

Magnetická rezonance plodu

Magnetic Resonance Imaging of the Fetus

Bc. Veronika Dziedzicová

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. Ing. Radek Martinek, Ph.D.

Ostrava, 2022

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Veronika Dziedzicová**
Studijní program: N0988A060001 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Magnetická rezonance plodu**
Magnetic Resonance Imaging of the Fetus
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se věnuje problematice klinického využití magnetické rezonance v prenatální diagnostice. Cílem práce je klasifikace primárních komplikací při monitorování plodu (pohybové artefakty, nemožnost monitorování vitálních funkcí plodu během vyšetření apod.). Práce se dále věnuje popisu metod pro automatickou detekci pohybu plodu (akustické senzory, akcelerometry, plodové EKG apod.) a jejich možného využití během vyšetření v MR. Cílem práce je experimentální ověření metod detekce pohybu plodu v laboratorních podmínkách s potenciálem využití během vyšetření v MR.

Postup řešení:

1. Hlubková literární rešerše současného stavu problematiky klinického využití magnetické rezonance v prenatální diagnostice. Indikace, limitace a bezpečnost.
2. Rešerše MR sekvencí pro fetální magnetickou rezonanci (např. T2 Haste, TrueFisp, Flash, Echo-planární zobrazování aj.).
3. Klasifikace základních komplikací při monitorování plodu (nutnost kvalifikovaného personálu, nízký poměr signálu k šumu, zřetel na velikost gantry, pohybové artefakty, nemožnost monitorování vitálních funkcí plodu během vyšetření apod.).
4. Klasifikace a popis metod pro automatickou detekci pohybu plodu (akustické senzory, akcelerometry, plodové EKG apod.). Diskuse možnosti uplatnění metod během vyšetření v MR (MR kompatibilita).
5. Ověření vybraných metod detekce pohybu plodu v laboratorních podmínkách s potenciálem využití během vyšetření v MR.
6. Diskuze a evaluace dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] HARIS, Kostas, et al. Freebreathing fetal cardiac MRI with doppler ultrasound gating, compressed sensing, and motion compensation. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2020, Vol. 51, Iss. 1, p. 260-272. eISSN 1522-2586.
 - [2] JIANG, Qifeng, et al. Development of Portable Monitoring System for Real-Time Detection of Fetal Movement. *Advances in Bioscience and Biotechnology*. 2018. Vol. 9, No. 8, p. 380-389. ISSN 2156-8456.
 - [3] MASSELLI, Gabriele. (ed.) *MRI of Fetal and Maternal Diseases in Pregnancy*. Springer, 2015. ISBN 978-3319365350. eISBN 978-3-319-21428-3.
 - [4] KLINE-FATH, Beth, Dorothy BULAS and Wesley LEE. *Fundamental and advanced fetal imaging ultrasound and MRI*. Lippincott Williams & Wilkins, 2020. ISBN 978-1975117009.
-

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

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

Konzultant diplomové práce: Ing. Radana Kahánková, Ph.D.
Ing. Dominik Vilímek

Datum zadání: 01.09.2020

Datum odevzdání: 30.04.2022

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

prof. Ing. Jan Platoš, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Hlavním cílem diplomové práce je experimentální ověření metod detekce pohybu plodu z abdominálního EKG (aEKG) záznamu s potenciálem využití během vyšetření magnetickou rezonancí. Signál aEKG obsahuje v sobě obsahuje mateřskou komponentu, plodovou komponentu a další rušivé signály. Pro zhodnocení stavu plodu je důležitým parametrem variabilita tepové, frekvence, ze které lze ověřit pohyby plodu. Teoretická část se věnuje současnému stavu problematiky klinického využití magnetické rezonance v prenatální diagnostice, popisu MR sekvencí vhodných pro fetální magnetickou rezonanci a klasifikaci základních komplikací při monitorování plodu, přičemž důraz je zde kladen na pohybové artefakty, které výrazně ovlivní celkovou metodu zobrazení. Dále je provedena rešerše současného stavu problematiky detekce pohybu plodu. V experimentální části je představeno řešení pomocí neadaptivní metody extrakce fEKG signálu, ze kterého je stanovena variabilita tepové frekvence plodu (fHR) a amplituda fetálního QRS komplexu, přičemž oba parametry jsou závislé na pohybu plodu. Metody byly realizovány v softwarovém prostředí Matlab 2020a. Ověření funkčnosti navržených metod bylo provedeno na reálném záznamu KTG z klinické praxe.

Klíčová slova

Magnetická rezonance plodu, plodový elektrokardiogram, neadaptivní metody extrakce EKG signálu, amplituda fetálního QRS komplexu, pohyby plodu, variabilita tepové frekvence plodu, MATLAB.

Abstract

The main goal of this diploma thesis is the experimental verification of fetal movement detection methods from abdominal ECG (aECG) with the potential to be used during magnetic resonance of imaging. The aECG signal contains the maternal component, the fetal component and the other interfering signals. An important parameter for evaluating fetal status is heart rate variability, the frequency from which fetal movements can be verified. The theoretical part deals with the current state of clinical use of magnetic resonance imaging in prenatal diagnosis, description of MR sequences suitable for magnetic resonance and classification of basic monitoring errors, with emphasis on movement artifacts that significantly affect the overall imaging method. Furthermore, a search of the current state of fetal motion detection is performed. The experimental part presents a solution a non-adaptive of fetal ECG signal extraction, from which the variability of fetal heart rate and amplitude of the fetal QRS complex are determined, both parameters being dependent on fetal movement. Methods was used in the Matlab version 2020a software environment. Verification of the functionality of the proposed methods was performed on a real KTG record from clinical practice.

Key words

Magnetic Resonance imaging of the Fetus, fetal electrocardiogram, non-adaptive fetal ECG signal, extraction methods, fetal QRS complex, fetal movement, fetal heart rate variability, MATLAB.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda bych poděkovala vedoucímu mé práce, panu prof. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za odborné vedení, rady a trpělivost při vytváření této diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Radaně Kahánkové, Ph.D. za cenné rady a poskytnuté materiály. Obrovské poděkování patří mé rodině, především mým rodičům a příteli za velkou podporu během celého studia.

Obsah

Seznam použitých zkratk	9
Seznam ilustrací	10
Seznam tabulek	12
Úvod	13
1 Klinické využití FMR v prenatalní diagnostice	14
1.1 Indikace FMR	14
1.2 Limitace FMR	16
1.3 Bezpečnost při použití v klinické praxi	17
1.3.1 Působení silného magnetického pole na plod	17
1.3.2 Vliv vyšších intenzit zvuku na plod	17
1.3.3 Vliv kontrastních látek na plod	18
2 Rozbor MR sekvencí	19
2.1 T ₂ HASTE sekvence	19
2.2 Echoplanární sekvence	20
2.3 Difuzí vážené sekvence	21
2.4 T ₁ vážené sekvence	22
2.5 Sekvence FLASH	23
2.6 Sekvence FLAIR	23
2.7 Sekvence vhodné pro FMR	24
3 Komplikace při monitorování plodu	27
3.1 Kvalifikace personálu	27
3.2 Artefakty	28
3.2.1 Pohybové artefakty	29
3.3 Nemožnost monitorování vitálních funkcí během vyšetření	32
3.4 MR kompatibilita	33
4 Metody automatické detekce pohybu plodu	35
4.1 Akcelerometry	36
4.2 Fetální EKG	39
4.2.1 Variabilita srdeční frekvence plodu	40
4.3 Shrnutí technologií pro detekci pohybu plodu	42

5	Vybrané metody na základě literární rešerše	45
5.1	Metoda průměrování	46
5.2	Metody detekce QRS komplexu matky a QRS komplexu plodu.....	46
6	Experimentální část	49
6.1	Experimentální data	49
6.2	Analýza	53
6.3	Analýza polarity svodů	55
7	Návrh algoritmů pro detekci pohybů plodu.....	56
7.1	Předzpracování.....	57
7.2	Detekce QRS komplexu matky	58
7.3	Detekce R vrcholů plodu	62
7.4	Časově frekvenční analýza	66
7.5	Detekce pohybů plodu na základě tepové frekvence	71
7.6	Detekce QRS komplexu plodu založená na filtraci klouzavým průměrem.....	73
7.6.1	Amplituda zprůměrovaného QRS komplexu plodu	75
7.6.2	Vykreslení koeficientu translačního pohybu	78
8	Diskuze dosažených výsledků.....	81
8.1	Výsledky metody variability tepové frekvence plodu	84
8.2	Výsledky metody variace amplitud QRS plodu	89
9	Závěr.....	92
	Použitá literatura	94
	Přílohy	I

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
fEKG	Echoplanární zobrazování
CNS	Centrální nervový system
DTI	Diffusion tensor imaging
DUS	Doppler Ultrasound, Dopplerovský utralzvuk
DWI	Diffusion weighted imaging
EPI	Echoplanární zobrazování
fEKG	Fetální elektrokardiogram
fMKG	Fetální magnetokardiografie
FLAIR	<i>Fluid-attenuated-inversion-recovery</i>
FLASH	Fast Low angle shot
FMR	Fetální magnetická rezonance
FOV	Field of view
GBCA	Gadolinium based contrast agents
GRE	Gradient echo
GRE	Gradient echo, Gradientní echo
HASTE	Half-Fourier Acquisition Single-shot
IIR	Infinite Impulse Response, Filtr s nekonečnou impulzní odezvou
MRI	Magnetická rezonance
RF	Radiofrekvenční
SAR	Specific Absorption Rate, Specifická míra absorpce
SE	Spin echo
SNR	Signal-to-noise-to-ratio, Poměr signálu a šumu
SSFP	Steady-state free precession
SSFSE	Single shot fast spin echo
SSH	Ultrafast single-shot
TE	Time to echo
TR	Repetition time
UZV	Ultrazvuk

Seznam ilustrací

Obrázek 1: DWI sekvence, $b = 1000$ [1]	21
Obrázek 2: Srovnání T_1 vážené sekvence se sekvencí T_2 vážené SSFSE, převzato z [1]	23
Obrázek 3: Pohyb matky způsobil i pohyb plodu	29
Obrázek 4: Ztráta signálu pohybem plodové vody	30
Obrázek 5: Vysoká intenzita získaného snímku	30
Obrázek 6: Sekvenční snímky fetální ruky ve 32 gestačním týdnu ovlivněné pohybem končetiny	31
Obrázek 7: True-Fisp, neostrosti obrazu v důsledku pohybu plodu	31
Obrázek 8 a, Přenosné zařízení snímající aEKG+fEKG MONICA healthcare.....	33
Obrázek 9: Vývojový digram metody DUS převzato z [24] a upraveno	34
Obrázek 10: 5 akcelerometrů umístěných na břicho matky, 6. akcelerometr umístěný na zádech [43]	37
Obrázek 11: Ukázka signálu zaznamenaného pomocí akcelerometru.	38
Obrázek 12: Signál fEKG snímané transabdominálně poskytnuto z [37] a upraven	39
Obrázek 13: Nahoře aEKG obsahující plodovou i mateřskou komponentu, dole signál obsahující fEKG	41
Obrázek 14: Měření fEKG, referenční KTG	49
Obrázek 15: 20min úsek záznamu z KTG, spánek plodu	50
Obrázek 16: 20min úsek záznamu z KTG, probuzení plodu	50
Obrázek 17: 20min úsek záznamu z KTG, probuzený plod, nezaznamenaná pohybová aktivita.....	50
Obrázek 18: Vykreslení KTG dat, reference	52
Obrázek 19: Vykreslení reference se zaznačenými stavy plodu	52
Obrázek 20: Signál před zpracováním, superpozice svodů 1-6.....	53
Obrázek 21: Svod 3 před zpracováním	53
Obrázek 22: Pomocná aplikace	54
Obrázek 23: Blokové schéma algoritmu pro detekci pohybu plodu, referenční záznam KTG.....	56
Obrázek 24: Vývojový diagram sestavení signálu pro zpracování z vícekanalového na jednocanalový záznam ..	58
Obrázek 25: Detekce R vrcholů matky.....	59
Obrázek 26: Detekovaná mateřská komponenta (m) a vyznačená komponenta plodová (f)	60
Obrázek 27: QRS komplexy matky s vyznačením R vrcholů matky.....	61
Obrázek 28: Vynulování QRS matky, červeně (f)- plodové ekg, modře (m) mateřské ekg.....	61
Obrázek 29: Detekce R vrcholů z fEKG.....	62
Obrázek 30: Porovnání vstupního signálu s dominantní mateřskou komponentou a extrahovaného fEKG	63
Obrázek 31: Vyznačení RR intervalů mezi fQRS.....	64
Obrázek 32: Porovnání trendů fHR stanoveného pomocí extrakce fEKG a naměřeného KTG.....	65
Obrázek 33: Nahoře signál svodu 6 před extrakcí, dole zobrazen v časově frekvenční analýze.....	68
Obrázek 34: Nahoře extrahovaný signál svodu 6, dole spektrogram extrahované fEKG	68
Obrázek 35: Extrakce R vrcholů plodu	69
Obrázek 36: Průběh fHR v závislosti na čase ve srovnání s referencí	69
Obrázek 37: Nahoře signál svodu 5 před extrakcí, dole zobrazen spektrogram	70
Obrázek 38: Nahoře extrahovaný signál fEKG dominantní, dole spektrogram	70
Obrázek 39: Graf pro detekci pohybů s nastavenou hodnotou prahu, barevně vyznačené hodnoty ukazují.....	72
Obrázek 40: Příklad zprůměrovaného QRS komplexu plodu získaný průměrováním	74
Obrázek 41: Výpočet amplitudy plodového QRS komplexu.....	75
Obrázek 42: Amplituda průměrných QRS komplexů plodu.....	76
Obrázek 43: Porovnání trendů fHR křivky získaného pomocí referenčního KTG signálu a AQRS	77
Obrázek 44: Vývojový diagram detekce pohybu plodu vlivem změn amplitudy fQRS.....	78

<i>Obrázek 45: Pohybový faktor translačního pohybu.....</i>	<i>79</i>
<i>Obrázek 46: Vývojový diagram výpočtu koeficientu $M\tau$.....</i>	<i>80</i>
<i>Obrázek 47: Nepřesná detekce R vrcholů plodu.....</i>	<i>82</i>
<i>Obrázek 48: Úsek A05 s nekorektně detekovanými R vrcholy matky.....</i>	<i>83</i>
<i>Obrázek 49: Vynulování mateřského komplexu v úseku 1F (A10 dle tabulky).....</i>	<i>84</i>
<i>Obrázek 50: Detekce R vrcholů plodu v úseku 1F (A10 dle tabulky).....</i>	<i>85</i>
<i>Obrázek 51: Průběh fHR v úseku 1F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG.....</i>	<i>85</i>
<i>Obrázek 52: Vynulování mateřského komplexu 2F (A20 dle tabulky).....</i>	<i>86</i>
<i>Obrázek 53: Detekce R vrcholů plod v úseku 2F (A20 dle tabulky).....</i>	<i>87</i>
<i>Obrázek 54: Průběh fHR v úseku 2F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG.....</i>	<i>87</i>
<i>Obrázek 55: Vynulování mateřského komplexu v 3F (A28 dle tabulky).....</i>	<i>88</i>
<i>Obrázek 56: Průběh fHR v úseku 3F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG.....</i>	<i>88</i>
<i>Obrázek 57: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 1F.....</i>	<i>89</i>
<i>Obrázek 58: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 3F.....</i>	<i>90</i>
<i>Obrázek 59: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 2F.....</i>	<i>91</i>

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Popis parametrů potřebných při získání FMR</i>	<i>25</i>
<i>Tabulka 2: Popis sekvencí vhodných k FMR s parametry</i>	<i>25</i>
<i>Tabulka 3: Personál potřebný k provedení fetální MRI</i>	<i>27</i>
<i>Tabulka 4: Klasifikace pohybů plodu</i>	<i>35</i>
<i>Tabulka 5: Přehled metod pro automatickou detekci pohybů plodu.....</i>	<i>43</i>
<i>Tabulka 6: Přehled neadaptivních jednonálových metod pro extrakci fEKG</i>	<i>45</i>
<i>Tabulka 7: Rozdělení úseků</i>	<i>51</i>
<i>Tabulka 8: Analýza polaritv svodů.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabulka 9: Důležité parametry pro tvorbu algoritmu.....</i>	<i>57</i>
<i>Tabulka 10: Parametry spektrogramu.....</i>	<i>67</i>
<i>Tabulka 11: Zhodnocení výsledků získaných z vypočteného fHR extrakcí fEKG s referenčním KTG.....</i>	<i>81</i>

Úvod

Magnetická rezonance plodu je cennou doplňkovou metodou k ultrazvukové metodě. Ultrazvukové vyšetření plodu zůstává bezesporu primární vyšetřovací metodou, pokud však potřebujeme UZV nálezy potvrdit, odhalit či vyvrátit je magnetická rezonance užitečnou, bezpečnou vyšetřovací metodou, jenž poskytuje rozšiřující informace. Velkou nevýhodou magnetické rezonance plodu je pohyb plodu, vyvíjejí se však stále rychlejší sekvence, které by mohly pohybové artefakty minimalizovat. Cílem práce je laboratorně ověřit metody detekce pohybu plodu s potenciálem využití během vyšetření magnetickou rezonancí, kdy by bylo možné za pomoci detekovaných pohybů magnetickou rezonancí v této části úseku nespouštět a zajistit tak kvalitnější snímky bez pohybových artefaktů.

Práce je rozdělena na dvě části, část teoretickou a část experimentální. Teoretická část obsahuje shrnutí poznatků této problematiky a je koncipována jako literární rešerše. První kapitola obsahuje informace týkající se indikace, limitace a bezpečnosti při provádění FMR. V současné době neexistují studie, které by prokázaly jednoznačně škodlivé účinky silného magnetického pole při vyšetření. Druhá kapitola je zaměřena na popis MR sekvencí vhodných pro použití ve fetálním zobrazování. Třetí kapitola představuje komplikace spojené s pořízením FMR snímků, je zde kladen důraz na pohybové artefakty, které negativně ovlivňují celkovou zobrazovací metodu. Pohybovými artefakty způsobené pohybem plodu se bude tato práce věnovat v dalších kapitolách. Ve čtvrté kapitole jsou představeny metody automatické detekce pohybu plodu, mezi které řadíme použití akcelerometrů, plodového EKG a KTG. Důležitou roli v určení detekce pohybů plodů ze signálu zde hraje variabilita tepové frekvence plodu, která je indikátorem stavu plodu.

Experimentální část diplomové práce se zabývá ověřením laboratorní metody detekce plodu pomocí fetální elektrokardiografie. Fetální elektrokardiografický signál použitý v této práci byl snímán pomocí elektrod umístěných na povrchu břišní stěny matky. K tomuto signálu byl ve stejnou dobu pořízen záznam KTG, který v této práci slouží jako signál referenční. Signál aEKG obsahoval úseky záznamu, ve kterých bylo za pomoci klinického experta zjištěno, kdy docházelo k pohybům plodu. Měřená data jsou následně analyzována. Pomocí návrhu řešení, které bylo vybráno na základě nastudování této problematiky v kapitole 4 a 5, bylo přistoupeno k realizaci extrakce fEKG ze signálu aEKG, abychom získali informace obsahující dominantní plodovou komponentu. Na základě získaného fEKG signálu bylo provedeno srovnání variability tepové frekvence s referenčním KTG signálem. Vyhodnocení tepové frekvence plodu má zásadní význam pro získání užitečných informací o stavu plodu, tedy jeho pohybech či relaxaci. Na základě vyhodnocených výsledků bylo přistoupeno k realizaci metody, která zkoumá variace amplitud v QRS komplexu plodu. Dosažené výsledky metody variability tepové frekvence a metody zkoumající variaci amplitud v QRS komplexu plodu budou diskutovány v poslední kapitole této práci.

1 Klinické využití FMR v prenatalní diagnostice

Fetální magnetická rezonance byla poprvé provedena na začátku 80. let 20. století. FMR byla použita na přístroji s velmi nízkou intenzitou magnetického pole, s použitím dlouhých T1-vážených sekvencí. Špatná kvalita snímku byla způsobena pohybovými artefakty, jak ze strany plodu, tak ze strany matky. V současné době je FMR díky vývoji ultrarychlých T2-vážených sekvencí spolu se zlepšením kvality přístrojů velmi cennou doplňkovou diagnostickou zobrazovací metodou, jež pomáhá klinickým lékařům doplnit cenné informace zejména při vývoji mozku plodu. Podle Wataganara a kol. [2] [3] ultrazvukové vyšetření plodu nadále zůstává primární vyšetřovací metodou potřebnou k diagnostice plodu, avšak FMR potvrzuje ultrazvukové nálezy či odhalí skryté vývojové vady, které nejsou z ultrazvukového vyšetření tak zřejmé. FMR je atraktivní technologií, kterou lze mimo jiné využít pro hodnocení kardiovaskulárního systému plodu, vizualizaci srdeční a cévní anatomie plodu, ke kvantifikaci průtoku krve plodu a ke kvantifikaci saturace fetální krve kyslíkem. [8] Za posledních 15 let se zobrazení transformovalo ze statického zobrazení na zobrazení vícerozměrné, jež výrazně pomáhá klinickým lékařům k lepšímu chápání vývoje plodu.

1.1 Indikace FMR

Po provedení UZV vyšetření, při kterém se zjistí abnormalita plodu je vhodné doplnit toto vyšetření magnetickou rezonancí. Magnetická rezonance v tomto případě odhalí další rozšiřující informace, které nelze vyhodnotit z ultrazvuku. K indikaci vyšetření je zapotřebí prozkoumat několik faktorů, jež by výrazně ovlivnily samotné vyšetření. Jedná se především o zkušenosti či vybavenost UZV a MR oddělení, stav těhotné, gestační stáří plodu, obavy z poškození plodu, či právní aspekty, které souvisí s pozitivním nálezem, jež by vedly k ukončení gravidity. Nesmí chybět informovanost a poučení rodičů. FMR lze provést v jakékoliv fázi těhotenství, avšak kvůli větším pohybovým artefaktům a omezení hodnocení malého plodu se toto vyšetření zpravidla provádí od 18. týdne těhotenství[5].

Nejběžnější indikací k FMR je bezesporu podezření na neurologické anomálie, jež souvisí s centrálním nervovým systémem (CNS). Mnoho studií ukazuje, že FMR potvrdilo až 65 % pozitivních UZV nálezů, a poskytlo tak nadále detailnější informace ke vzniklým anomáliím. Výsledky prospektivních studií stále více dokazují, že FMR zobrazení může poskytnout další informace, které vedou k významným změnám v klinickém hodnocení s anomáliemi a tím se stává stále více užitečnou metodou.[2] [6] Nové techniky magnetické rezonance mezi které se řadí diffusion weighted imaging (DWI), diffusion tensor imaging (DTI), protonové spektroskopie a funkční MR zobrazení velmi napomáhají k odhalení informací o metabolismu mozku, myelinizaci a tvorbě nových vláken.

Mezi nejznámější indikace lze zařadit nepřilnavou placentu, anomálie v centrálním nervovém systému, hrudníku, plicích, oblasti hlavy a krku, predikce hypoplazie plic, ageneze/abnormální poloha ledvin, tumory v pánvi nebo v břiše plodu. Méně častou indikací k fetálnímu zobrazení řadíme nepříznivou polohu plodu, nejasný UZV nález, obezitu matky, anhydramnion/oligohydramnion, jizvy

na podbřišku matky, defekty břišní stěny, virtuopsie, rozštěpové vady obličeje, defekty neurální trubice a kongenitální infekce. Vzhledem k tomu, že MRI může lépe rozlišit charakteristiku měkkých tkání, lze tuto metodu využít k posouzení invaze nádorů měkkých tkání.

