, John G. The LMS algorithm with delayed coefficient adaptation. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 1989, 37.9: 1397-1405.

- [136.] MAHFUZ, Ejaz; WANG, Chunyan; AHMAD, M. Omair. a high-throughput DLMS adaptive algorithm. In: *Circuits and Systems, 2005. ISCAS 2005. IEEE International Symposium on*. IEEE, 2005. p. 3753-3756.
- [137.] Akay, Metin. *Biomedical signal processing*. Academic Press; 2012.
- [138.] CIOFFI, John M.; KAILATH, Thomas. Fast, recursive-least-squares transversal filters for adaptive filtering. *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, 1984, 32.2: 304-337.
- [139.] MARTINEZ, M., et al. Methods to evaluate the performance of fetal electrocardiogram extraction algorithms. In: *Computers in Cardiology 2001*. IEEE, 2001. p. 253-256.
- [140.] Adaptive Noise Canceling (ANC) Applied to Fetal Electrocardiography. MathWorks: Products & Services, DSP System Toolbox [online]. 1994 [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/products/dspsystem/examples.html?file=/products/demos/shipping/dsp/adaptncdemo.html>.
- [141.] Modelling of non-invasively recorded maternal and fetal electrocardiographic signals. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*
- [142.] ROOIJAKKERS, Michael J., et al. Low-complexity R-peak detection for ambulatory fetal monitoring. *Physiological measurement*, 2012, 33.7: 1135.
- [143.] SAMENI, Reza, et al. Electrode selection for noninvasive fetal electrocardiogram extraction using mutual information criteria. In: *26th International Workshop on Bayesian Inference and Maximum Entropy Methods in Science and Engineering (MaxEnt 2006)*. American Institute of Physics, 2006. p. 97--104.
- [144.] FARINE, Dan (ed.). *New technologies for managing labor*. Walter de Gruyter GmbH & Co KG, 2015.
- [145.] ŠKUTOVÁ, Hana. *Extrakce plodového elektrokardiogramu z transabdominálního záznamu metodami soft-computingu*. Ostrava, 2016. Diplomová práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Radek Martinek, Ph.D.

I. Příloha na DVD

Tabulka 19: Obsah přiloženého DVD

Název adresáře	Popis
Experimenty	Praktická část práce v programu MATLAB
Text	Diplomová práce v elektronické podobě