Dle doporučení ACR a společnosti dětské radiologie se mimo jiné hodnotí a indikují tyto oblasti a s nimi spojené anomálie [1][6]:

- **Mozek a páteř**
 - vrozené anomálie mozku nebo lebky, které nelze dostatečně vyhodnotit UZV, mezi které se řadí cefalokéla, mozkové kortikální malformace, pevné nebo cystické masy, ventrikulomegalie, ageneze corpus callosum či abnormality corpus callosum. Rovněž lze vyhodnotit jistá genetická rizika, mezi které řadíme tuberózní sklerózu, corpus callosum dysgensis či lisencefalii.
 - cévní abnormality mozku které zahrnují cévní anomálie, hydranencephaly, krvácení a monochorionické těhotenství dvojčat
 - vrozené anomálie páteře.

- **Lebka, obličej a krk**
 - cévní nebo lymfatické anomálie
 - struma
 - teratomy
 - rozštěpové vady obličeje, UZV neposkytne tak detailní informace jako MRI
 - vrozené cysty a cystické masy.

- **Hrudník**
 - vrozené malformace dýchacích cest, bronchogenní cysta, vrozená lobární nadměrná infilace
 - vrozená brániční kýla (nejčastější), výpotky, podezření na artrézii jícnu, primární nebo sekundární vzorená srdeční choroba tzv. lymfangiektázie
 - fetální plíce obsahují tekutiny, a proto jsou velmi dobře viditelné v T2-váženém obraze
 - v diagnostice vrozených vad srdce se však stále využívá ultrazvuková fetální echokardiografie (trigování se srdečním rytmem v reálném čase nelze).

- **Gastrointestinální systém**
 - posouzení velikosti a umístění nádorů, hemangiommy, neuroblastommy, teratomy, renální masy
 - stanovení etiologie břišní cysty posouzení komplexních genitourinárních anomálií, kloakální malformace, anorektální malformace, obstrukce dolních močových cest
 - zhodnocení komplexních defektů břišní stěny.

- **Vícečetná těhotenství**
 - zhodnocení morfologie CNS, vyloučení léze bílé hmoty (pokud jeden z plodů odumře)
 - upřesnění místa úponů pupečnicků a určení hranice mezi cévními řečišti obou plodů.

FMR je nástrojem pro řešení mnoha problémů spojených se specifickými indikacemi, které jsou zapříčiněny UZV nálezem či rodinnou anamnézou. Typ zjištěných informací při zobrazení může mít zásadní vliv na průběh celého těhotenství. Proto se v neposlední řadě doporučuje týmový přístup [9], ideálně tým složený ze specializovaných radiologů. Výsledky by se měly interpretovat týmem specialistů zaměřených na mateřskou a fetální medicínu, genetiku, sociální poradenství a pediatrii. [7]

1.2 Limitace FMR

Těhotná žena by měla být před samotným vyšetřením informována o významu, průběhu a bezpečnosti pro plod. Jedním z limitů může být klaustrofobie těhotné, jež jsou v dnešní době částečně řešeny krátkými tunely nebo otevřenými systémy. Plod lze spolehlivě zobrazovat až od 17-18. gestačního týdne, kdy je již v amniotické dutině dostatek prostoru a plod tak nevykazuje silnější pohybové artefakty. Co se týče vývoje, tak určitý limit je zde v období od 20. do 22. gestačního týdne, kdy ještě nejsou vyvinuty sekundární a terciální sulky.

Dále by měla žena vyplnit dotazník, jež vyloučí možné kontraindikace k tomuto vyšetření. Mezi absolutní kontraindikací k vyšetření FMR se řadí:

- většina typů kardiostimulátorů
- ponechané elektrody po deplanci kardiostimulátorů,
- aneurymatické svorky (jen s doložením jejich MR kompatibility)
- neurostimulátory,
- kochleární implantáty
- další feromagnetická cizí tělesa či elektronická zařízení, jež by výrazným způsobem ovlivnila svými artefakty samotné vyšetření, či by ohrozila matku dítěte

Za relativní kontraindikace k vyšetření považujeme:

- Stenty
- žilní filtry
- kovový embolizační materiál
- okledury (jen s doložením jejich MR kompatibility)

Existují nové modely kardiostimulátorů, jež neobsahují olovo, které by po předchozí konzultaci s kardiologem a výrobcem neměly výrazně ovlivnit samotné vyšetření [2] [8].

1.3 Bezpečnost při použití v klinické praxi

V současné době je FMR prováděna výhradně na přístrojích využívajících magnetické pole o síle 1,5 Tesla. Přístroje pracující s těmito typy polí nepředstavují pro pacientku či plod žádné nežádoucí účinky a z hlediska bezpečnosti jsou považovány za bezpečné. Žádná z doposud publikovaných studií nezaznamenala negativní vliv na matku ani plod. [3] [5][7] [14] Existují však určité nežádoucí vlivy, které by mohly mít negativní dopad na nepříznivý vývoj plodu. Dle Wozniaka [14] se za nepříznivé účinky MRI řadí akustické poškození, teratogenní účinky, přímá netermální interakce elektromagnetického pole s biologickými strukturami, tepelný účinek změn gradientu a riziko teratogeneze z gadolinia. Riziko, které nelze opomenout je bezesporu radiofrekvenční energie působící na plod, jež je definována jako SAR (Specific Absorption Rate) udávána ve watttech na kilogram tělesné váhy (W/kg). Přípustná hodnota RF (radiofrekvenčního) zatížení je dle IEC 60601-2-33 definovaná pro oblast celého těla v normálním operačním módu 2W/kg. Dle typu zařízení a hodnoty dané výrobcem se tyto hodnoty mírně odlišují. Výrobce Siemens uvádí tuto hodnotu nastavenou na cca 1,8 – 1,9 W/kg při normálním operačním módu.

1.3.1 Působení silného magnetického pole na plod

Jak již bylo zmíněno, zobrazení s intenzitou magnetického pole o síle 1,5 Tesla je doposud hojně využíváno, slabší magnetické pole by způsobilo nižší SNR (signal-to-noise ratio – poměr signálu a šumu) což by nebylo žádoucí z hlediska kvality snímků. Jelikož jsou účinky vyšší intenzity magnetického pole na plod stále nejasné, i pro své výhody zobrazení, které bylo dokázáno studií publikované Terasa a kol. [4] je pole intenzitou 3 Tesla nevyužito. V této studii bylo zjištěno, že provedení FMR s intenzitou magnetického pole o síle 3 Tesla lépe identifikuje a vyšetří abnormality plodu, ale vzhledem ke skutečnosti, že se zvyšující se intenzitou pole narůstá také teplota tkáně, je toto vyšetření rizikové. Nicméně studie [3] [5] [7] provedená na zvířatech dokazuje, že pokud je doba zobrazování udržována pod 30 minut (režim normální specifické absorpce, SAR), nedojde ke zvýšení teploty o více než 1 °C. Zvýšení teploty o více než 2,5 °C bylo zjištěno u režimů s vysokou zobrazovací dobou. Vzhledem k těmto skutečnostem se doporučuje začínat se zobrazením s nižší intenzitou magnetického pole a pokud kvalita snímků nebude optimální, lze přistoupit k zobrazení s intenzitou magnetického pole 3 Tesla. [2]

1.3.2 Vliv vyšších intenzit zvuku na plod

Vzhledem k tomu, že magnetická rezonance obsahuje poměrně hlučné gradientní cívky, existují studie, jež zkoumají negativní vliv enormního hluku na sluchový aparát v I. trimestru. Mohlo by se jednat o jedno z kontraindikací k vyšetření, jelikož se zvuk z MRI dostává k plodu dvěma způsoby. Primárním přenosem je přenos přes břišní stěnu a plodovou vodu, sekundární přenos zahrnuje vibrace z lůžka přes tělo matky, což lze zamezit vypodložením měkké podložky pod těhotnou. Studie, ve které jako experimentální model gravidní dělohy byl použit žaludek naplněný tekutinou potvrdila, že mnohem vyšších intenzit hluku lze dosáhnout už jen poklepáním na břicho matky dítěte. Toto tvrzení je způsobeno tím, že aparát plodu přijímá hluk tlumeně, jelikož je vyplněn plodovou vodou. Krueber a kol. [15] publikovali studii, ve které ovšem potvrdily nepříznivý vývoj sluchu při dlouhodobém vystavení

nízkofrekvenčním hladinám zvuku nad 65 dB. Podrobněji studované jsou účinky akustického šumu produkovaného již zmíněnými cívkami. Rychlé změny proudu vyvolávají vibrace, které jsou známé při rutinních vyšetřeních MRI. Magnety s intenzitou 3 Tesla mohou způsobit hluk intenzity 120 dB, který by jistě negativně ovlivnil porodní hmotnost plodu, zvýšil by hladinu kortikosteroidů, anebo také vyvolal předčasný porod. [3]Vzhledem k těmto skutečnostem by se mělo fetální MRI provádět při tišších sekvencích. [16]

1.3.3 Vliv kontrastních látek na plod

Nejvíce rozšířenou kontrastní látkou používanou při fetální MRI je látka na bázi gadolinia-Gadolinium based contrast agents (GBCA), která zlepšuje rozlišení MRI. Mezi komerčně dostupné GBCA patří Magnevist, MultiHance, Omniscan, OptiMARK a ProHance. Gadolinium je paramagnetický iont, který se v magnetickém poli pohybuje všemi směry. Svými vlastnostmi výrazně přispívá k lepšímu vyhodocení vaskulárních struktur a určitých dalších typů tkání, jež nejsou běžně zobrazeny. Většina kontrastních látek obsahuje stabilní cheláty, bohužel i tak je možné částečné uvolňování gadolinia do plodové vody. [11] Pokusy na zvířecích modelech ukázaly, že prenatalní expozice gadolinia při vysokých dávkách může způsobit malformace plodu a omezení růstu. Studie provedená na zvířatech nezaznamenala toxické účinky na plod, avšak u lidí tuto toxicitu nebylo možné prokázat, a proto je tato kontrastní látka zařazena do kategorie C (bezpečnost u lidí nebyla doposud prokázána) a dopad dlouhodobého prenatalního užívání zůstává nejasný. Gadolinium prochází placentou do fetálního oběhu a je filtrována přes fetální ledviny a může zůstat v plodové vodě neznámou dobu.[2] [3] [9][10][11][12]

I přes všechny výše zmíněné vlivy MRI na plod a matku nebyly doposud publikovány žádné nežádoucí účinky, které by výrazně ovlivnily průběh těhotenství. Fetální MRI nadále zůstává využitelnou metodou, nejvíce využívanou při zobrazení CNS plodu, tak jak je tomu i u MRI dospělých. [5] [14]

2 Rozbor MR sekvencí

V současné době jsou využívány pulzní sekvence, při kterých akvizice 18-25 snímků trvá 14-22 s, tzv. ultrarychlé sekvence. Doba trvání sekvence umožňuje při výkonu zadržetí dechu matky, což zabraňuje vzniku pohybovým artefaktům. Základem fetální MRI je T₂ vážená sekvence, která je obvykle dosažena pomocí sekvencí rychlého (turbo) spin-echo (SE) nebo rovnovážného stavu bez precese Steady-state free precession (SSFP). Zvláště při zobrazení mozku plodu jsou vyžadovány rychlé SE sekvence s dlouhou dobou TE (time to echo). Zvolením kratší doby TE způsobíme větší kontrast v těle plodu. Sekvence SSFP poskytují informace T₂ a umožňují diferenciaci cév od pevné tkáně. Obraz vážený pomocí T₁ je získán pomocí sekvence Gradient echo sekvence (GRE) s intenzitou magnetického pole 1,5 Tesla. *Echoplanární zobrazování (EPI)* se využívá k vizualizaci kostních struktur, kalcifikací a deoxyhemoglobinu, jež pomáhají ke zjištění nedávného krvácení. Mezi další doplňkové sekvence řadíme *difúzní vážené zobrazování*, dynamické SSFP sekvence, Ultrafast single-shot (SSH) magnetické rezonanční cholangiopankreatické sekvence, jež poskytnou klinickým pracovníkům 3D vizualizaci. [1][3] V posledních několika letech jsou využívány především při zobrazení fetálního mozku tzv. difúzně vážené obrazy, které zachycují pohyb molekul vody (difuzi). Pomocí této metody lze zachytit akutní či subakutní ischemické poškození mozku. [25]

K získání T₁ vážených obrazů a T₂ vážených obrazů se používá řada rychlých sekvencí, přičemž názvy a zkratky sekvencí se vzhledem k velkému počtu výrobců liší. Nejčastěji používanou sekvencí dle Plunk a kol. [3] je jednorázová rychlá spin-echo sekvence, tzv. Single shot fast spin echo (SSFSE) sekvence. Poskytuje okamžitou informaci o poloze plodu i v případě pohybu, jelikož je založena na okamžité rekonstrukci obrazu během akvizice jednotlivých snímků. Dle Brugger a kol. [17] se k rychlým zobrazovacím technikám řadí také sekvence SSFP, která je vysoce účinná při zobrazení cév, zejména těch, které jsou obklopeny tkáněmi. Navíc se jedná o jediné sekvence, které detailně vizualizují srdce plodu. Jelikož plíce vykazují hyperintenzivní signály pouze v pokročilých stádiích těhotenství, sekvence SSFP poskytují horší obraz než sekvence SSFSE při hodnocení plic plodu před 25. gestačním týdnem. Při zobrazení mozku plodu poskytují sekvence SSFP lepší tkáňový kontrast, ale vzhledem k malé FOV může zabránit vizualizaci malých detailů u menších plodů. Při zobrazení T₂ vážených snímků není vyžadování zadržetí dechu matky. [3]

2.1 T₂ HASTE sekvence

T₂ HASTE (*Half Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo*) je sekvence s poloviční Fourierovou rekonstrukcí, pomocí níž lze získat obraz s vysokým rozlišením během 2 sekund. Jedná se o nasbírání pouze nadpolovičního počtu řádek k-prostoru. Lepší kvalita obrazu plodu je v případě T₂ dána díky vysokému kontrastu. Zobrazí se ucelené anatomie plodu. Cévy jsou v tomto případě zobrazeny černé, kvůli ztrátě signálu z důvodu obsahu krve a okolní struktury jako jsou plíce jsou zobrazeny světle. [17] Jedná se o rychlé akvizice jednotlivých snímků, ve kterých lze získat obrazový řez za méně než jednu sekundu. Po jednom 90° pulzu následuje několik 180°, kolik je zapotřebí k vyplnění k-prostoru. Sekvence se nadále částečně zrychluje díky částečnému vyplnění k-prostoru. Pokud je

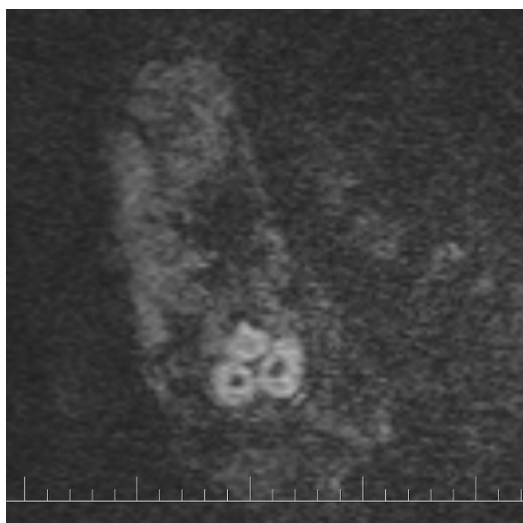
získána větší polovina k-prostoru, lze vypočítat zbývající k-prostor na úkor artefaktů. To znamená, že jde o sekvenci, která je necitlivá na dýchací pohyb, lze ji tedy využít pro získání přehledu o hrubé anatomii a následné nastavení skenovací roviny. Z hlediska FMR je užitečná kvůli necitlivosti na dýchací pohyby. [18] Tato sekvence skvěle zobrazuje anatomii plodu v kterémkoliv gestačním stádiu. To platí zejména pro mozek plodu, dutiny naplněné tekutinou (nosní dutina, hltan, průdušnice, žaludek, tenké střevo, močový systém, žlučník, plíce a placenta včetně povrchu plodu). Tyto sekvence lze považovat za nejlepší z hlediska zobrazování anatomie mozku, jelikož umožňují malou FOV (min. 170 mm) a mají vysoký tkáňový kontrast. U starších plodů, kdy gestační stádium je více než 35 týdnů, se však doporučuje některé parametry sekvencí měnit, aby bylo dosaženo stejné kvality snímků. Jelikož mozek plodu je vyplněn tekutinou, někteří autoři uvádějí, že se ve 2. trimestru má zvýšit doba TE, u starších plodů se naopak doporučuje zkrátit TE dobu. Pro zobrazení těla plodu se doporučuje kratší doba ozvěny, zejména s ohledem na hodnocení intenzity signálu plic. [17]

2.2 Echoplanární sekvence

Echoplanární (EPI) sekvence jsou využívány k zobrazení kostních struktur plodu, velikosti hrudníku a k vývoji skeletu. Kromě zmíněných lze také rozeznat podrobnosti o vývoji epifyzy. Tato rychlá zobrazovací sekvence byla poprvé popsána v roce 1977 a doposud je jednou z nejrychlejších sekvencí, kdy výsledný obraz lze získat za méně než 100 ms. [22] Tato metoda sekvence je doporučována do 27. gestačního týdne těhotenství, jelikož se stoupajícím gestačním stádiem klesá kontrast mezi kostmi a okolním svalstvem. EPI sekvence je využívána zejména tehdy, pokud při T_1 vážených sekvencích již nelze detekovat hemorrhagie. Touto sekvencí lze detekovat kalcifikaci a produkty rozpadů krve, mezi které patří deoxyhemoglobin, který naznačuje nedávné krvácení, či hemosiderin, který představuje starší krvácení. Dle Saleem a kol. [1] je EPI zobrazování přínosné z hlediska posouzení přehledu velikosti hrudníku, vývoje skeletu, kontury povrchu plodu a posouzení integrity stěny těla. Při diagnostice komplexních muskuloskeletálních abnormalit lze pečlivě zhodnotit celý plod a detekovat související abnormality. Zejména u plodů ve třetím trimestru s rizikem plicní hypoplazie lze odhadnout objem orgánů, v případě plicní hypoplazie je to objem plic. EPI sekvence je pravděpodobně nejrychlejší způsob, jak získat snímky plodu. Tato sekvence využívá několik gradientních ozvěn k získání mnoha linek v k-prostoru po jediné excitaci nebo během RF pulsu. Pomocí matematických operací získáváme 64 k-prostorové řádky za méně než 50 ms. Nevýhodou této sekvence je nízké rozlišení a geometrické zkreslení. Tato sekvence je náročná na hardware skeneru, zejména pak na charakteristiky přechodu. Nevýhodou této sekvence je hluchost oproti jiným sekvencím, což může mít zásadní vliv na vzniklé pohyby pacientů či plodu. I přes nevýhody, je sekvence EPI klíčovým doplňkem při všech různých typech zobrazování (difúzní, srdce, funkční zobrazení mozku). Artefakty způsobené rychlým skenováním lze snížit za pomoci kalibrace před skenováním. EPI sekvence zůstává navzdory několika artefaktům jedinečnou sekvencí využívanou nejen při FMR. Blízká budoucnost této sekvence slibuje zobrazení difúzního tenzoru. [21][22]

2.3 Difuzí vážené sekvence

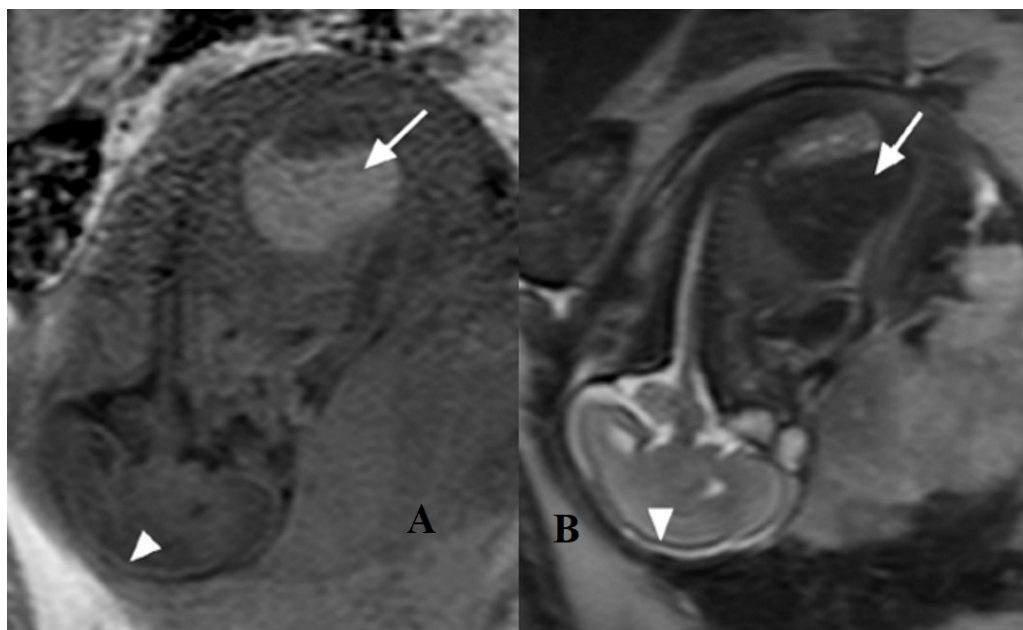
Na základě EPI sekvence lze získat *difuzí vážené sekvence* za méně než 20 s, tzv. DWI (Diffusion Weighted Imaging) sekvenci. DWI sekvence je nedílnou součástí zobrazování mozku plodu, protože disponuje vysokou citlivostí při detekci na hypoxicko-ischemické léze mozku. Jelikož difúzní anizotropie charakterizuje premyelinační struktury, lze DWI sekvenci využít k identifikaci dosud nemyelinizovaných vláken kalózního tělesa. Změny koeficientu difúze probíhají paralelně s prenatalním zráním mozku. Na Obrázku 1 lze vidět snímek plodu pořízený za pomoci DWI sekvence s nastavením hodnoty $b=1000$, tato sekvence je s tímto nastavením využívána v klinické praxi. EPI DWI obrazy s $b=0$ jsou senzitivní k zobrazení artefaktů a lze je využít k zobrazení krvácení mozku. DWI se také používá ke studiím zralosti plic plodu a difúze plodu je považována za marker stupně maskularizace terminálních tubulů. Zuby a ledviny disponují anizotropními vlastnostmi, proto lze selektivně zobrazit pomocí DWI. [17] Jak zmiňuje Pugash [19], dle zkušeností si těhotné ženy často neuvědomují únik významného množství plodové vody po předčasném prasknutí membrán. V takovém případě je nutné dokumentovat ledviny a močový měchýř, pro včasné odhalení renální ageneze či renálních anomálií, mezi které se řadí anizotropní ledviny. MRI dokáže obvykle lépe vizualizovat fetální ledviny na T_2 vážených sekvencích, pokud jsou nějaké přítomny. Avšak ektopie ledvin, zejména u plodů mladších než 20 gestační týdnů může být obtížné odlišit ledviny od sousedních orgánů. V tomto případě je na místě užití DWI sekvence.



Obrázek 1: DWI sekvence, $b=1000$ [1]

2.4 T_1 vážené sekvence

T_1 vážené sekvence jsou získány použitím sekvencí 2D gradientního echa a také rychlejší verze sekvence GRE (ultrarychlé gradientní echo sekvence, dále FLASH) při 1,5 T. Průměrná doba trvání výkonu je 15 s, což umožňuje zadržet dech matky, čímž zamezíme vzniku pohybových artefaktů. Pomocí této sekvence lze rozeznat chylózní výpotek od hydrothoraxu, což ultrazvukem není až tak možné. Ultrazvukem lze spolehlivě zkoumat jen pleurální výpotky. Primárním použitím T_1 vážené sekvence je prokázání uloženého tuku, kalcifikace a krvácení. Z hlediska anatomie lze využít při hodnocení hypofýzy, štítné žlázy a jater, což jsou orgány s vysokou hyperintenzitou T_1 . Jak u sekvence T_2 vážené, tak lze i u sekvence T_1 vážené dokázat, že přítomnost tekutin a mekonium v gastrointestinálním traktu působí jako kontrastní látka, a proto se ve střevních kličkách mekonium zobrazuje zřetelně T_1 hypersignálně. Dle Saleem a kol. [1] jsou díky této sekvenci dříve zjistitelné přítomnosti střev v hrudníku, jež jsou patrné při vrozené bránicové kýle. Úspěšně lze zobrazit mimo jiné anomálie, mezi které řadíme, nitrobřišní masy, defekty břišní stěny a artérie jícnu a střev. Kortikální malformace plodu lze hodnotit až od dostatečně vyvinutého mozku plodu, tedy v pozdějším období těhotenství. V takovém případě hodnota T_1 signálu stoupá a lze vyhodnotit kortikální vrstvu, bazální ganglia a mozkový kmen. V pokročilých stádiích těhotenství se mimo mozku také T_1 využívají ke studiu kostní dřevě a normálních vývojových stádií kostí. Intenzita signálu při hodnocení štítné žlázy je hyperintenzivní na T_1 , lze rozlišit strumu od jiných hmot předního krku (např. teratomu, hemangiomu). Na Obrázku 2 lze vyzorovat patrné změny při zvolení sekvence T_1 vážené a T_2 vážené SSFSE sekvence. Je zde vyobrazen plod v 25. gestačním týdnu těhotenství, přičemž na snímku A lze vyzorovat výraznější pohybové artefakty v oblasti střeva, jelikož snímek A je získaný pomocí T_1 vážené sekvence a ta je charakteristická nižší prostorovým rozlišením. Na snímku B, který byl pořízen sekvencí SSFSE je vidět, že mozková kůra je zde relativně hůře rozpoznatelná, než je tomu při zobrazení pomocí T_1 vážené sekvence. Na snímcích lze také rozpoznat játra, jež jsou lépe detekovatelná při zvolení T_1 vážené sekvence, ve srovnání s SSFSE.



Obrázek 2: Srovnání T_1 vážené sekvence se sekvencí T_2 vážené SSFSE, převzato z [1]

2.5 Sekvence FLASH

Sekvence FLASH pracuje na principu získávání gradientního echa, který snižuje čas skenování pomocí krátké doby TR (repetition time), proto je v této sekvenci přípustné krátké zadržetí dechu matky. V mnoha studiích byla navržena nová metoda, jež upustila od zobrazení obrazu váženého T_1 , který obsahoval pohybové artefakty, špatný kontrast a nízkou hodnotu SNR. Nová navržená technologie zvaná „Snapshot Inversion Recovery“ zobrazuje snímky kvalitně bez pohybových artefaktů, s vysokou hodnotou SNR. Je založena na zobrazování s precesí v ustáleném stavu nebo vyváženém stavu bez precese a představuje tak techniku rychlého gradientního echa s plně přeastřenou příčnou magnetizací, která je hojně využívána při srdečním zobrazování MR. [22]

2.6 Sekvence FLAIR

Sekvence FLAIR (*fluid-attenuated-inversion-recovery*) může poskytnout doplňující informace o mozku plodu případně odhalit skryté krvácení.

Rychlá zobrazovací technika precese bez ustáleného stavu, tzv. *TrueFisp sekvence* je založena na gradientní ozvěně. Původně byla tato technika navržena pro lepší vizualizaci mozkomíšního moku, ale v klinické praxi se kvůli citlivosti heterogenního pole, která vedla k vytvoření pruhů v zorném poli moc nevyžívala. Pokrok technologií gradientních cívek a vyrovnávacích technologií artefakty vytvoření pruhů v zorném poli snížil. Nedávné studie již sekvenci TrueFisp předkládají jako užitečnou pomůcku

v klinické praxi. Vzhledem k vlastnostem této sekvence, která poskytuje stejnou hodnotu k-prostoru, a tudíž absenci rozmazání funkce rozložení bodu. Předpokládá se, že tato sekvence má jedinečné výhody oproti HASTE sekvenci v rychlejší zobrazování plodu. Do studie [20] porovnávaly se sekvence HASTE (240x256 matice, 1 s/sken řezu, zpoždění 400 ms) a TrueFisp sekvence (240x256 matic, 1 s /sken řezu, zpoždění skenování 200 ms) bylo zahrnuto celkem 10 plodů s gestačním stářím 20-35 týdnů. Všechny plody měly neprůkazné sonografické výsledky, proto byla indikována fetální MRI s použitím obou sekvencí. Matka byla v poloze na zádech. Úhel otočení refokusovacích pulzů byl snížen ze 180 na 130 , aby byla snížena specifická absorpce radiofrekvencí pouze s mírným obětováním SNR. Byly použity tři roviny kolmé k mozku plodu, pomocí kterých byly následně získány potřebné snímky. Celé vyšetření trvalo 20 minut, i s přípravou pacientky. Snímky byly následně vyhodnoceny specializovanými lékaři, kteří identifikovali vývoj mozkových struktur. Všechna vyšetření pomocí obou sekvencí byla úspěšná. Výsledek studie jasně přislíbil sekvenci TrueFisp jako nástroj pro vizualizaci mozku plodu, jelikož nabízí jedinečné vlastnosti rychlého skenování, účinně redukuje vliv pohybu plodu, poskytuje vysoký poměr SNR při krátké TR době. Ve srovnání s technikami turbo-spin echo, poskytuje sekvence TrueFisp vysoce kvalitní obraz s výrazně nižší specifickou mírou absorpce radiofrekvencí bez rozmazání funkcí šíření bodu.

2.7 Sekvence vhodné pro FMR

Vzhledem k tomu, že bylo v praxi zjištěno, že hypoglykemie snižuje pohyb plodu, je pacientka k vyšetření vyslána po pár hodinovém hladovění. Pacientka je umístěna v pohodlné poloze na stole, obvykle na zádech, pokud tato poloha není vhodná přistupuje se k poloze levé boční. Obecně se pro matku ani plod nepoužívají žádná sedativa a nepodávají se žádné kontrastní látky.

Standardní sekvencí pro zobrazení FMR řadíme sekvenci HASTE nebo také často sekvenci SSFSE. Tloušťka řezu musí být tenká (3-4 mm) s orientací kolmou na oblast zájmu, aby bylo možné podrobně vyhodnotit anatomii plodu. Díky získávání jednoho řezu jsou tak omezeny artefakty spojené s pohybem plodu. Pokud zvolíme tyto dvě sekvence, budou lépe zobrazeny tkáně a orgány, které jsou obsaženy z větší části tekutinou, tzn. mozek plodu, dutiny (dutina ústní, hltan, průdušnice, žaludek, střeva, močové cesty, žlučník), plíce a plodová voda. Pokud zaznamenáme zvýšený pohyb plodu přistupujeme k sekvenci True-Fisp, při kterých matka zadržuje na určitou dobu dech. Při této sekvenci je zvolen krátký čas TR, který není ovlivněn pohybovými artefakty.

Sekvence DWI a EPI s aplikací gradientů orientovaných ve třech rovinách v prostoru poskytnou informace o mikroskopickém pohybu volných a vázaných molekul vody. Tyto sekvence jsou užitečné při zobrazování s vysokou citlivostí, při popisu ischemických oblastí v mozku či zhodnocení bílé hmoty mozku.

Sekvence FLAIR má nízké prostorové rozlišení, ale je užitečná při zhodnocení krvácení. Alternativou ke standardnímu zobrazení plodu s T_1 váženou sekvencí je jednorázová rychlá spin-echo sekvence T_1 , jejíž doba akvizice je sice delší (40 s), avšak pohybové artefakty tolik neovlivňují snímek.

V neposlední řadě je využíváno zobrazování zvané T_1 -w bez potlačení tuku, při které je zapotřebí zadržetí dechu matky. Obecně se používají dva typy sekvencí, s rozlišným časem TR. Nejzávažnějším problémem je zde však akviziční čas, který vyžaduje apnoe 20 s. I přesto, že sekvence s T_1 dokáží zobrazit některé orgány plodu jako je hypofýza, kůra a myelinizovaná vlákna a umožnit tím detekci krvácení nebo tukových lézí, jsou tyto sekvence citlivější na artefakty pohybů plodu. V Tabulce 1 je uveden popis parametrů potřebných pro získání FMR.

Tabulka 1: Popis parametrů potřebných při získání FMR

Parametr	Anglický význam	Význam pro FMR
TR	Repetition Time	Repetiční doba, doba opakování, 15 000 ms
TE	Echo time	80 ms
Tloušťka řezu	Slice thickness	3-4 mm na oblast zájmu, akvizice jednotlivých řezů redukuje pohybové artefakty
FOV	Field-of-view	Využívá se FOV >30 cm pro detailní zobrazení plodu, pro mozek plodu 24-28 cm
Matrix	Matrix	256x256 nebo větší, dosažení přiměřeného plošného prostorového rozlišení
Flip angle	Flip angle	Úhel sklopení (rotaci magnetizačního vektoru RF pulzem), standartně 180 °, zjištěno 120-150°; snížení množství energie přenášené na matku a dítě

Dle klinického protokolu ze studie [33] a dle zjištěných praktických postupů ve Fakultní nemocnici v Ostravě byly vybrány sekvence, jež významným způsobem lépe zobrazují FMR. Popis jednotlivých sekvencí vhodných k FMR s parametry potřebnými k získání snímků je uveden v Tabulce 2. Celková doba vyšetření je obvykle 20-30 minut, a to i v případech, kdy pohyb plodu způsobí několik artefaktů a sekvence se musí opakovat.

Tabulka 2: Popis sekvencí vhodných k FMR s parametry [33]

Sekvence Parametr	T_2 HASTE	FLAIR	True-Fisp (T_1/T_2 b)	T_1 -W s potlačením tuku	DWI
TR [33]	1000	10 000	3,5	6-8	8000
TE [33]	149	102	1,5	3-5	90
Tloušťka vrstvy [33]	3	4	4	4	4
FOV [33]	270 x 270	300 x 300	400 x 400	200 x 200	420 x 300
Matrix	256 x 179	128 x 128	256 x 144	256 x 205	192 x 192

<i>Flip angle [33]</i>	150°	..	60°	70°	90°
<i>B-hodnota</i>	-	-	-	-	50,200,700 V praxi hodnota 800.
<i>TI</i>	-	-	-	-	185
<i>Čas akvizice [33]</i>	15-20	40	15-20	30	45
<i>Zhodnocení</i>	Snímky z každé série se používají jako pomocné snímky pro následující sekvence. Minimalizace problémů s orientací, které souvisí se změnami polohy plodu	Nízké prostorové rozlišení, užitečné při intraventrikulárním krvácení nebo lézích.	Užitečné v případech nadměrného pohybu plodu, jelikož se zde využívá velmi krátký TR. Nejvíce zřetelné pohybové artefakty.	Optimální použití je 3D technika, T1 viba na živém- lze vidět neostrosti i echa obrazu z tepající aorty	Zobrazení s vysokou citlivostí, popis ischemických oblastí mozku.

Závěr:

Základním zobrazením pro FMR jsou T_2 vážené obrazy, kterých docílujeme pomocí T_2 vážených turbo SE nebo SSFP sekvencí. SE sekvence se využívají při zobrazení fetálního mozku a SSFP sekvence nabízí možnost zobrazení obrazu T_2 pohybujícího se plodu. T_1 vážené obrazy jsou využívány pro krátkou dobu trvání pulzu při získání obrazů, které lze pořídit bez pohybových artefaktů, jelikož matka během této doby dokáže zadržet dech. Pomocí T_1 lze rozlišit methemoglobin u subakutních hemoragií, kalcifikace a žlázy. EPI sekvencí získáváme přehled o kostěných strukturách, kalcifikacích a rozpadových produktech krve např. deoxyhemoglobinu či hemosiderinu. Mezi další sekvence, které se zřídka používají lze zařadit také SSH MR cholangio-pankreatografické, které vytvářejí pseudo-trojrozměrné obrazy.

Nevýhoda těchto sekvencí a zároveň výhoda je nutnost udělat vyšetření rychle, což přináší značný nedostatek v podobě snížení prostorového rozlišení. Při možnosti filtrace pohybu, který negativně ovlivňuje celkovou metodu zobrazení by mohly být využity v klinické praxi i jiné sekvence, než ty které byly zmíněny výše.

3 Komplikace při monitorování plodu

FMR zobrazování se používá stále více jako diagnostický nástroj. FMR zobrazování je ideální technikou pro zobrazování plodů novorozenců díky absenci ionizujícího záření, vynikajícímu kontrastu měkkých tkání ve srovnání se sonografií, dostupností různých možností kontrastu a zvýšené FOV. Nevýhodou však zůstává několik komplikací, jež značně ovlivňují dosažené výsledky. Jedním z nejrozšířenějších je pohyb plodu, jež kvalitu obrazu snižuje ve formě pohybových artefaktů, znemožní interpretaci obrazu a pro stanovení diagnózy často vyžaduje opakované zobrazování. [22]

3.1 Kvalifikace personálu

Diagnostika FMR je vysoce závislá na odbornících, kteří indikují samotné vyšetření. Pro správnou interpretaci MRI plodu by radiolog a kliník měli být obeznámeni s normálním vývojem anatomie plodu. Důležitou roli při hodnocení hraje gestační věk. V mnoha kvalifikovaných centrech je zapotřebí k hodnocení FMR mnoho odborníků z různých oblastí, jež se specializují na prenatalní diagnostiku, perinatologii, neonatologii, dětskou neurologii, genetiku a jiné, v Tabulce 3 je uveden odborník a jeho role jakou plní při vyhodnocování. Specializovaní lékaři by měli mít kvalifikaci k provedení FMR, v mnoha studiích je uváděno, že specializovaný tým by měl být zaškolen ve výukových centrech, kde by mělo být provedeno minimálně 500 fetálních MRI vyšetření minimálně dvakrát týdně. Takto provedené FMR by mělo být následně publikováno ve vědeckých nebo referenčních publikacích za účelem zkvalitnění vědomostí. Kvalifikace lékaře k provedení samotného vyšetření MRI zahrnuje znalost bezpečnosti MR za účelem informovanosti pacienta spojených s výhodami a riziky při vyšetření. Dále znalost samotného přístroje MRI a optimalizace fetálních sekvencí. Pro každý plod je zapotřebí optimalizace poměru SNR, zorné pole a roviny obrazu. V závislosti na tom, jaká je zvolena rovina obrazu, je nutné během vyšetření měnit faktory skenování, aby bylo možné co nejlépe na snímku zobrazit anatomii či případnou patologii plodu. [5][6]

Tabulka 3: Personál potřebný k provedení fetální MRI [5]

Odborník	Role ve vyhodnocení MRI
Porodník, radiolog	Neurosonografické vyšetření, sonografické vyšetření, informace pacientům o možných nálezech, diagnózách, poskytování poradenství, určuje indikaci k fetální MRI
Radiolog, porodník	Pracuje během MRI vyšetření k tomu, abychom získali potřebné roviny a změny rovin, interpretuje a hlásí nálezy, poskytování poradenství
Multidisciplinární tým (porodník, dětský radiolog, dětský neurolog, genetik, pediatrický specialista, sociální pracovník, psycholog)	Poskytování poradenství, indikují MRI na základě neurosonografie, genetických nálezů, rodinné anamnézy, či laboratorních nálezů

3.2 Artefakty

Kvalita obrazu se především u fetálních MRI řídí dle poměru signálu k šumu, tedy hodnoty SNR. Čím nižší je hodnota SNR, tím výraznější jsou artefakty vzniklé pohyby plodu a matky a tím nižší je kvalita pořízených snímků. S vhodně zvolenou technologií a typem sekvence lze hodnotu SNR zvyšovat. Hlavním problémem tedy zůstávají pohybové artefakty, jež negativně ovlivňují celkovou metodu zobrazení. Artefakty jsou nežádoucí, odkazují na tu část obrazu, která nedokáže přesně reprodukovat anatomii či patologii z důvodu zkreslení. Artefakty v obraze vyplývají z nekorigovaných nekonzistencí dat způsobené pohybem.

Dle Malamateniou [22] existují 2 typy nesrovnalostí dat, jež způsobují pohybové artefakty:

1. Efekty uvnitř pohledu (intra-view) – způsobeny pohybem, ke kterému dochází mezi každou excitací a tvorbou ozvěny RF pulzu. Dochází ke ztrátě signálu v důsledku dešifrování nebo prostorové dezorientace. Vzniká snímek se šumem.
2. Efekty mezi pohledy (inter-view) – způsobeny pohybem, jež se vyskytuje mezi zobrazením po sobě následujících kroků fázového kódování. Vedou k fázové nekoherenci.

Výsledný MR obraz a nezpracovaná data neboli data z k-prostoru jsou vztažena Fourierovou transformací. Každý pixel obrazu je složen z váženého součtu každého bodu k-prostoru a každý bod k-prostoru obsahuje vážený součet signálů z každého bodu v oblasti zobrazovaného objektu. Vzhledem k této skutečnosti je pak ovlivněn každý pixel v obraze.

Samotné pohybové artefakty se obvykle objevují ve směru fázového kódování, kde je prostorové kódování zobrazovacího signálu mnohem pomalejší ve srovnání se směrem kódování. Prostorové kódování je ve frekvenčním směru mnohonásobně rychlejší ve srovnání s délkou pohybu, takže pohyb je pro tuto dobu efektivně zmrazen a pohybové artefakty nejsou tak výrazné na snímcích. Pokud vezmeme v úvahu fázový směr, kde kódování trvá déle, je zde prostor k reprezentaci více pohybových artefaktů, jelikož je zde více prostoru na to artefakty vidět. Pohybovými artefakty se myslí projevy typu rozmazávání, ghosting artefakty, či změny kontrastu obrazu či dokonce ztráty signálu. Snímky obsahující šum obsahují čáry soustředné nebo rovnoběžné s jasnými zobrazenými strukturami, jako je např. podkožní tuk na T_1 -vážených obrazech, neměly by se zaměřovat s podobně vypadajícími Gibbsovými artefakty, jež jsou způsobeny zkrácením dat. Pokud pacient vykoná velmi rychlý pohyb, mohou nastat silné změny kontrastu či dokonce chybí signál. Studie jasně potvrzují, že pacienti v novorozeneckém období prokazují vyšší stupeň celkového pohybu v porovnání s dospělými pacienty. [22]

3.2.1 Pohybové artefakty

Jelikož je tato práce zaměřena v experimentální části na detekci pohybu plodu, budou artefakty způsobené pohybem podrobněji popsány v této podkapitole. FMR vyšetření jsou vždy ovlivňována pohybem. Pohyb je způsoben mnoha způsoby, např. dýcháním matky, pohybem těla matky, peristaltiky střev či arteriálních pulzací, v neposlední řadě se pak jedná o samotný pohyb plodu. Snímky, které jsou získány za 300-400 ms umožňují zobrazení v diagnosticky lepší kvalitě. Pohyby lze rozdělit do 3. základních skupin podle typu pohybu, jedná se o pohyby:

1. Celkový pohyb objektu

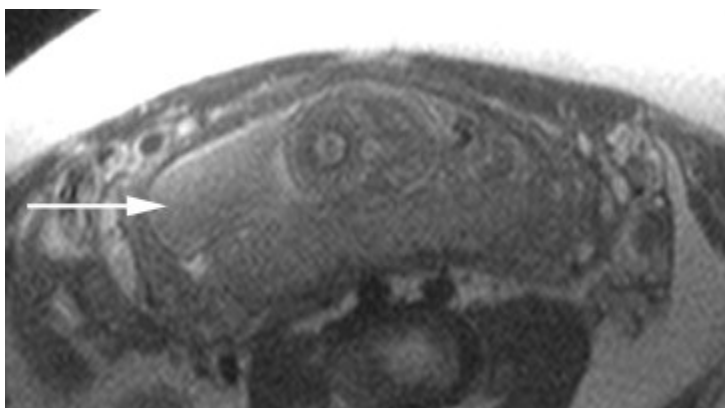
Pohyb matky má během zobrazovací sekvence obecně následek rozmazání celého obrazu ve směru fázového kódování. Pohyb plodu má za následek rozmazání této malé části pohybovaného objektu. Na Obrázku 3 lze pozorovat pohyb způsobený pohybem plodu, kdy došlo k rozmazání celého obrazu i měkkých tkání plodu v důsledku celkového pohybu pacientky během skenování.



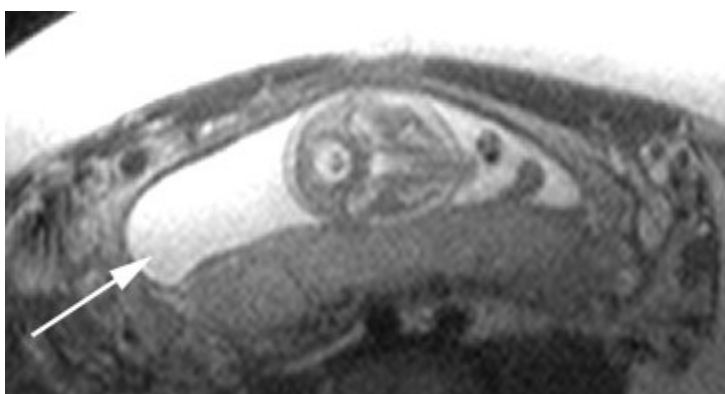
Obrázek 3: Pohyb matky způsobil i pohyb plodu

2. Pohyb tekutin

Tento artefakt je charakterizován chybějící částí signálu vyskytující se v tekutině. Jelikož je zobrazení plodu obvykle prováděno jednorázovými sekvencemi, je ovlivněn pouze řez, který byl získán během pohybu. Pokud se plod nepohybuje nepřetržitě, pak se typicky pouze jeden nebo dva řezy pohybem degradují během získávání sekvence. Pokud chybějící části řezu nejsou v oblasti zájmu, sekvenci není nutné opakovat. Pohybový artefakt způsobený pohybem tekutin lze pozorovat na obrázku 4 a 5, které byly pořízeny ze stejné sekvence. Na Obrázku 4 lze pozorovat pohyb tekutiny, který zapříčinil ztrátu signálu plodovou vodou (zobrazeno šipkou) a tekutinou kolem míchy. Na Obrázku 5 není patrný pohyb plodové vody (opět zobrazenou šipkou) a plodová voda a mozkomíšní mok kolem míchy mají vysokou intenzitu signálu.



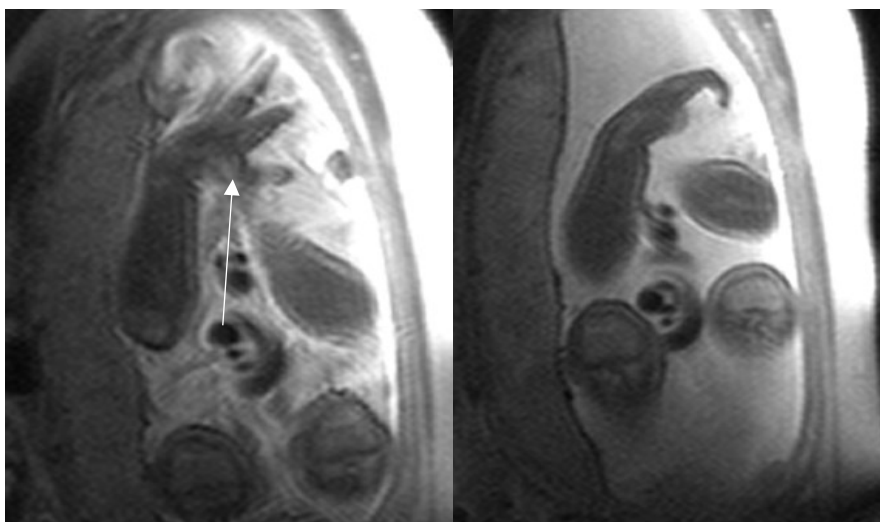
Obrázek 4: Ztráta signálu pohybem plodové vody



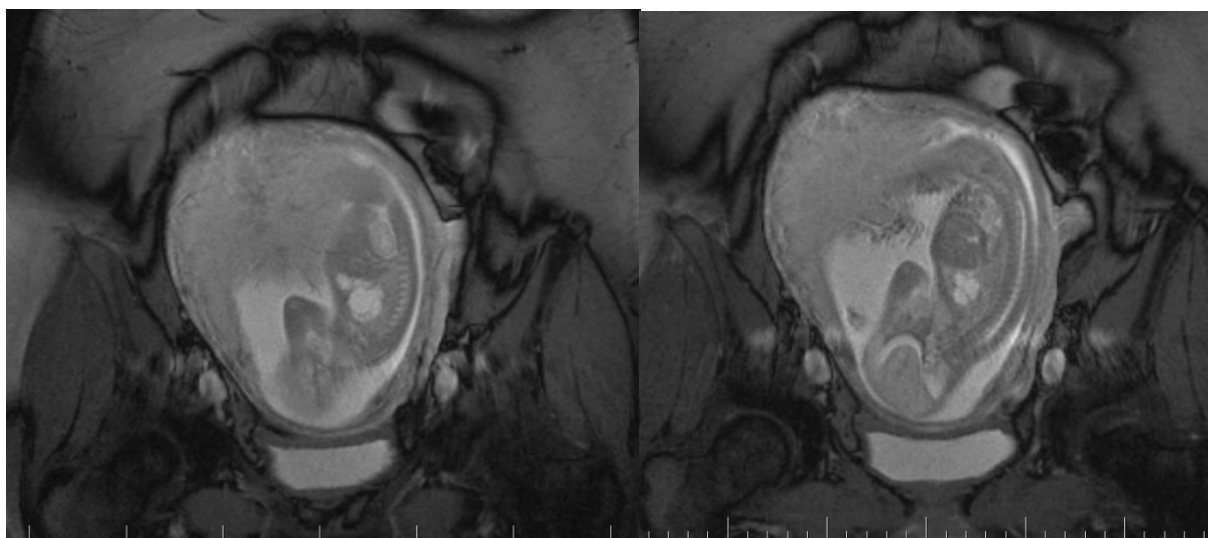
Obrázek 5: Vysoká intenzita získaného snímku

3. Pohyby plodu

Pokud se plod během sekvence pohybuje a pohyb je v rovině se zobrazením, je možné že část anatomie bude vidět více než jednou. Noha nebo paže se objeví na dvou místech ve stejné sekvenci. Běžněji se končetina během získávání sekvence posune z obrazové roviny a nebude zobrazena. Pokud se plod během sekvence pohybuje a pohyb je v rovině se zobrazením, je pravděpodobné, že část anatomie bude vidět více než jednou. Na dvou místech se objeví např. noha nebo ruka, častěji se pak během sekvence posune z obrazové roviny a nebude ta část těla vůbec zobrazena. Na Obrázku 6 lze vlevo vidět tu stejnou část ruky dvakrát, přičemž snímek vpravo zobrazuje otevřenou ruku s prsty nataženými a na snímku vlevo je ten stejný artefakt v uvolněnější poloze. Na Obrázku 7 jsou vidět snímky pořízené pomocí sekvence TrueFisp, kterou lékaři využívají ve Fakultní nemocnici v Ostravě, jsou zde vidět neostrosti snímků z důvodů pohybů plodu.



Obrázek 6: Sekvenční snímky fetální ruky ve 32 gestačním týdnu ovlivněné pohybem končetiny



Obrázek 7: True-Fisp, neostrosti obrazu v důsledku pohybu plodu

3.3 Nemožnost monitorování vitálních funkcí během vyšetření

Během vyšetření MRI by měly být sledovány životně důležité funkce pacientky a plodu, mezi které se řadí srdeční frekvence a respirační frekvence. Mezi nejproblémovější situaci v souvislosti s MRI je hyperventilační syndrom, který nastává u pacientů, který je způsoben tunelovým prostředím skeneru. Pokud provádíme MRI srdce, nelze získat v jednom srdečním cyklu obraz synchronizovaný s fázovým pohybem srdce. Aby bylo zaručeno, že každá část obrazu je získána ve stejné fázi srdečního cyklu, je nutná přesná detekce R vlny. U mnoha pacientů tak byla zjištěna nepřesná detekce QRS v souvislosti se špatnou kvalitou obrazu. Artefakty v EKG jsou nejčastěji způsobeny magnetohydrodynamickým efektem, který se projevuje tak, že indukované ionty proudící v cévách jsou ovlivněny intenzitám magnetického pole. Dalším artefaktem v EKG bývá zvýraznění T-vlny natolik, že dosahuje vyšších amplitud než QRS komplex. Ovlivnění T vlny je následkem spouštění srdce, zejména při vysokých polích. Další zdroje šumu v MRI pochází z přepínání gradientních polí a ve všech případech dochází k indukci napětí na pacientově elektrodě. Tento faktor poté ovlivňuje přesnou detekci R vlny. K odstranění zkreslení způsobené vlivem magnetického pole by měly být elektrody a všechny kabely vyrobeny z neferomagnetického materiálu. [77]

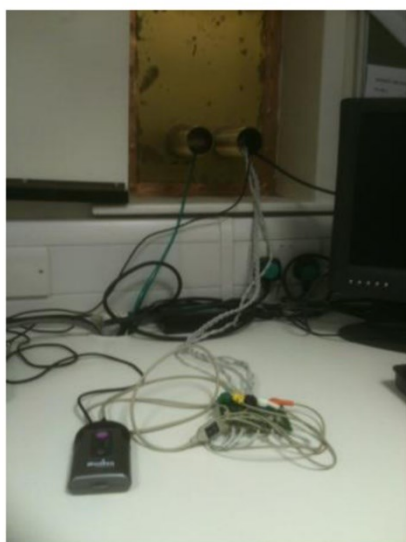
Narozdíl od jiných orgánových systémů vyžaduje komplexní hodnocení kardiovaskulárního systému plodu dynamické zobrazování k vyřešení srdečního pohybu a průtoku krve. Zobrazení plodu zároveň se srdečním vyšetřením magnetickou rezonancí (CMR) je však klinicky nevyužíváno. Mezi základní sledované parametry patří srdeční frekvence a respirační frekvence. Hlavní nevýhodou je nedostatek srdečního signálu, který synchronizuje získání obrazových dat se srdečním cyklem. V průběhu několika srdečních cyklů se vytváří obrazy, aby došlo k optimalizaci rozlišení. Fetální EKG signál navíc nelze získat během CMR. U CMR totiž obraz nelze získat v jednom srdečním cyklu. Obraz musí být synchronizován s fázovým pohybem srdce. [78]

Dle Yamamura a kol. [30] jež zkoumali MRI obraz srdce plodu pomocí nové spouštěcí metody s využitím kompatibilní kardiografie na 4 zvířecích modelech lze říci, že by v budoucnu tato technologie mohla být využita při technologii MRI plodu. Aby se zabránilo artefaktům, jež jsou způsobeny srdečním pohybem, používají se techniky tzv. spouštění pomocí pulzní oxymetrie prsu nebo elektrokardiografie. Fetální srdeční frekvence byly zaznamenány nově vyvinutou kardiografií kompatibilní s MR. Získané dopplerovské signály byly vedeny do EKG jednotky systému MR a byly použity pro spouštění plodu. Srdeční snímač je složen z UZV senzorů využívajícího Dopplerův efekt ke sledování srdeční frekvence plodu. Uvnitř zařízení je umístěno několik piezoelektrických krystalů, které zachycují relativně slabé elektrické signály UZV měniče. Běžně se používá čtyřvodičové EKG, v tomto případě byl využit americký snímač, jehož převodník se skládá z obvodu se sedmi piezoelektrickými krystaly. Vzhledem k tomu, že byly všechny magneticky rušivé komponenty převodníku CTG nahrazeny a přístroj upraven, bylo možné během MR zobrazování zaznamenat srdeční frekvence jež se pohybovaly od 130 do 160 bpm. I přes rychlé srdeční frekvence plodu bylo možné adekvátně spustit měření pomocí CTG bez jakýkoliv artefaktů vzorkování.

3.4 MR kompatibilita

Jedna z prvních studií, která kombinovala technologii KTG s MRI byla publikována v 90. letech minulého století. Monitorování plodu během vyšetření MRI přináší potenciální problém publikovaný v několika studiích a to je, že se tyto dvě techniky navzájem interferují. Proto bylo zapotřebí vyřešit několik problémů s tímto spojených a to, artefakty a šum v obraze, který byl způsobený snímačem a elektrodou v důsledku velkého magnetického pole. Studie publikována Yamamura a kol. (2012) [50], která představila nový kompatibilní KTG systém s MRI (1,5T) byla použita u 4 březích ovcí. Poprvé bylo možné získat neinvazivní fEKG signál. Namísto doposud používaného 4-svodového EKG bylo použito amerického snímače, který se skládal ze 7 piezoelektrických krystalů a pasivních elektronických součástek. Zaznamenaná srdeční frekvence plodů ovcí se během MR zobrazování pohybovala od 130 do 160 bpm. Navzdory relativně rychlé srdeční frekvence bylo možné adekvátně spouštět měření pomocí techniky KTG bez jakýchkoliv artefaktů. Závěrem této studie bylo, že by v budoucnu mohla být stejná technologie využita i na lidský plod.

Paley a kol. (2013) [45] ve své studii prokázali jako první, že je možné bezpečně připojit MRI k fEKG pomocí upraveného monitoru a systému svodů z uhlíkových vláken. Byl vyvinut systém výrobcem Monica Healthcare (Obrázek 8), který byl kompatibilní s MRI, aby bylo možné detekovat jak mateřské EKG tak současně monitorovat plodové EKG. Zařízení zaznamenává data do vnitřní paměti a současně přenáší data v reálném čase přes rozhraní Bluetooth. Monitor fEKG byl připojen šestimetrovými vodiči kompatibilními s MRI. Cílem této studie bylo provést bezpečnostní testy fEKG senzorů upravených pro spouštění v MRI, jelikož doposud nebyly vyvinuty senzory pro použití v klinické praxi. Zobrazení MRI echo planární a SSFSE sice umožní zobrazit skeny bez pohybů plodu, ale skeny nejsou synchronizovány s plodovým srdečním cyklem, což má za následek horší prostorové rozlišení.



(a)

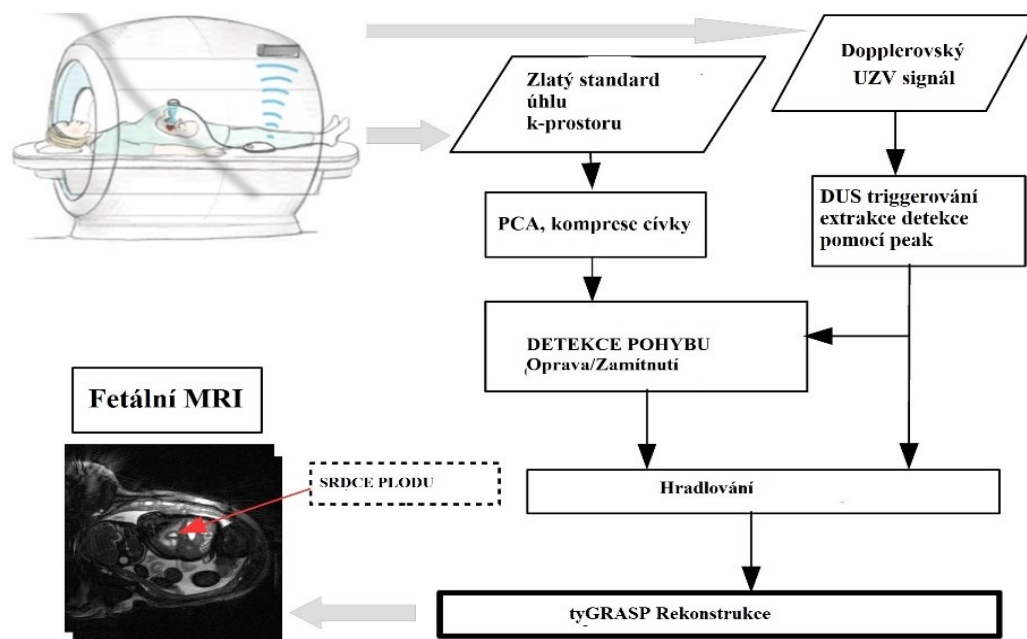


(b)

Obrázek 8 a, Přenosné zařízení snímající aEKG+fEKG MONICA healthcare. b, Svody připojené k elektrodám kompatibilní s MRI umístěné na fantomu MRI na lůžku

Výsledky studie ukázaly, že je možné bezpečně připojit MRI k zařízení poskytující fEKG signál. Signály fEKG spolehlivě spouštěly sekvenci rychlého získávání MR snímků při tepové frekvenci plodu 123 bpm.

Dle Haris a kol. (2019) [24] byla vyvinuta metoda volného dýchání s použitím Dopplerova ultrazvuku (DUS), srdečního spouštění, malého zlatého úhlu a vzorkování podle formulace Tiny golden angle radial sparse parallel (tyGRASP), kterou zavedli Wundrak a kol. (2015) [50] jež by byla schopna detekovat a kompenzovat pohyb plodu při zobrazení v MRI. Zadržení dechu při pořizování obrazu je dostatečné k odstranění respiračních pohybů, ale pro těhotnou ženu to může být náročné. Akvizicím zadržení dechu by se mělo zabránit buď použitím technik volného dýchání nebo krátkými akvizičními časy. Metoda Metric optimized gating (MOG) sice dosahuje obrazů s vysokou kvalitou rozlišení, pro svou výpočetní náročnost však není doporučována. Slibným přístupem k srdečnímu spouštění je metoda Doppler ultrasound (DUS). Stochastický pohyb plodu je nejnáročnějším problémem, jelikož jeho kompenzace v rovině nelze upravit. Dle proběhlých studií byly navrženy slibné integrované přístupy k tomuto typu kompenzace. Navržená fáze metody nové rekonstrukce obrazu je znázorněna na Obrázku 9. Rychlost rekonstrukce byla zvýšena snížením počtu kanálu přijímací cívky pomocí algoritmu komprese signálu. Signál srdečního spouštění byl extrahován analýzou vstupních signálu DUS. V případě detekce pohybu a následné korekce byly provedeny dvě fáze. V první fázi byla provedena rekonstrukce s časově nízkým rozlišením, která umožňuje manuální identifikaci období akvizice. Obsahuje hlavní pohyb plodu, jež by byl zamítnut před další analýzou, nebo neobsahuje žádný pohyb plodu. Pro každý srdeční cyklus byl použit pouze jeden snímek. Pohyb pulzujícího srdce plodu byl vyhlazen a posuny, jež šly vidět na snímcích byly způsobeny dýcháním matky, anebo translačními pohyby. Tato studie MRI plodu zaměřena na volné dýchání matky a korekce pohybu plodu představuje základní zdokonalení metody MRI srdce s vlastním vstupem.



Obrázek 9: Vývojový digram metody DUS převzato z [24] a upraveno

4 Metody automatické detekce pohybu plodu

Pohyb plodu je považován za jeden ze základních projevů ranné nervové aktivity a lze jej zařadit jako jedno z nejdůležitějších chování samotného plodu. Pohyby plodu lze použít ke sledování správného neuro-motorického vývoje. V současné době existují dvě obecné metody měření pohybů plodu, metoda aktivní a metoda pasivní. Mezi metody pasivní lze zařadit detekci pohybu plodu pomocí akcelerometrů, fonografů či metodu zvanou tokodynamometrie, která dokáže změřit vibrace plodu dopadající na břicho matky. [34] Mezi metody aktivní řadíme ultrazvuk. UZV metoda zahrnuje různé formy uzv skenů, jako je režim A, režim B, režim M, 3D. UZV detekce pohybů plodů je však závislá na pozorovateli, za standardních podmínek je poněkud nepraktická. V minulosti došlo již k několika pokusům o klasifikaci různých typů pohybů plodů. V roce 1982 klasifikovali Nijhuis a kol. [71] chování plodu od 32. týdne do čtyř stavů: klidný spánek (1F), klidný bdělý (2F), aktivní bdělý (3F) a aktivní bdělý (4F) uvedených s parametry zjištěnými na základě fHR měřeného za pomoci KTG Tabulka 4 Tabulce 4.

Tabulka 4: Klasifikace pohybů plodu

Stavy plodu Parametry	1F	2F, 3F	4F
Popis stavů spojených s pohybem	Klidový stav plodu, který je narušen krátkým pohybem těla. Vyskytující se zrychlení tepu souvisí s krátkým pohybem plodu.	Časté pohyby končetin a trupu. Větší výskyt úseků se zvyšující se tepovou frekvencí než u 1F.	Energetická aktivita s mnoha pohyby plodu, nejčastější rotace trupu. Nestabilní srdeční frekvence. Dlouhotrvající zrychlení.
Tepová frekvence	<160 bpm	<160 bpm	>160 bpm
Šířka pásma zrychlení	± 7,5 bpm	±7,5 bpm – ±15 bpm	>±15 bpm
Zrychlení tepové frekvence	NE	>15 bpm/ >15 s	>30 bpm/ >30s
Pohyby plodu	NE	ANO	ANO

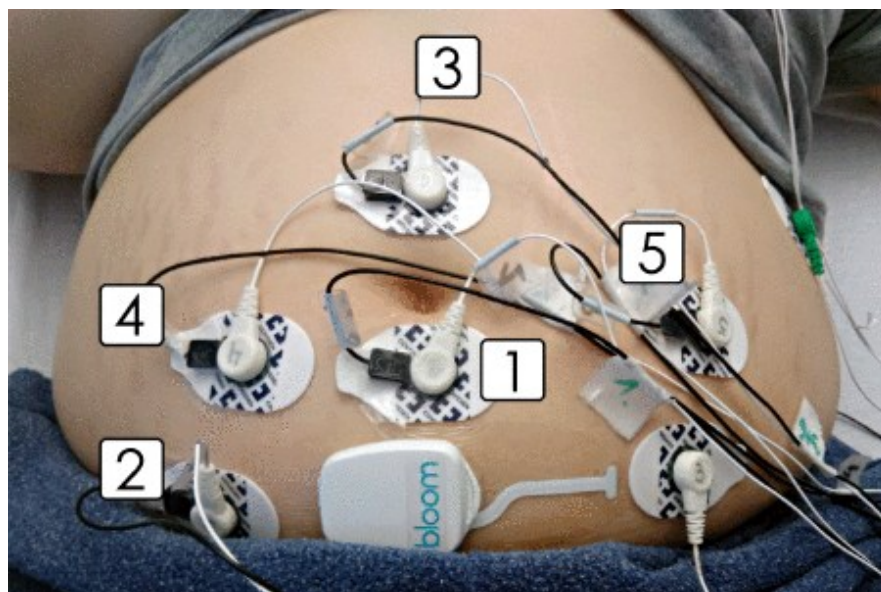
V 7. gestačním týdnu začíná plod vykonávat tzv. velké pohyby. Pomocí svalového a neurologického vývoje začíná ve 12. gestačním týdnu. plod vykonávat pohyb končetin. Nicméně matka začíná vnímat pohyby plodu až kolem 16-20 gestačního týdne. Pohyb plodu tedy lze rozdělit do 4 kategorií, patří mezi ně velké pohyby související s celkovým pohybem plodu, jednoduché pohyby

složené z pohybů hlavy a končetin, krátké pohyby spojené se škytavkou a v neposlední řadě zde řadíme dýchací pohyby. [34]

Existuje mnoho různých metod, které pomáhají při detekci pohybu plodu, avšak nejsou vhodné pro ambulantní nebo dlouhodobé pozorování. V současnosti lze považovat za nejspolehlivější metodu pro detekci pohybu plodu kontinuální UZV dopplerovské zobrazení s manuální identifikací pohybů lékařem. I když je tato metoda velmi pracná, umožňuje nej přesnější identifikaci pohybů plodu a je proto považována za zlatý standard při detekci pohybů plodu. [35] Níže uvádím přehled všech dostupných metod, kterými lze identifikovat pohyby plodu. Dále budou v této kapitole podrobněji představeny metody detekce pohybu plodu pomocí akcelerometrů, a za pomoci získaného fEKG signálu, z kterého vlivem extrakčních metod plodové komponenty lze identifikovat pohyby pomocí variability srdeční frekvence plodu a změn ve fetálním QRS komplexu. [49]

4.1 Akcelerometry

V minulosti již bylo navrženo několik technologií snímající pohyb plodu pomocí akcelerometru. [29] Tato technika pasivního monitorování plodu však postrádá zobrazovací schopnosti ultrazvuku, je to však metoda bezpečná, levná a snadno implementovaná. Nedávné pokroky technologií umožnily výrobu akcelerometrů, které jsou konstruovány jako malý přístroj, s dostatečně velkým výkonem pro ideální dlouhodobou monitoraci plodu, jež by sledovala pohyby plodu. V posledních letech s pokrokem mikroelektronických technologií a také s rozvojem zpracování signálů si automatická detekce pohybů plodů pomocí akcelerometrů a pokročilé technologie získala velkou pozornost. Akcelerometry vynikají vlastnostmi, které jsou malý rozměr přístroje, nízká cena, vysoká citlivost, a robustnost a proto jsou ideálním řešením pro získávání signálů pohybů plodu. Pohyb celého těla plodu nebo jeho části silně generuje vibrace na břišní stěnu matky. Tyto vibrace lze detekovat jedním akcelerometrem nebo sadou akcelerometrů jež jsou umístěny na povrchu břicha matky. Již dříve RYO (2011) v [29] a ALTINI a kol. (2017) v [43] navrhovaly senzor umístěný na stehně nebo na zádech matky pro detekci a eliminaci mateřských artefaktů, pro ukázkou je zobrazeno umístění akcelerometrů na Obrázku 10. Nicméně doposud neexistuje žádný standard pro optimální umístění tohoto referenčního senzoru. Od integrace tohoto senzoru se v aplikacích novější techniky upouští, jelikož při použití dochází ke složitosti monitorovacího systému.

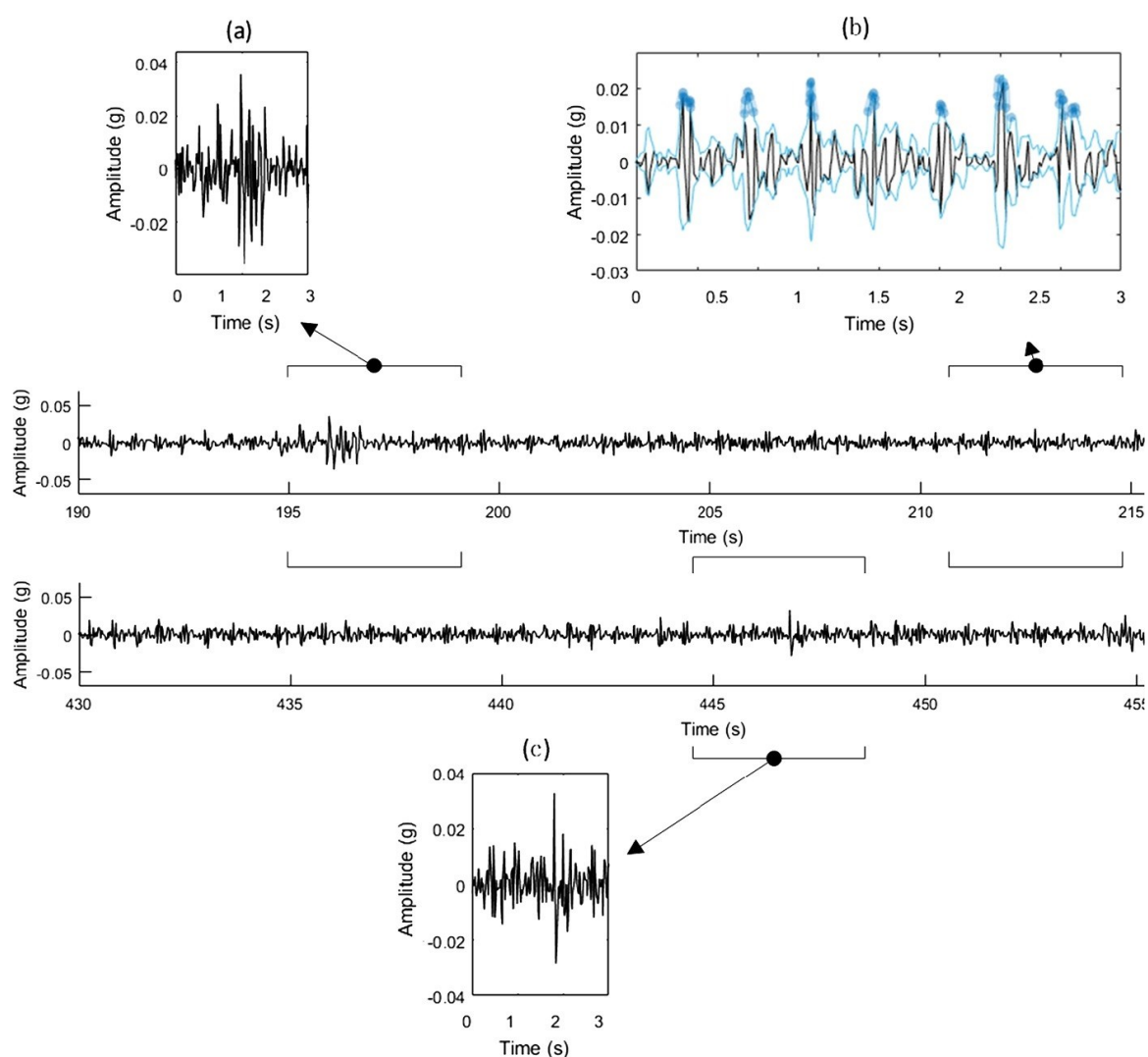


Obrázek 10: 5 akcelerometrů umístěných na břicho matky, 6. akcelerometr umístěný na zádech [43]

Automatická detekce pohybu plodu čelí však stále problémům. Jedním z hlavního problému je jak signál zpracovat. Signál, který získáme, totiž obsahuje nestacionární vícesložkový zašuměný průběh. Prvním krokem pro zpracování tohoto signálu je časově-frekvenční analýza, jež slouží ke zpracování takového druhu signálu. [38] Některé studie používaly prahové algoritmy [29][38][40][41], za předpokladu, že matka během měření mlčela, aby se pohyb plodu snadno extrahoval od okolního šumu. Tyto studie přinesly svým způsobem obohacení v této oblasti především z hlediska předzpracování signálu a následné detekci pohybu plodu, bohužel pro určité nedostatky, jež obsahovaly již zmíněnou podmínku a to, aby se matka nehýbala neměly výsledky takové, aby automatická detekce byla používána v klinické praxi.

X. Zhao a spol. [42] představili ve svém článku nový nositelný systém jež obsahoval čtyři akcelerometry pro sběr dat o pohybu plodu, mikrokontrolér pro zpracování dat, dobře navržený oděv, jež je přizpůsoben těhotným ženám a monitorovací zařízení interagující s mikrokontrolérem prostřednictvím bezdrátové komunikace BluetoothLow Energy. Plnou integrací vestavěného mikrokontroléru a malých akcelerometrů byl vyřešen problém s přenositelností a použitelnosti systému. Byl proveden sběr dat od 14. těhotných žen (gestační stáří plodu 25-39. týden), aby se shromáždily různé typy signálů s pohyby plodu. Signál byl poté testován pomocí vlnkové transformace využitím vlnek Daubechies (db1, db2 a db6) a Symlet vlnek (sym6, sym10) a také vlnkami Coiflet (coif2, coif4). Vlnka Daubechies db2 vynikala mezi ostatními, a proto byla také implementována. Testovací sada signálů byla otestována a jen asi v 10 % došlo k chybné interpretaci výsledků, a to záměny matčiného pohybu s plodovým. Výsledky této studie naznačují použití takového systému nejenom v klinické praxi pro detekci pohybů ale také v domácí péči, pro monitoring stavu plodu během těhotenství.

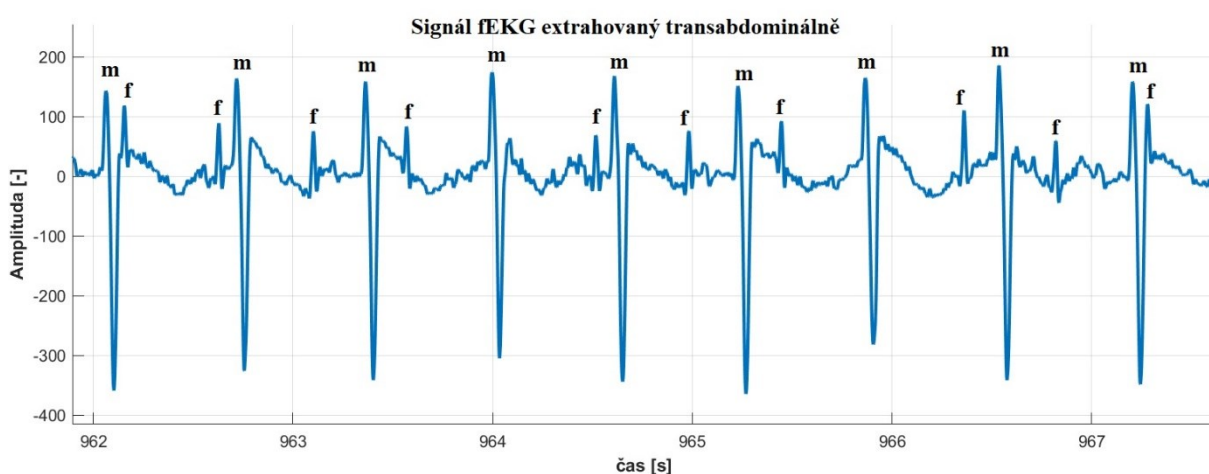
Signál získaný z akcelerometrického měření je často zašuměn artefakty, nejčastěji pohyby matky, které zapříčiňují snazšímu procesu detekce pohybu plodu. Aby bylo možné přesně identifikovat pohyby plodu je zapotřebí efektivního předzpracování těchto signálů a odstranění nebo snížení těchto artefaktů. Dle studie [39] je použití vhodně zvoleného filtru horní propust s mezní frekvencí 0,8 Hz nejlepší způsob, jak odstranit ze signálu mateřské dýchání. Frekvenční pásmo pohybů matky se obvykle nachází ve frekvencích pod 20 Hz, pro odstranění těchto pohybů použili ve své studii [42] IIR filtr (filtr s nekonečnou impulzní odezvou) s šířkou pásma 0,5 – 20 Hz. Toto nastavení filtrace vychází z již dříve publikovaných studií [39] [44]. Odstranění mateřských artefaktů je jeden z hlavního prvku pro správnou automatickou detekci pohybu plodu. Z Obrázku 11 je vidět, že pohyby matky napodobují signály pohybů plodu, což značně ztěžuje detekci pohybu plodu.



Obrázek 11: Ukázka signálu zaznamenaného pomocí akcelerometru. a, Signál pohybu matky b, signál srdečního tepu matky c, signál pohybů plodu [42]

4.2 Fetální EKG

Fetální elektrokardiografie zkráceně fEKG se řadí mezi nejmodernější metody monitorování srdeční aktivity plodu. Jelikož je fEKG monitorování elektrické srdeční aktivity plodu, získáváme tímto snímáním informaci o tepové frekvenci plodu. Tato metoda se provádí invazivním či neinvazivním způsobem. Neinvazivní metoda využívá k měření elektrické aktivity srdce plodu povrchových elektrod, které jsou umístěny na břicho matky. Nevýhodou této metody je vznik rušivých signálů, které musí být potlačeny použitím různých filtrů a zpracováním signálu. Invazivní fEKG je prováděno transvaginální cestou, jedná se o nejpřesnější metodu monitorování pomocí FSE, lze ji ale použít pouze během porodu, tudíž neinvazivní metodu lze považovat za přijatelnější. [26] Srdeční aktivita plodu je primárním zdrojem informací, který umožňuje zhodnotit celkový stav plodu během těhotenství. Tyto informace jsou získávány za pomoci analýzy fetální srdeční frekvence (fHR). Díky tomu lze s dalšími signály získat popis aktivity dělohy a pohyby plodu. EKG plodu a matky jsou podobné signály, odlišují se ve velikosti jednotlivých vln a dobou trvání signálů, přičemž pro fEKG nelze uvést jednoznačnou velikost, pro neinvazivní zpravidla bývá amplituda 0,01 mV až 0,4 mV u invazivního lehce stoupá až k 0,8 m, přičemž matčina velikost signálů dosahuje až 5 mV. Tepová frekvence plodu bývá ve stádiích vývinu různorodá, oproti matčině tepové frekvenci, která bývá po dobu těhotenství stabilní. Tepová frekvence plodu je na začátku těhotenství 75 – 85 bpm, v 7. týdnu těhotenství se víceméně ustálí a pohybuje se v rozmezí 120-160 bpm, hodnota 185 bpm není výjimkou. Tepová frekvence 120-160 bpm se poté objevuje u plodu až do konce těhotenství matky. Analýza fEKG signálu zahrnuje změnu tvaru, amplitudy a délku trvání jednotlivých vln, intervalů a úseků EKG signálu. [52] Ukázka fEKG snímaného transabdominálně je zobrazena na Obrázku 12. Jedná se o reálný signál poskytnutý k této práci z Dizertační práce [37].



Obrázek 12: Signál fEKG snímané transabdominálně poskytnuto z [37] a upraven

4.2.1 Variabilita srdeční frekvence plodu

Stavy chování plodu jsou definovány variabilitou srdeční frekvence (fHR). Od 32. týdne těhotenství je možné rozlišit čtyři stavy chování plodu reprezentované kombinacemi klidného/aktivního spánku nebo bdění. Zvyšující se synchronizace pohybů plodu s fHR odráží vývoj autonomního nervového systému. Několik studií prokázalo korelaci mezi fHR a zdravým vývojem plodu a také závislost zvyšujícího se fHR s pohyby plodu. Přičemž největší riziko přináší kvalita algoritmu pro detekci R kmitů plodu a eliminace RR intervalu v důsledku šumu a pohybových artefaktů. V několika studiích byla prokázána špatná kvalita naměřeného fEKG, která závisela na pohybech plodu a tím značně ovlivnila chybnou detekci R kmitů plodu, což vedlo ke špatné klasifikaci pohybů plodu.

Vullings a kol. (2013) představili práci, která popisuje detekci pohybu plodu založenou na pozorování změn souvisejících s rotačním a translačním pohybem srdce plodu. Získaný neinvazivní signál EKG složený z osmi kanálů je předzpracován vhodně zvolenou filtrací a z každého svodu jsou odstraněny mateřské komponenty založené na dynamické segmentaci. Extrakce fEKG je založena na detekci pomocí algoritmu detekce prezentované Rooijackers a kol. v [49] (2012). Po detekci R vrcholů plodu následuje

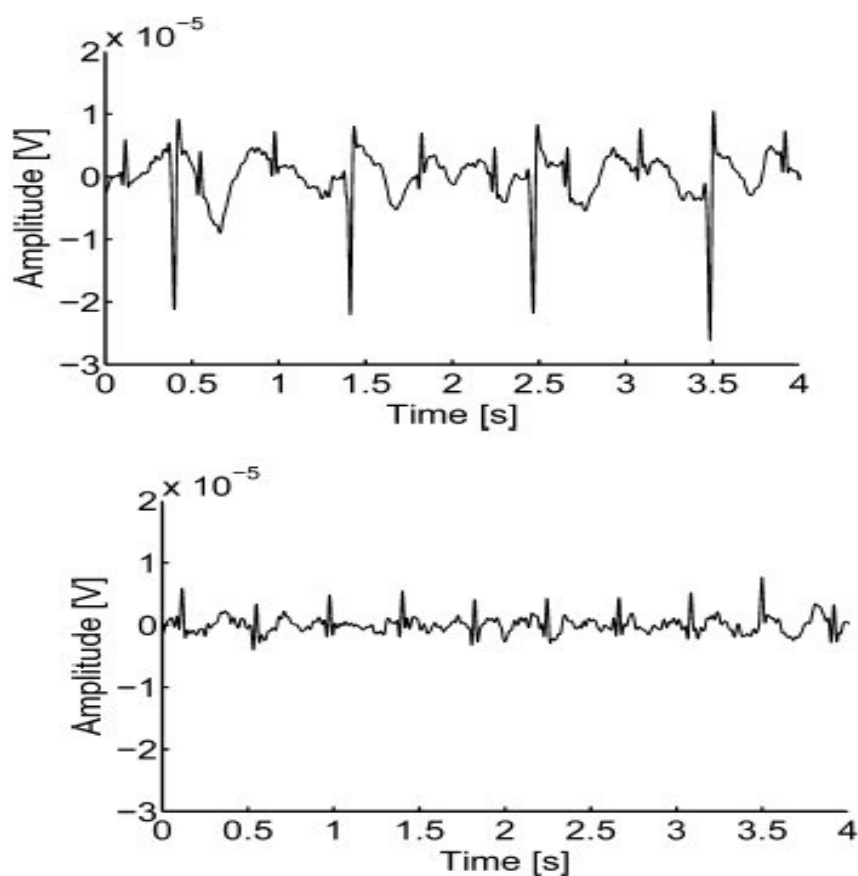
Rooijackers a kol. (2014) [35] a v [36] (2015) publikovali ve své studii novou metodu detekce pohybu plodu, která je založena na variaci amplitud fetálního QRS komplexu a čerpá z metody publikované Vullingsem. Metoda je založena na změně fEKG křivky v důsledku posunutí srdečního vektoru vzhledem k měřícím elektrodám. Z toho důvodu se využívá změny výšky a tvaru vlny QRS komplexu plodu, které jsou způsobeny translačním a rotačním pohybem plodu. Translační a rotační pohyby plodu vzhledem k měřícím elektrodám změny velikost projektovaného EKG, což má za následek změnu amplitudy QRS komplexu plodu. Přičemž metoda detekce pohybu plodu z fEKG byla publikována jako jedna z nejmodernějších a nespolehlivějších metod pro zjištění pohybů plodu z fEKG z jednoho bipolárního kanálu.

Fetální magnetokardiografie (fMKG) je alternativní metoda, která umožňuje přesné měření srdeční frekvence a identifikace pohybů těla plodu. Pohyby plodu vedou k posunu srdce a tím prostorovému rozložení magnetického pole. Tento posun má za následek variace amplitud a morfologické změny v MCG signálech vyvolaných změnou polohy a orientace plodu. Pro detekci pohybu plodu, která je doprovázena změnami polohou srdce a variabilitou srdeční frekvence, byla představena metoda poloautomatické detekce, která analyzuje změny v morfologii fMKG. V různých studiích bylo prokázáno, že fMKG může poskytnout kvalitní hodnocení variability srdeční frekvence plodu. Signál

Leeuwen (2010) [47] ve své studii představil poloautomatickou detekci pohybu plodu, která je založena na variaci amplitud QRS komplexu. V této studii byly poskytnuty záznamy od 14 žen (31.-41. týden gestace) u kterých bylo podezření na pohyby vzhledem k zrychlení srdeční frekvence plodu. Záznamy byly pořízeny pomocí biomagnetometu se vzorkovací frekvencí 1 kHz a pásmovou propustí 1-200 Hz. Senzor měly matky umístěny nad břichem. Tato metoda zahrnovala detekci QRS komplexu matky na základě kolerace se srdečními tepey a jeho následné průměrování. Dále zahrnovala detekci

QRS plodu a z něj identifikaci R-kmitů. Identifikované vrcholy byly poté použity ke konstrukci aktogramu a k vytvoření kompletní časové řady RR intervalů plodu. Algoritmus detekce pohybu plodu reagoval na základě přítomnosti zrychlení srdeční frekvence plodu, která je často spojena se samotným pohybem plodu. Výsledek této studie naznačoval využití této metody změny amplitudy v signálu pro identifikaci pohybu plodu a s tím spojenou změnu srdeční frekvence plodu. Pokud algoritmus správně identifikoval změnu polohy plodu, pak následné zobrazení změn v aktogramu korelovalo se zvýšením srdeční frekvence plodu. Výsledky ukazují 88 % účinnost tohoto použitého algoritmu pro identifikaci pohybů plodu.

Laar (2013) představil v [48] novou metodu neinvazivní spektrální analýzy variability srdeční frekvence plodu. Data získána v této studii obsahovala záznamy fEKG u žen ve 40tt. Měření bylo provedeno neinvazivně pomocí osmi elektrod z nichž jedna byla referenční a jedna zemnicí. Snímaná data byla zaznamenána vzorkovací frekvencí 1 kHz, filtrace signálu byla provedena pásmovou propustí mezi 1,5-70 Hz, pro odstranění kolísání elektrické izolace bylo použito Notch filtru o frekvenci 50 Hz. Na obrázku 13 lze nahoře vidět vyfiltrovaný fEKG signál, jež obsahuje EKG matky i EKG plodu a dole signál obsahující fetální signál, který vznikl extrakcí mateřského EKG.



Obrázek 13: Nahoře aEKG obsahující plodovou i mateřskou komponentu, dole signál obsahující fEKG

Zmíněné záznamy byly dále zpracovány a výsledný signál obsahoval vhodnou kombinaci signálů, jež potlačovaly šum. R kmitů byly detekovány pomocí vhodně zvoleného adaptivního práhu metodou publikovanou Vullingsem (2012) v [49]. Detekované R kmitů se poté použili k vytvoření signálu srdeční frekvence mezi jednotlivými údery. Detekce R kmitů byla i v tomto případě klíčovou úlohou k určení variability srdeční frekvence. Vhodně nastavenými filtry bylo docíleno odfiltrování špatně zvolených R kmitů. Následně byl vytvořen dataset obsahující 64 s segmenty, které poskytovaly údaje o srdeční frekvenci plodu. Dále byly tyto segmenty rozděleny na úseky kdy plod spal a kdy byl v pohybu. Spektrální analýza obsahující informaci o tepové frekvenci plodu byla vyhodnocena Fourierovou transformací. Pro každý zkoumaný segment byl vypočten absolutní a normalizovaný spektrální výkon. K následnému vyhodnocení výsledků byl použit t-test, jehož statistická významnost byla stanovena pro úroveň $\alpha = 0,05$. Studie představena Laarem jako jedna z prvních použila spektrální analýzu, která zkoumala chování plodu.

Brandle a kol. [71] představili studii, která byla provedena na 55 záznamech těhotných žen mezi 24 – 41. týdnem těhotenství pořízeným fetálním biomagnetometrem, k tomuto byly pořízeny záznamy KTG, které byly brány jako zlatý standard a současně byla poloha plodu kontrolována UZV. Takto získaná data byla filtrována pásmovou propustí 1-80 Hz pomocí Butterworthova filtru 8. řádu s nulovým fázovým zkreslením. Mateřská komponenta v signále byla zeslabena za pomoci techniky projekce signálního prostoru, plodová komponenta byla identifikována za pomoci Hilbertovy transformace. Čas mezi dvěma R kmitů plodu byl definován jako interval mezi údery a byl použit k výpočtu fHR plodu. Následně byla vypočtená fHR porovnána s referenční KTG křivkou. Jakákoliv odchylka mezi těmito dvěma signály $>25\%$ od výchozí hodnoty byla považována za pohyb plodu. Data byla následně porovnána s referenční klasifikací pohybů plodů, přičemž do výsledků byly zahrnuty pouze klidové stavy a pohybové stavy. Detekce pohybů plodů byla možná v 89 % všech případů, pouze v 11 % algoritmus zaznamenal nekorektní stavy. Výsledky studie naznačují slibný budoucí vývoj magnetografie s použitím v kombinaci s indikací fetální tísně.

4.3 Shrnutí technologií pro detekci pohybu plodu

V tabulce 5 je uvedeno shrnutí metod vhodných pro detekci pohybů plodu. Jsou zde uvedeny jejich hlavní technická řešení, způsob detekce pohybů, změny v signále, ke kterým dochází vlivem pohybů a také to, k jakým pohybům dochází (respirační pohyby-srdce-pohyby celého plodu). Za zlatý standard metody detekce pohybu plodu je stále považována metoda UZV s manuální identifikací pohybů klinickým expertem [66][67][68][69][70], jejíž stálou nevýhodou je nemožnost dlouhodobého monitorování a časová náročnost. Respirační pohyby plodu a celkové pohyby plodu jsou primárně spojovány se zvýšeným fHR. Ve všech případech uvádějících v Tabulce 5 dochází k detekci RR intervalů fEKG a z ní plynoucí variability tepové frekvence plodu. Zizzo a kol. (2020) v [76] představili systematický přehled studií založený na detekci pohybů pomocí fEKG a FMKG. Všechny studie zahrnující tento přehled prokázaly zvýšení fHR v souvislosti s dýchacími pohyby plodu. Byly provedeny analýzy v časové a spektrální oblasti, které rovněž prokázaly souvislost výsledků s pohyby plodu.

Příčemž dýchací pohyby plodu ukazovaly jednoznačné výsledky studií v souvislosti se zvýšenou fHR. Oproti tomu pohyby plodu jako takové, tzn. pohyby trupu a končetin z hlediska interpretace výsledků vykazovaly v určitých úsecích jisté nedostatky a pohyby plodu nebyly identifikovány správně. V tomto ohledu je zapotřebí dalších vědeckých výzkumů pro minimalizaci nesprávně interpretovaných pohybů.

Tabulka 5: Přehled metod pro automatickou detekci pohybů plodu

METODA [49]	Technické řešení	Způsob detekce	Důsledek	Respirace/srdce/celý plod	Použití v praxi
Akcelerometry [29][39] [42][44]	Systém složený ze senzorů umístěných na břicho matky.	Pohyb celého těla plodu silně generuje vibrace na břišní stěnu matky. Tyto vibrace lze detekovat sadou akcelerometrů.		Celý plod	Jednoduché, levné, ideální pro dlouhodobé sledování.
NI-fEKG [26][35][36]	EKG elektrody umístěny na břicho matky.	Získáním plodového elektrokardiogramu a následnou extrakcí plodové komponenty lze pozorovat změnu tvaru amplitudy QRS komplexu a variabilitu tepové frekvence.	Variace amplitud QRS komplexu, variabilita tepové frekvence plodu	Respirace, srdce	V praxi v kombinaci s detekcí pohybu nevyužívána, pouze ověřování laboratorních technik.
KTG [65]	UZV senzor pro monitoraci tepové frekvence plodu a jeden senzor pro snímání děložních kontrakcí.	Identifikace pohybů plodů automatickou analýzou signálů pomocí dvou převodníků.	Variabilita tepové frekvence.	Srdce	Nejpoužívanější v klinické praxi

<p>fMKG [47][48] [71]</p>	<p>Squid snímače umístěny na břicho matky.</p>	<p>Pohyb plodu vede k posunu srdce a tím dochází k posunu prostorového rozložení srdce.</p>	<p>Změna amplitudy a morfologické změny v signále. Variabilita tepové frekvence</p>	<p>Celý plod, změna polohy a orientace plodu. Pouze hrubé pohyby.</p>	<p>Nákladná metoda, vyžaduje velmi zkušený personál. Moc se nepoužívá</p>
--------------------------------------	--	---	---	---	---

5 Vybrané metody na základě literární rešerše

V této kapitole bude uveden přehled metod, které budou použity v experimentální části práce. Na základě nastudování problematiky detekce pohybů plodů z transabdominálního záznamu byla vybrána metoda, kterou představili ve své práci Rooijackers a kol. [35][36], která se jevila jako vhodná, pro experimentální ověření. Jelikož tato metoda ovšem pracovala s abdominálním záznamem, který byl získán pomocí jednoho kanálu, bylo přistoupeno k výběru neadaptivních extrakčních metod fEKG, který používají k extrakci pouze jeden kanál. Mezi neadaptivní metody využívající vícekanálového přístupu řadíme metodu ICA, která pro extrakci fEKG využívá techniky, která od sebe oddělí statisticky nezávislé signály. Je to jedna z neúspěšnějších metod, její nevýhodou je však vysoká výpočetní náročnost. [55] Metoda s nižší výpočetní náročností pracující na podobém principu jako ICA, přičemž využívá deflačního přístupu je metoda Fast ICA. Více o této metodě v [57]. Další vícekanálovou statistickou metodou je metoda PCA, která funguje na principu zmenšení počtu rozměrů numerických dělením několika proměnných. [56]

Neadaptivní metody odstraní nežádoucí signál ze signálu aEKG, přičemž se nepřizpůsobují systému. Mezi neadaptivní technologie využívající jeden kanál řadíme metody založené na vlnkové transformaci, metody průměrování, filtry s konečnou impulsní odezvou (FIR), Wienovu filtraci či korelační metody. V tabulce 6 je uveden přehled těchto jednocanálových neadaptivních metod, přičemž pro tuto práci byla využita jedna z metod průměrování, která je jednou z nejpoužívanějších technik a bude představena níže. [54]

Tabulka 6: Přehled neadaptivních jednocanálových metod pro extrakci fEKG

METODA	Literatura	Popis metody
Průměrování	[54][58]	Provedení detekce R vlny, která má vysokou amplitudu v aEKG signálu a následného průměrování QRS komplexu matky. QRS komplexy matky jsou poté odečteny a je získán fEKG, ze kterého lze vykreslit srdeční aktivitu plodu.
Vlnková transformace	[54],[59], [60], [61], [62]	Poprvé představena v roce 1996 s využitím kontinuální vlnkové transformace (CCWT) k detekci R-vlny. Metoda prošla v minulosti několika transformaci, viz. literatura. Detekuje abnormality morfologie fEKG. Probíhá filtrace nestacionárních signálů.

Korelace	[63], [64]	Ze signálu obsahující mEKG a fEKG pomocí korelační funkce je získán zprůměrovaný EKG signál. Tento signál je následně odečten od aEKG a získáme fEKG. Tato technika je vhodná pouze pokud se nepřekrývá mateřská a plodová komponenta.
----------	------------	--

Dále budou v kapitole představeny metody, které byly po nastudování problematiky detekce pohybu vyhodnoceny jako nejvhodnější pro návrh algoritmu extrakce fEKG z jednoho abdominálního svodu s potenciálem detekovat pohyby plodu.

5.1 Metoda průměrování

Již v roce 1964 byla publikována studie, která se zabývala touto technikou. Metoda průměrování má tu nevýhodu, že je v signálu přítomnost nízkofrekvenčních rušivých složek. Aby techniky průměrování byly lépe využity, je nutné uměle převést aperiodický signál na signál periodický, který se stane koherentním vzhledem k šumu. V této studii byl vylepšen poměr signálu od šumu. Nicméně je metoda průměrování (Averaging method) jednou z nejpoužívanějších metod při zpracování signálu pro extrakci tvaru vlny mEKG z abdominálního záznamu. R vlny matky jsou snadno detekovány kvůli vysoké amplitudy v aEKG signálu. Provedením průměru úseků aEKG jdoucích po sobě, z nichž všechny obsahují mateřský QRS komplex nacházející se ve stejné fázové poloze se získá referenční signál, který odpovídá jednomu intervalu signálu mEKG. Rušení signálu a fEKG signály jsou v tomto ohledu ze signálu potlačeny, jelikož jsou statisticky nezávislé na mEKG. Odečtením referenčního signálu a signálu aEKG poté dochází k eliminaci aEKG signálu. Získáváme tak signál, ve kterém je dominantní fEKG. [54][58]

5.2 Metody detekce QRS komplexu matky a QRS komplexu plodu

Pro získání fHR z aEKG záznamu již bylo v minulosti navrženo nespočet algoritmů. Pomocí metody detekce QRS komplexů matky z aEKG záznamu a jejího následného odečtení či vynulování získáme signál, ze kterého lze detekovat R kmity plodu a následně dopočítat celý QRS komplex plodu. Díky tomu tak získáme fHR plodu, které je v této práci důležité pro zhodnocení celkového stavu plodu, jeho pohybu či nepohybu během snímání.

Vullings a kol. (2009) v [75] navrhli algoritmus pro detekci pohybu plodu, který byl založený na zarovnání vektorové kardiografické smyčky. Byl použit algoritmus očekávání Maximalizace (EM, z angl. Expectation-Maximization), algoritmus fungoval na principu podobnosti QRS komplexů, které byly ovlivněny pohyby plodu a tím i polohou srdce. Ze signálu byl na základě lineární predikce každé mateřské vlny odstraněna mateřská komponenta. Následně byl vykreslen průběh fHR. Na základě toho byl pohyb kvantifikován parametry označující část signálu s nulovým pohybem a část signálu s rotačním

pohybem. Zavedené funkce byly předzpracovány mediánovým filtrem s průměrovacím oknem 50 ms. Vhodně zvoleným prahem poté identifikovali v pohybu parametry obsahující faktor klidu a faktor pohybu plodu.

Arias-Ortega a kol. (2010) v [72] vytvořili metodu založenou na separaci a detekci zájmového fEKG signálu získaného vynulováním mEKG. Signál aEKG byl předzpracován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 2-70 Hz, řád filtru 64, s konečnou impulsní odezvou, použito bylo Kaisrovo okno. Filtr byl realizován jako FIR filtr. V signálu došlo k detekci R vrcholů matky za pomoci stanovení předem stanoveného prahu. Úskalím této metody bylo, že by mohlo dojít ke špatné detekci R vrcholů matky z důvodu překrytí fetálních a mateřských komplexů, v tomto případě došlo k normalizaci amplitudy signálu za pomoci maximální hodnoty dvou počátečních sekund filtrovaného signálu. V tomto případě musel být začátek signálu ověřen ručně a dále algoritmus mohl správně detekovat mateřské R vrcholy. Následně byly od R vrcholů nalezeny S vrcholy matky a pomocí lokalizace T vlny došlo k detekci QRS komplexu, který byl pomocí vhodně nastaveného prahu odečten z aEKG záznamu. Detektor R vrcholů plodu byl realizován stejným principem jako detektor matky. Navržený algoritmus vykazoval srovnatelnou výkonnost vzhledem k referenční ICA metodě, detekce matky vykazovala 97 % shodu, detekce plodu dosahovala 88%. Jedinou nevýhodou této metody je určení počátečních parametru od kterého má začít detekce zájmových bodů.

Rooijackers a kol. (2011) v [73] představili metodu založenou na detekci R vrcholů matky i plodu pomocí kontinuální vlnkové transformace s využitím vlnky Mexican hat. Algoritmus lze rozdělit do čtyř po sobě jdoucích fází. Prvním krokem algoritmu bylo zvolení segmentu, druhý krok stanovil práh ve třetím kroku došlo k detekci R vrcholu a posledním krokem bylo stanovení SNR. Výsledky metody dosahovaly v porovnání s jinými metodami kvalitních výsledků, jelikož tato metoda byla závislá na prahování a segmentaci, který byl v průběhu algoritmu porovnáván s parametrem SNR.

Rajput a kol. (2012) v [74] popisují metodu detekce založenou na detekci R vrcholů pomocí algoritmus Pan a Tompkins. Pro body komplexu Q a S je využito průměrování. Po detekci mEKG a fEKG vhodně nastaveným prahem dochází k vykreslení R-R intervalů. Tato metoda zkoumala vliv fHR na stáří plodu, přičemž bylo zjištěno, že hodnota bpm plodu dosahuje hodnoty 166 bpm v 34. týdnu těhotenství, protože zde dochází k pohybům plodu a v 40. týdnu těhotenství aktivita plodu mírně klesá.

Rooijackers a kol. (2014) v [35] zdokonalili metodu Vullingse a kol. zmíněnou výše a představili algoritmus detekce pohybu plodu založený na rozdílnosti amplitudy ve zprůměrovaných fetálních QRS komplexech. Narozdíl od Vullingse a kol. zde využili vlastnosti změn ve fetálním QRS komplexu z jednoho bipolárního svodu. Přičemž změny v QRS komplexu plodu jsou způsobeny rotačním a translačním pohybem plodu. Tyto pohyby plodu mají za následek změnu velikosti projektovaného srdce, jelikož je při měření měněna poloha měřících elektrod, což má za následek rotaci srdeční osy vzhledem k břišním elektrodám. Vytvořený dataset záznamů obsahoval 20 aEKG záznamů po 30 minutách od 22 do 40 týdnu těhotenství plodu. Data byla předzpracována pásmovou propustí s mezními frekvencemi 1-95 Hz, pro odstranění kolísání elektrické izolace byl použit Notch filtr, implementace filtrů v Matlab byla provedena pomocí FIR filtrů. Nejprve byla určena poloha R vrcholů

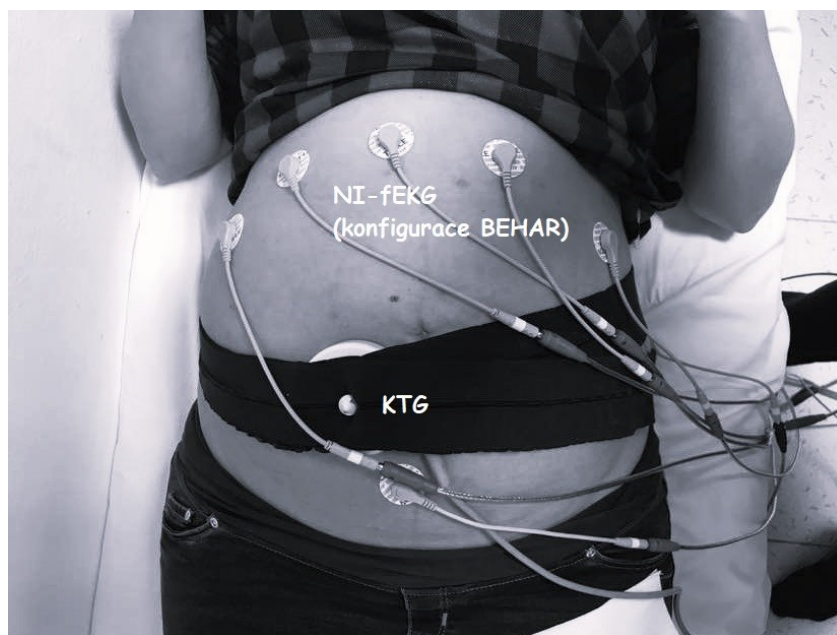
matky pomocí algoritmu v [73], na základě toho dochází k vynulování signálu matky nalevo od R vrcholů a napravo od R vrcholů o 90 ms. Poté dochází k detekci R vrcholů plodu s průměrovacím oknem 50 ms. Na základě detekce R vrcholů plodu dochází k detekci celého QRS komplexu plodu, kdy dochází k detekci Q a S bodu s rozsahem 25 ms doleva od R bodu a 25 ms doprava od R bodu. QRS komplexy plodu následně zprůměrovány a vykresleny o délce 50 ms. Na základě toho je vykreslena funkce translačního pohybu plodu, která určuje změnu polohy plodu vzhledem k měřícím elektrodám. Přičemž bylo zjištěno, že navržený algoritmus je vhodný pro detekci pohybů, které ale ne vždy vedou k pohybům hrudníku plodu a tím může být faktor translačního pohybu ovlivněn.

6 Experimentální část

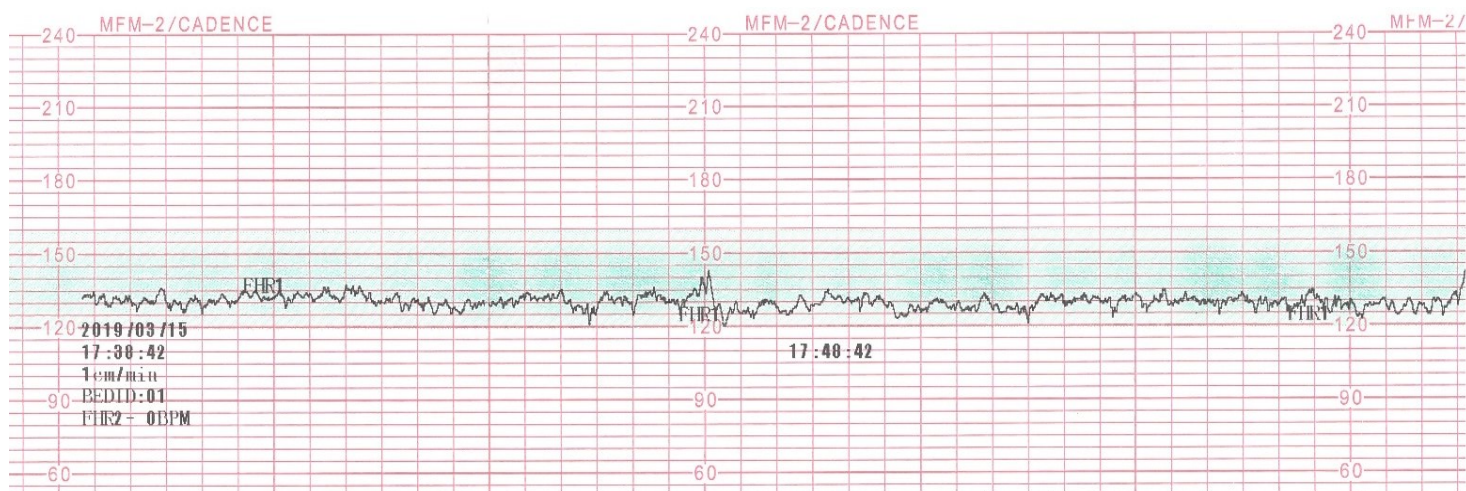
Na základě nastudování problematiky teoretické části z oblastí automatické detekce pohybu plodu bylo možné zrealizovat praktickou část práce. Cílem experimentální části je laboratorně ověřit metody detekce pohyby plodu. Pro práci bylo vybráno vybrala řešení, jež je možné realizovat na poskytnutém záznamu získaného metodou neinvazivní fetální elektrokardiografie z klinické praxe. Cílem experimentální části je navrhnout a softwarově zrealizovat systém, pomocí kterého ze signálu získáme informaci o možných pohybech plodu.

6.1 Experimentální data

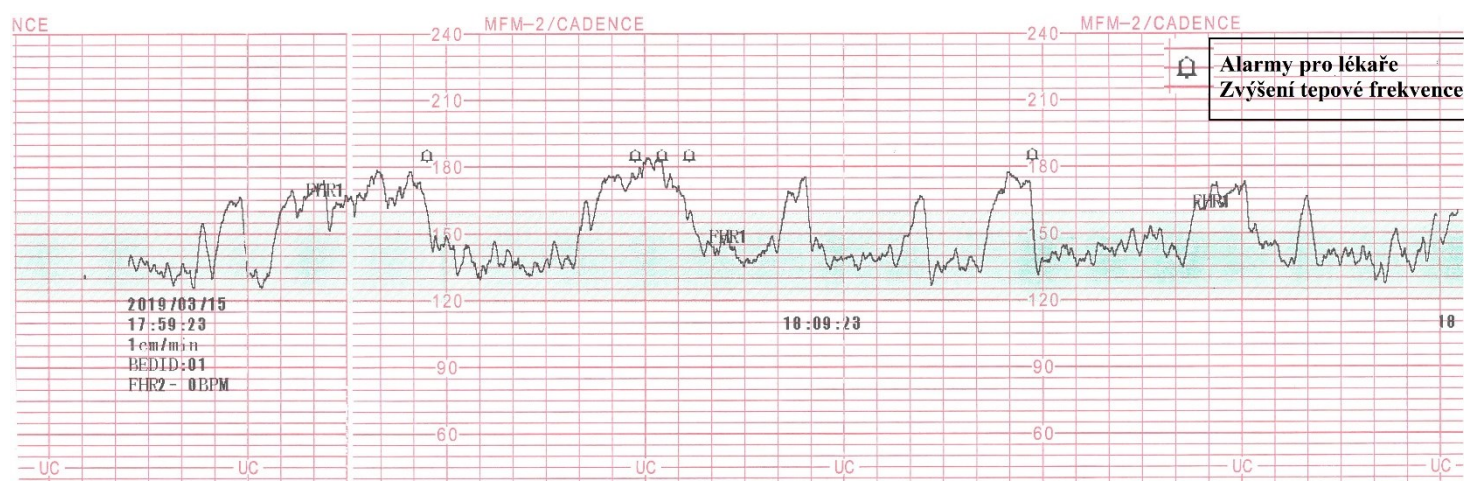
Experimentální data, která jsou využita v této práci byla poskytnuta z dizertační práce [37]. Záznam byl pořízen u těhotné ženy v 36. týdnu těhotenství na soukromé klinice v Karviné. Celková délka záznamu je 60 minut a vzorkovací frekvence signálů fvz je 600 Hz. Jako referenční signál zde slouží záznam KTG, který byl snímán ve stejném okamžiku jako signály aEKG. Signály aEKG byly snímány pomocí šesti elektrod s označením (aEKG1-aEKG6) umístěných na břicho matky (Obrázek 14). Tato experimentální data byla pro tuto práci vybrána, jelikož obsahují úseky pro testování a trénování algoritmu ve kterých bylo klinickým expertem určeno, kdy se plod pohyboval a kdy byl plod v klidu a nepohyboval se. K dispozici tak vzniklo několik úseků na testování a trénování algoritmu. Obecně se dá říct, že jsou zde 3 dvacetiminutové úseky, v prvním plod spal (Obrázek 15), ve druhém se probudil a výrazně se pohyboval (což se projevilo na srdeční frekvenci, viz přiložené KTG, Obrázek 16) a ve třetí části byl vzhůru, ale v klidu (Obrázek 17).



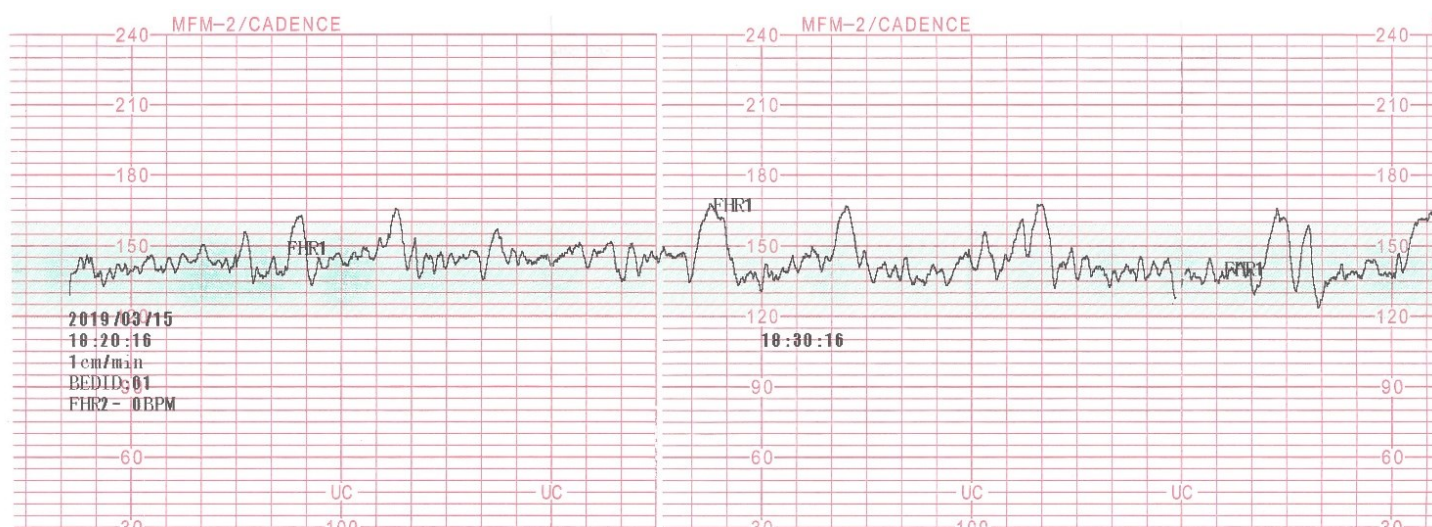
Obrázek 14: Měření fEKG, referenční KTG



Obrázek 15: 20min úsek záznamu z KTG, spánek plodu, nezaznamenaná pohybová aktivita



Obrázek 16: 20min úsek záznamu z KTG, probuzení plodu, zaznamenaná pohybová aktivita, nárůst fHR



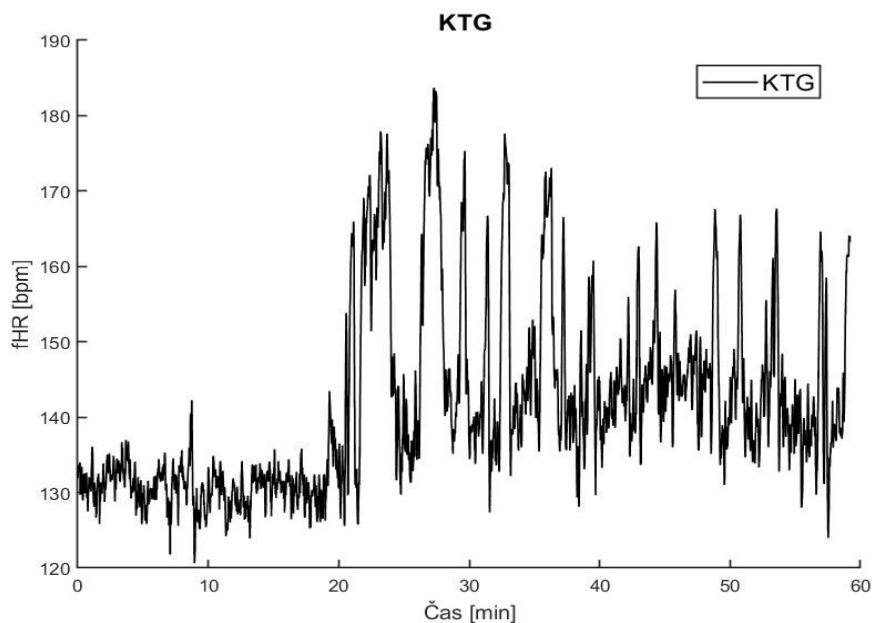
Obrázek 17: 20min úsek záznamu z KTG, probuzený plod, nezaznamenaná pohybová aktivita

V této části vzniklo 33 úseků rozdělených po 10 s na testování algoritmu, úseky A01-A14 obsahují záznamy klidové ve kterých plod spal a nepohyboval se. Úseky A14-A27 jsou definovány jako úseky s pohybem, jelikož zde nastává probuzení plodu a dle klinického experta se v této části začal pohybovat. Třetí úsek A28-A33 obsahují verifikační data, jelikož zde byla tepová frekvence plodu zvýšená, ale nedocházelo k velkým pohybům. Tyto záznamy jsou rozčleněny na úseky v Tabulce 7.

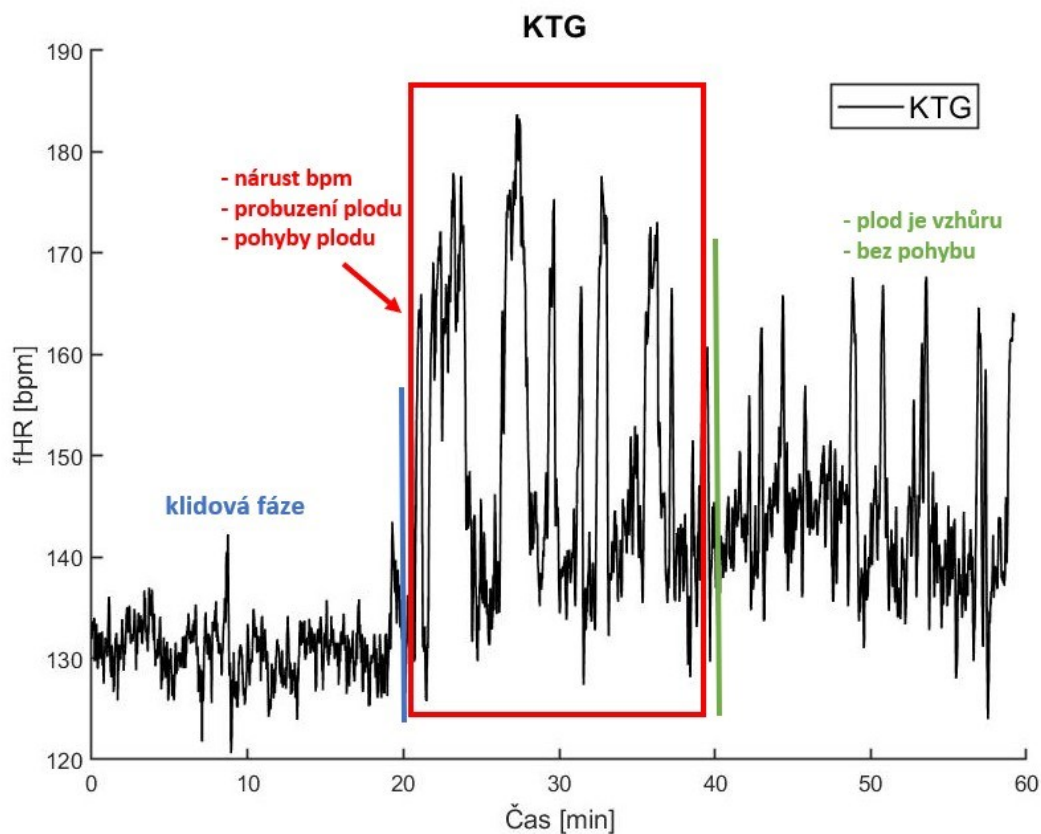
Tabulka 7: Rozdělení úseků

Záznam	Časový úsek (s)	S/P/V
A01	0-10	SPÁNEK
A02	15-25	SPÁNEK
A03	25-35	SPÁNEK
A04	48-58	SPÁNEK
A05	110-120	SPÁNEK
A06	338-348	SPÁNEK
A07	360-370	SPÁNEK
A08	502-512	SPÁNEK
A09	529-539	SPÁNEK
A10	578-588	SPÁNEK
A11	608-618	SPÁNEK
A12	651-661	SPÁNEK
A13	682-692	SPÁNEK
A14	960-970	SPÁNEK
A15	1268-1278	POHYB
A16	1350-1360	POHYB
A17	1397-1407	POHYB
A18	1422-1432	POHYB
A19	1470-1480	POHYB
A20	1560-1570	POHYB
A21	1712-1722	POHYB
A22	1800-1810	POHYB
A23	1815-1825	POHYB
A24	2032-2033	POHYB
A25	2110-2120	POHYB
A26	2181-2191	POHYB
A27	2400-2410	POHYB
A28	2523-2533	VERIFIKACE
A29	2582-2592	VERIFIKACE
A30	2644-2654	VERIFIKACE
A31	2774-2781	VERIFIKACE
A32	3264-3274	VERIFIKACE
A33	3332-3342	VERIFIKACE

Obrázek 18 představuje digitalizovaný KTG signál. Tento signál je v této práci určen jako referenční. Na Obrázku 19 je vykreslen signál KTG se značenými úseky, ve kterých docházelo k variabilitě tepové frekvence plodu.



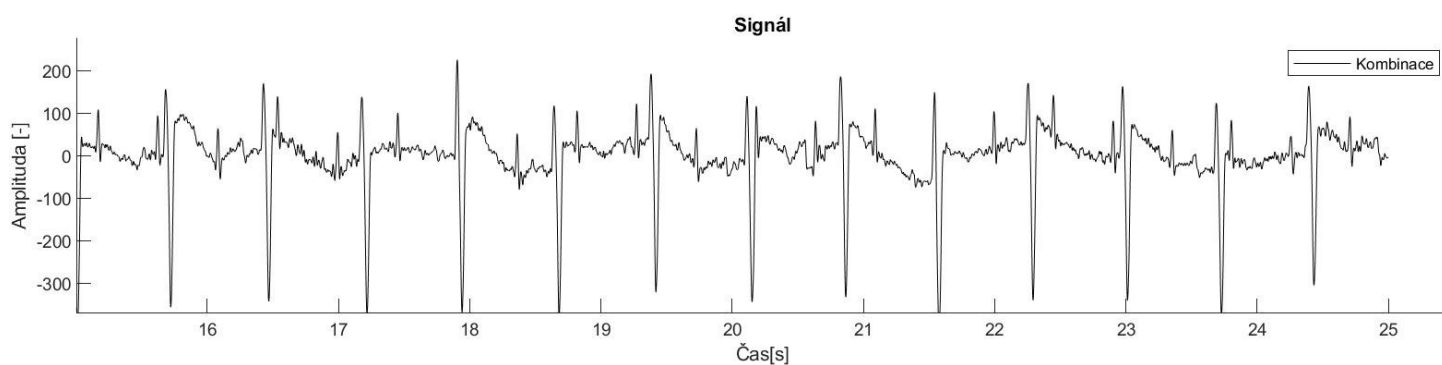
Obrázek 18: Vykreslení KTG dat, reference



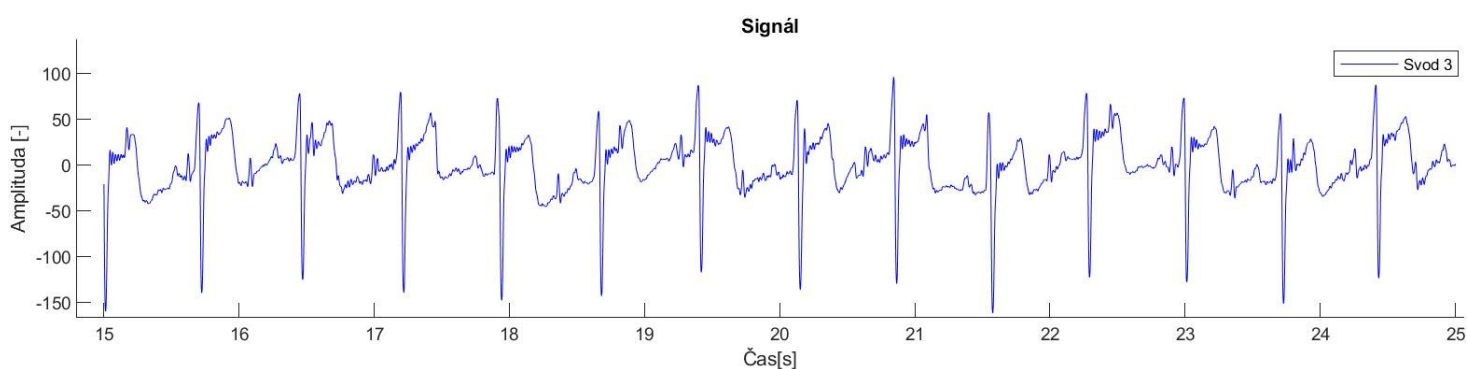
Obrázek 19: Vykreslení reference se značenými stavy plodu

6.2 Analýza

Pro další postup bylo zvoleno daný signál analyzovat. Vzhledem k předešlému důkladnému teoretickému nastudování zpracování signálu plodu došlo k amplifikaci signál. Nejdominantnější složkou záznamu je mEKG, které několikanásobně převyšuje amplitudu fEKG. Nejdůležitějším bodem této práce je tedy potlačit mateřské EKG. Při analýze signálu bylo dospěno k závěru, že nejlepším způsobem, jak posílit signál plodu, respektive posílit zobrazení QRS komplexu plodu a utlumit signál matky, respektive potlačit zobrazení QRS komplexu matky bude vytvořit vhodný výsledný signál, jež mimo jiné potlačí rušivé elementy matky. Vhodnou metodou založenou na vynulování mateřského QRS komplexu toho lze dosáhnout. Na Obrázku 20 lze vidět signál získaný superpozicí svodů 1-6 před zpracováním, je z něj patrná dominantní mateřská komponenta, plodová komponentu je vidět také. Obrázek 21 představuje zobrazení signálu ze svodu č. 3 před zpracováním.

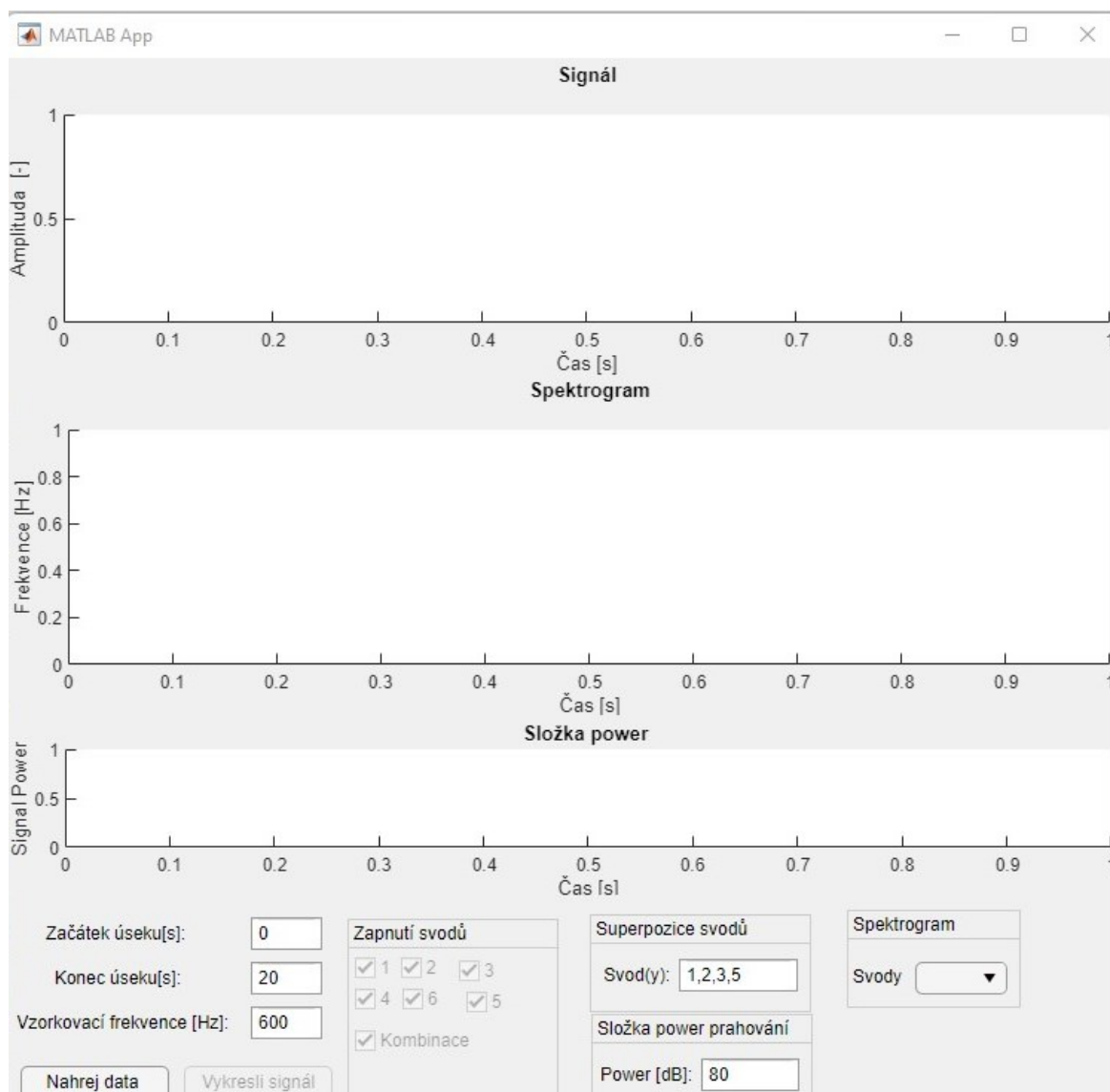


Obrázek 20: Signál před zpracováním, superpozice svodů 1-6



Obrázek 21: Svod 3 před zpracováním

Pro snadnější analýzu signálu byla vytvořena intuitivní aplikace. Na Obrázku 22 se vidět její náhled. Tato aplikace sloužila k nastudování chování signálu a bylo možné si zde rychleji a přehledněji dané signály zobrazit. V prvním kroku si může uživatel stisknutím tlačítka *Nahrej data* nahrát potřebná data ke zkoumání. Tlačítko *vykresli signál* slouží k vyobrazení nahraných dat. V aplikaci se lze zvolit daný časový úsek, který chceme zobrazit, to lze vepsáním potřebného času v sekundách do políček *Začátek úseku* a *Konec úseku*. Aplikace umožňuje uživateli zobrazit signál a hledat v něm kritické body QRS komplexu matky a plodu. Lze to za pomoci sčítání svodů, které si lze nastavit vypnutím/zapnutím potřebného svodu, tak, aby se docílilo cílového signálu. V nabídce *Superpozice svodů* lze vepsáním vhodné kombinace svodů zobrazit výslednou superpozici svodů. Ve vrchní části aplikace se nachází podokno s názvem *Signál*, jež umožňuje vyobrazit zvolený svod/svody v určitém časovém rozmezí, či kombinaci svodů, kterou lze docílit sečtením svodů. Ve druhém podokně aplikace s názvem *Spektrogram* lze vyobrazit signál v časově-frekvenční analýze. V podokně s názvem *Složka power* se vyobrazí uživateli pro daný časový interval složka energie extrahovaná ze spektrogramu.



Obrázek 22: Pomocná aplikace

6.3 Analýza polarity svodů

S pomocí vytvořené aplikace bylo přistoupeno k analýze polarity svodů. Cílem bylo najít jaká je polarita vůči matce a jaká vůči plodu. V Tabulce 8 je uvedena polarita matky a polarita plodu vzhledem k daným svodům. Ve sloupci poznámky jsou uvedeny poznatky, které byly zaznamenávány během analýzy signálů.

Tabulka 8: Analýza polarity svodů

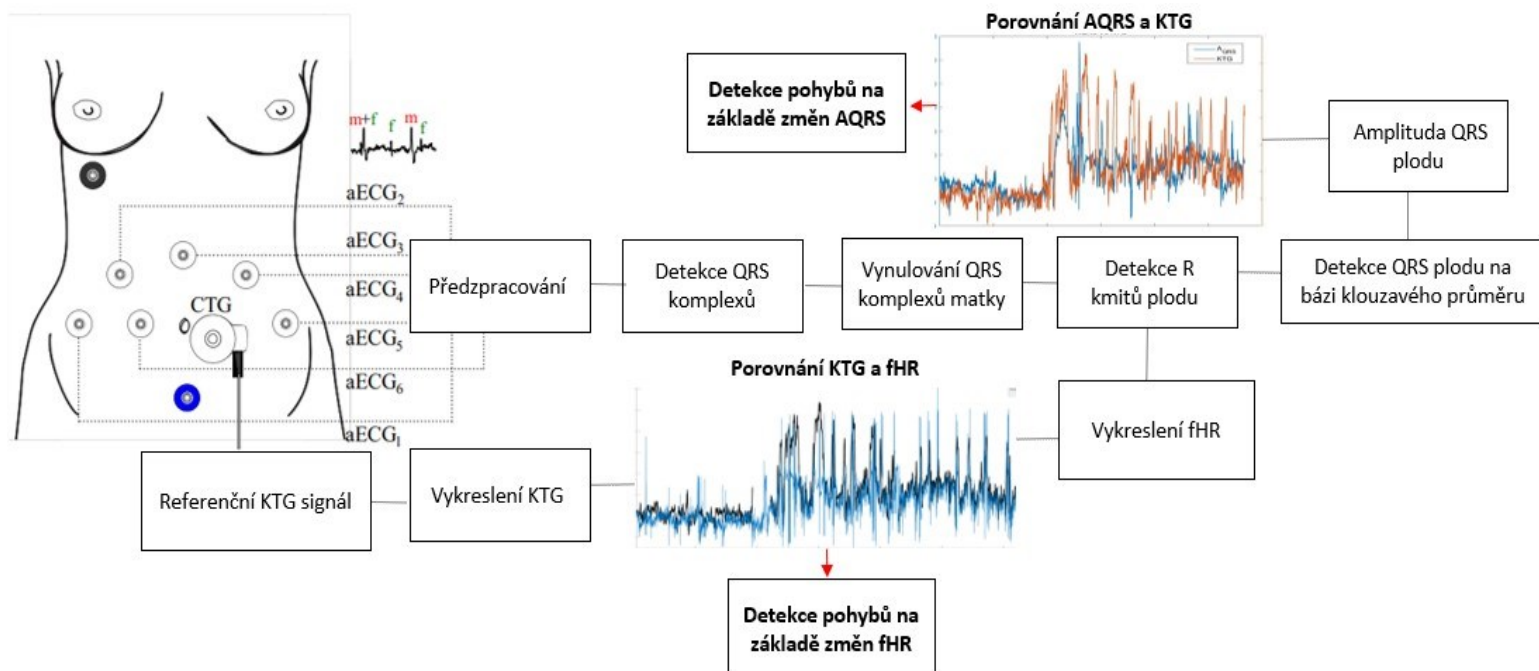
SVOD	Polarita MATKA	Polarita PLOD	Poznámky
1	+	+	
2	+	+	V podstatě totožný s 1
3	-	+	
4	?	+	Velice podobný 3, ale i tak je polarita matky nejasná
5	-	+	Přesný opak svodu 1, u matky krásně lícuje
6	+	-	Podobný jako svod 1, ale plod zde vypadal na opačnou polaritu

7 Návrh algoritmů pro detekci pohybů plodu

V této kapitole budou představeny dvě metody detekce pohybů plodu. Metoda detekce založená na pozorování změn variability tepové frekvence plodu (fHR). Změny parametrů fHR, zejména detekce R-R kmitu, které způsobí nárůst tepové frekvence souvisí s pohyby plodu.

Druhá metoda je založená na pozorování změn amplitud fetálního QRS komplexu, jehož změnou výšky a tvaru QRS vlny může být detekován pohyb plodu. Tento algoritmus detekce pohybů plodů je založený na sledování změn amplitudy a tvaru fetálního QRS komplexu v průběhu času.

Obě tyto metody jsou založeny na získání fEKG signálu z kterého lze vypočítat QRS komplexy plodu. Nezbytností je tedy přesně detekovat fetální QRS komplexy. Zlatým standardem této navržené metody byl určen referenční KTG signál. Na Obrázku 23 je uvedeno blokové schéma algoritmu pro detekci pohybu plodu.



Obrázek 23: Blokové schéma algoritmu pro detekci pohybu plodu, referenční záznam KTG

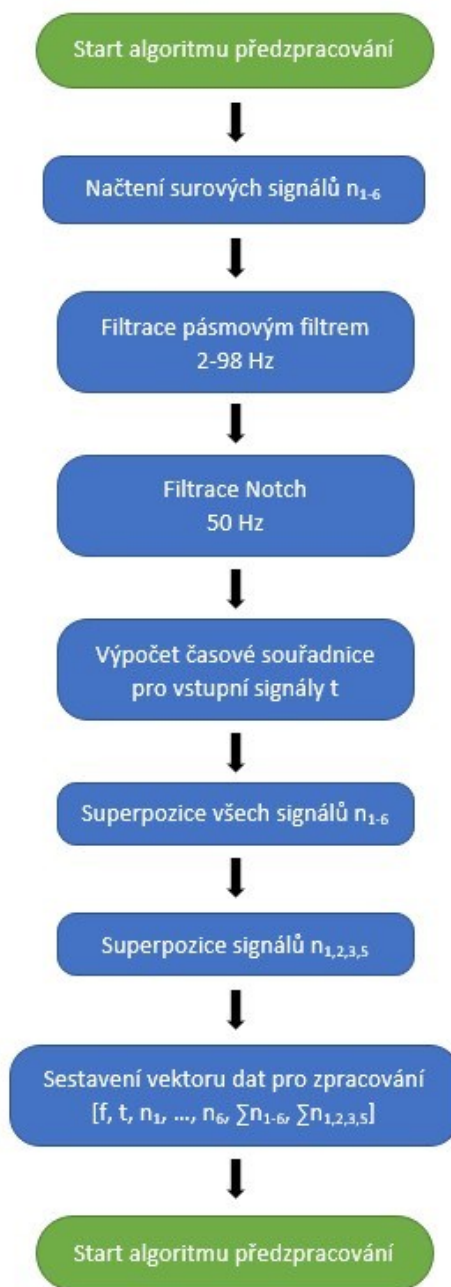
7.1 Předzpracování

Nejprve bylo nutné signál upravit a předzpracovat. Filtrace signálu byla primárním krokem pro předzpracování. Signál byl filtrován pásmovým filtrem s mezími frekvencemi 2 a 98 Hz. Tento filtr vymezil zájmovou oblast EKG a odstranil kolísání elektrické izolácie. Realizace tohoto filtru proběhla v Matlab pomocí funkce `filtfilt`, je to pásmová propust minimální řádu. Následně byl na signál aplikován IIR notch filtr, řádu 2, pro odstranění síťového rušení.

Jelikož bylo přistoupeno k volbě metody, která využívala k analýze signálu jednonábový záznam, muselo dojít k transformaci signálu, aby se daný typ signálu mohl použít pro ty vzorce a konstanty a postupy detekce pohybů plodu jež byly zjištěny v teoretické části. Obrázek 24 zobrazuje vývojový diagram postupu transformace signálů, které byly použity k testování a návrhu algoritmu. V Tabulce 9 je vypsáno několik důležitých konstant a nastavení parametrů, které bylo stěžejní určit a experimentálně ověřit pro další postup vývoje algoritmu:

Tabulka 9: Důležité parametry pro tvorbu algoritmu

Parametr	Vysvětlení	Nastavení
Minimální časová vzdálenost mezi R-kmity matky	Stanovení této konstanty bylo experimentálně ověřováno. Při takto zvolené konstantně, lze snadněji oddělovat jednotlivé R-kmity daných QRS komplexů matky	0,4
Minimální časová vzdálenost mezi R-kmity plodu	V podstatě podobný princip jako je stanovení časové vzdálenosti mezi R-kmity matky. S tím rozdílem, že bpm plodu je dvojnásobně vyšší. Experimentálně bylo ověřováno nastavení této konstanty pro její optimální využití.	0,4
Rozsah mateřského indexu	Po detekci R kmitu matky jsme získali souřadnice R vrcholů. Od této souřadnice se vezme 40 časových signálů směrem doleva a 25 signálů směrem doprava.	Hodnoty napětí pro rozsah se nastaví na 0 V.
Minimální časová vzdálenost Q a R bodu plodu	Po detekci R kmitu plodu nastává hledání Q bodu, testováno a nastaveno na danou hodnotu.	25 ms doleva
Minimální časová vzdálenost R a S bodu plodu	Po detekci R kmitu plodu nastává hledání S bodu, testováno a nastaveno na danou hodnotu.	25 ms doprava
Průměrovací interval QRS komplexu plodu	Průměrovací okno pro zprůměrovaný QRS komplex plodu.	50 ms



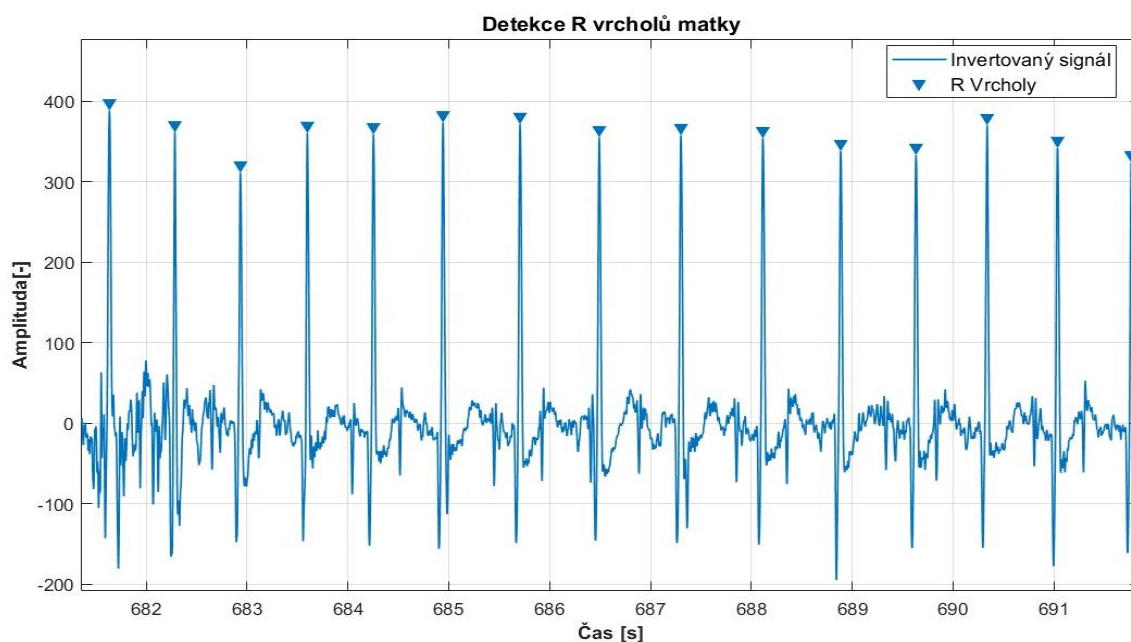
Obrázek 24: Vývojový diagram sestavení signálu pro zpracování z vícekanálového na jednonálový záznam

7.2 Detekce QRS komplexu matky

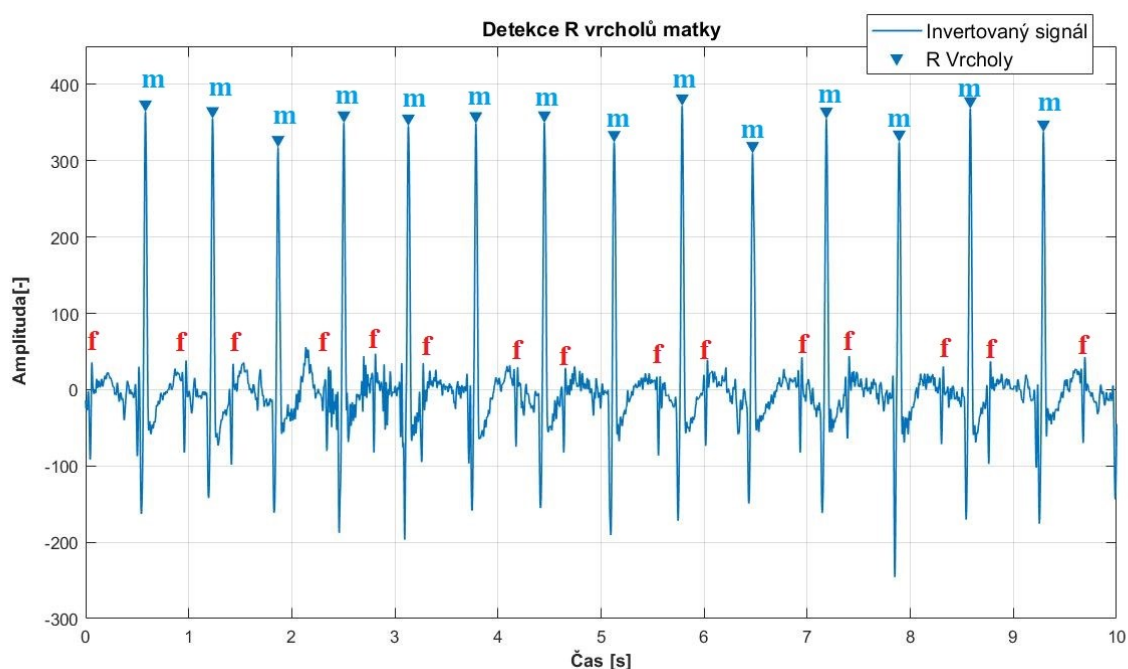
Pro detekci QRS matky bylo zapotřebí nejprve určit R vrchol matky. K tomuto bylo nutné určit interval mezi R vrcholy. Nejprve byla zjištěna celková vzdálenost mezi prvním a posledním vrcholem signálu. Signál skládající se z matice obsahující superponovaný signál svodů 1,2,3,5 a suma všech svodů 1-6 obsahuje mateřskou komponentu, která je nejprominentnější v záporných hodnotách. Proto došlo k inverzi signálu a na základě toho, byly nalezeny minima vrcholů v invertované verzi původního

signálu. Toto zajišťuje v programu přednastavená funkce *findpeaks*, pomocí které lze v signálu nalézt lokální maxima/minima. Tato funkce má určené parametry a každý detekovaný vrchol musí splnit prahovací podmínky.

Do funkce vstupuje invertovaný signál složený ze superpozice všech svodů. Druhou zadávanou hodnotou je *MinPeakheight*, v programu si může uživatel tuto hodnotu zvolit sám, defaultně je tato hodnota nastavena na 70 % velikosti vrcholů v aktuálním okně. R vlny lze v tomto případě hodnotu 100. Pro odstranění nežádoucích detekcí špatných vrcholů byla zadefinována funkce *MinPeakheight*, která představuje minimální časovou vzdálenost mezi R vrcholy matky (hodnota konstanty 0,4). Jelikož je definována i hodnota vzorkovací frekvence, je hodnota *MinPeakDistance* časovou složkou. Proměnná *MinPeakDistance* zaručuje detekovat vrcholy vzdálených od sebe zadanou hodnotou uživatelem. Tyto parametry byly zvoleny experimentálně na základě znalostí nominálních fyziologických hodnot. Výstupem této funkce je vektor, který obsahuje informace s umístěním a velikostí vrcholů, tzn. souřadnice nalezených vrcholů, vše uloženo do proměnné *maternalRIndex*. Tato informace bude potřebná pro další postup programu. Na Obrázku 25 lze vidět graf s nalezenými R vrcholy matky. Obrázek 26 zobrazuje v signálu detekovanou mateřskou komponentu (m) a zobrazenou fetální komponentu (f), která bude extrahována v další části práce.

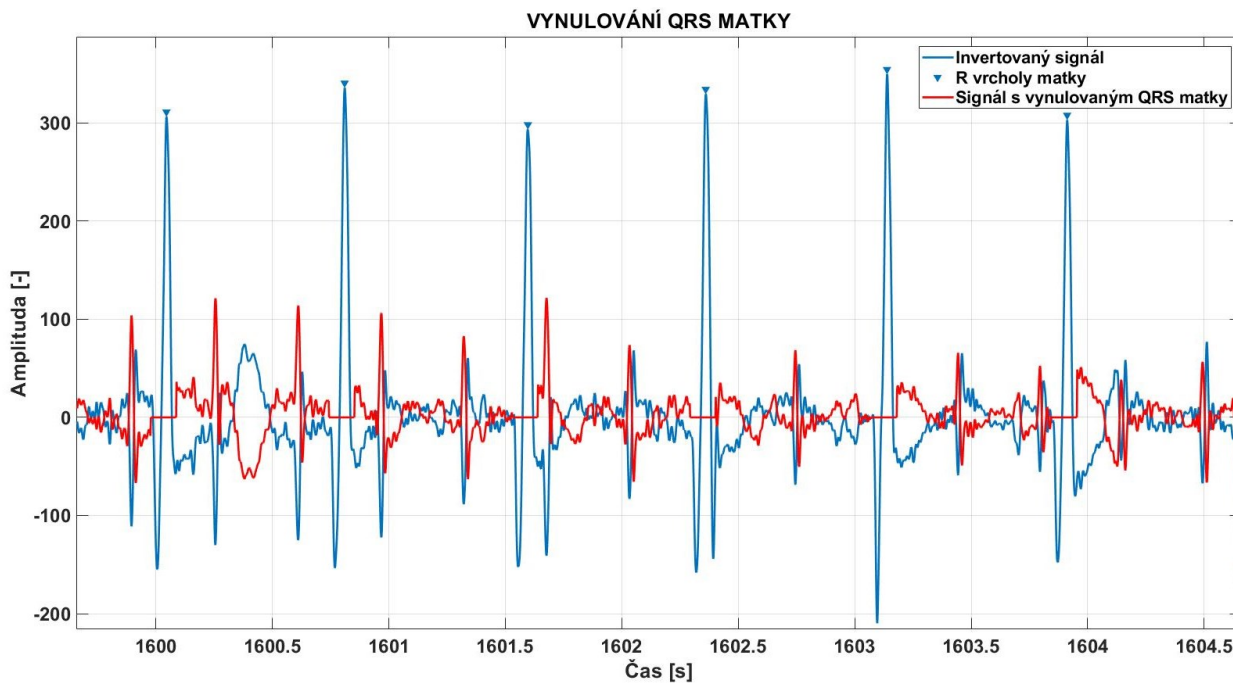


Obrázek 25: Detekce R vrcholů matky

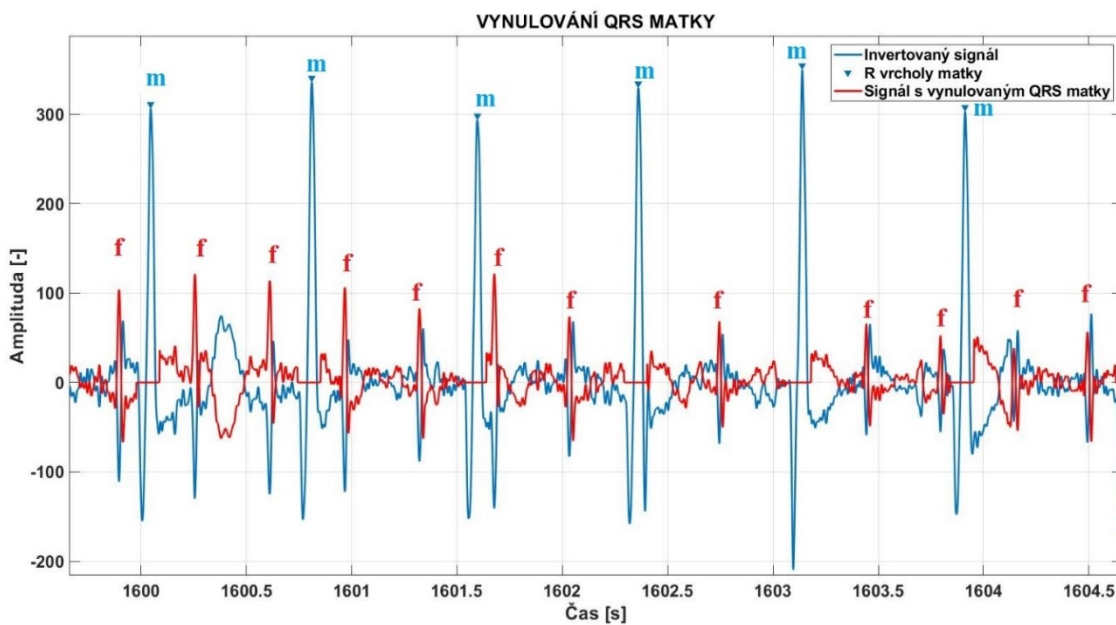


Obrázek 26: Detekovaná mateřská složka (*m*) a vyznačená složka plodová (*f*)

Pro nalezení celkového QRS komplexu matky bylo zapotřebí stanovit rozsah mateřského indexu, tzn. stanovit jak velká oblast se má použít, aby mohla být na základě toho detekována a ze signálu vynulována mateřská složka. V této části byla již stanovena mateřská složka R, proto bylo zapotřebí experimentálně ověřit, jak velká oblast se má ze signálu vynulovat. Nejjednodušším řešením bylo stanovení rozsahu od R bodů směrem doleva a směrem doprava, kde se nachází Q bod a S bod. Pro upřesnění zde uvádím příklad, jak použitý cyklus for fungoval v praktické ukázce. Byl nalezen R bod matky, který se našel na indexu 100. Hodnota tohoto indexu je uložena a od této pozice se vezme 40 časových signálů směrem doleva a 25 signálů směrem doprava a v této časové souřadnici se signál vynuluje. Jelikož známe souřadnice, kdy ve frekvenční doméně máme hodnoty napětí a mezi ty hodnoty napětí se nastaví hodnoty napětí na 0. V [36] bylo využíváno k vynulování mateřského QRS komplexu rozsahu 50 ms doleva a 50 ms doprava od mateřského R vrcholu. Vlastní řešení spočívající v nalezení bodu S a Q bylo vybráno, jelikož dosahovalo lepší spolehlivosti a rychlosti algoritmu. Na Obrázku 27 můžete vidět jak bylo provedeno nalezení QRS komplexu matky a jeho následné vynulování. Modře vyznačený signál je invertovaný signál doplněný o detekci vrcholů mateřských QRS komplexů, červeně označený signál obsahuje původní signál vynulovaný o mateřskou složku, tedy oblast vymezující zájmovou QRS matky. Na Obrázku 28 jsou vyznačeny signály o doplnění značek s plodovou složkou a mateřskou složkou.



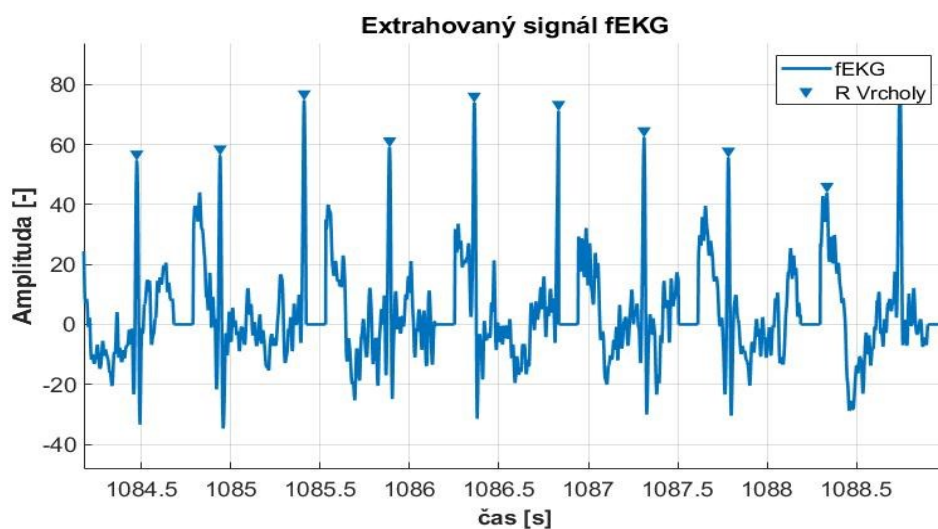
Obrázek 27: QRS komplexy matky s vyznačením R vrcholů matky



Obrázek 28: Vynulování QRS matky, červeně (f)- plodové ekg, modře (m) mateřské ekg

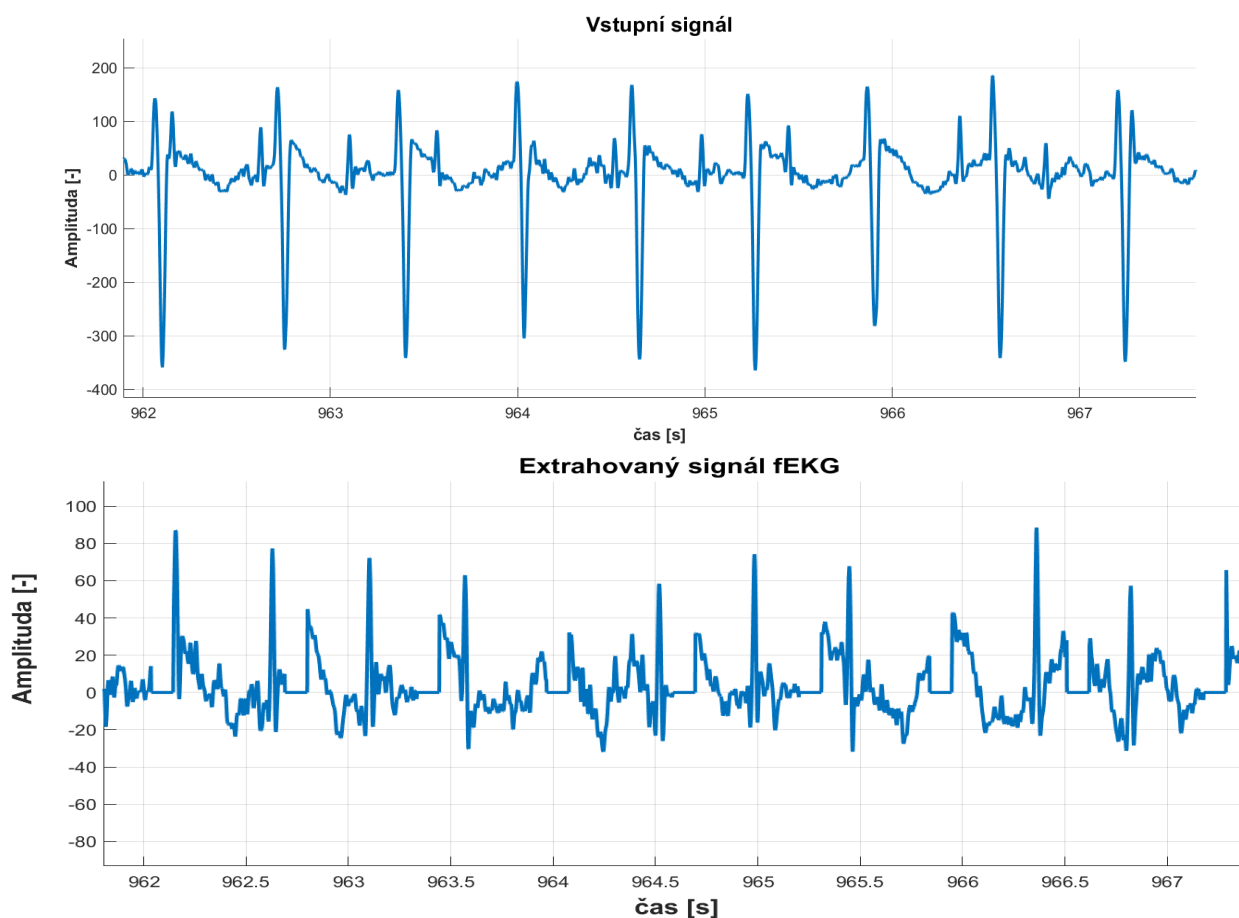
7.3 Detekce R vrcholů plodu

V této části průběhu práce máme rozdělen abdominální signál na složku mateřskou a složku plodovou. Do této části běhu programu vstupuje signál, který je vynulovaný o mateřskou komponentu a ze kterého budeme detekovat R kmity plodu. Detekce R vrcholů plodu zde opět probíhá za funkce *findpeaks*, kdy v datech jsou hledány lokální maxima, jako tomu bylo při hledání R vrcholů matky. Zavedením funkce *MinPeakheight* (MinimumPeakHeightforFetalPeak), která v případě plodu byla 40, došlo k nalezení vrcholů větší než je tato stanovená hodnota. Minimální časová vzdálenost mezi vrcholy plodu byla v tomto případě stejná jako u vrcholů matky, rovnala se tedy hodnotě 0,4. Nastavení těchto konstant bylo experimentálně ověřováno, dokud nedocházelo k přesnějším detekcím R vrcholů plodu. Obrázek 29 zobrazuje fEKG signál extrahovaný metodou vynulování mateřského QRS s detekovanými R vrcholy plodu.



Obrázek 29: Detekce R vrcholů z fEKG

Pro další postup práce bylo zapotřebí porovnat, zda-li došlo k úspěšnému potlačení mateřské komponenty v měřeném signálu. Při porovnání signálu měřeného vstupního a extrahovaného fEKG je patrné, že došlo k úspěšnému potlačení mateřské komponenty v původním signálu obsahující dominantní amplitudu mateřskou. Na Obrázku 30 lze vidět původní signál kde je dominantní mateřská komponenta signálu a extrahovaný signál fEKG, kde již není dominantní mateřská složka. Tato metoda ovšem v pár úsecích signálu, kdy docházelo k nástupu tepové frekvence plodu nastavila hodnoty napětí i pro fetální složku, která se mnohdy překrývá s mateřskou komponentou.

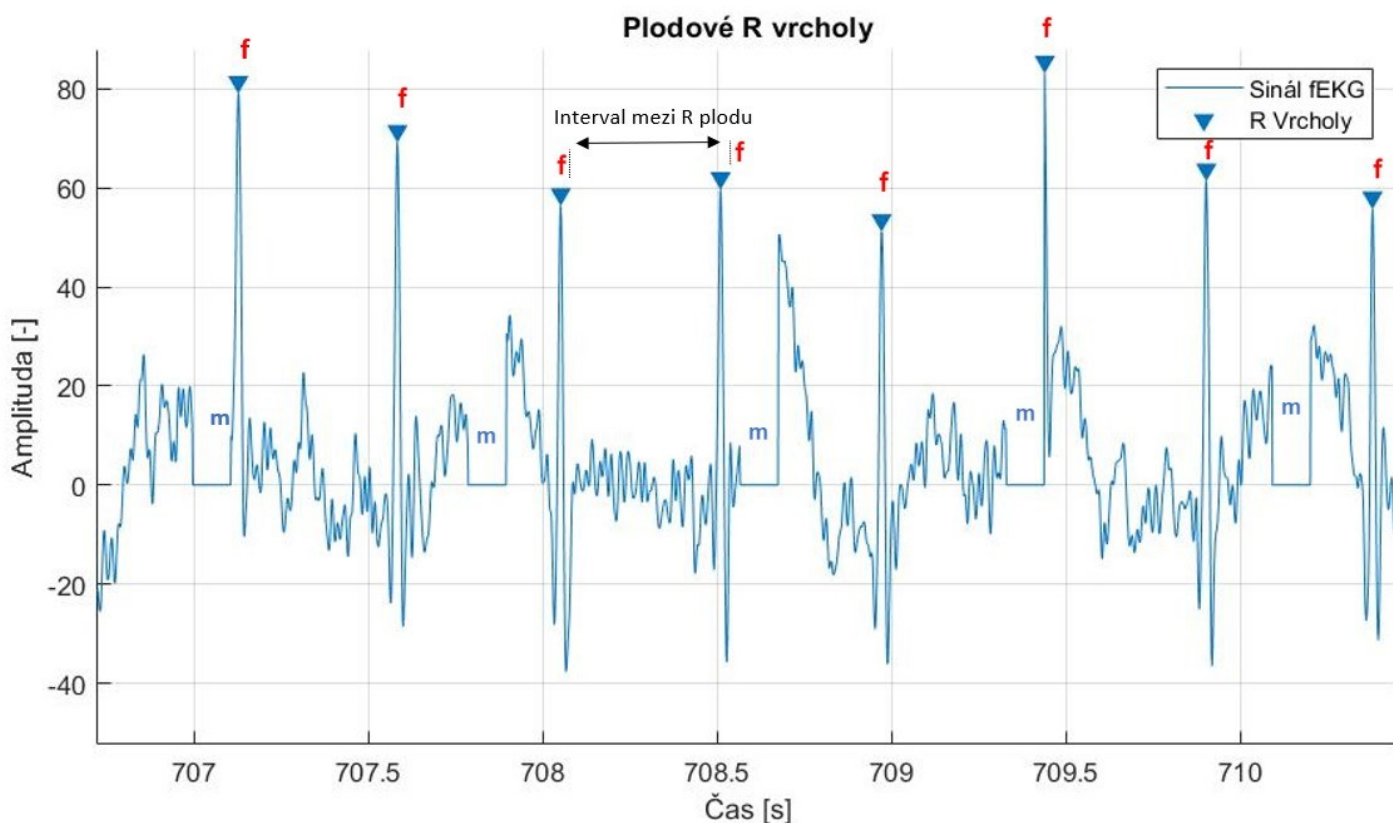


Obrázek 30: Porovnání vstupního signálu s dominantní mateřskou komponentou a extrahovaného fEKG metodou vynulování mateřského QRS komplexu

Vykreslení tepové frekvence v čase:

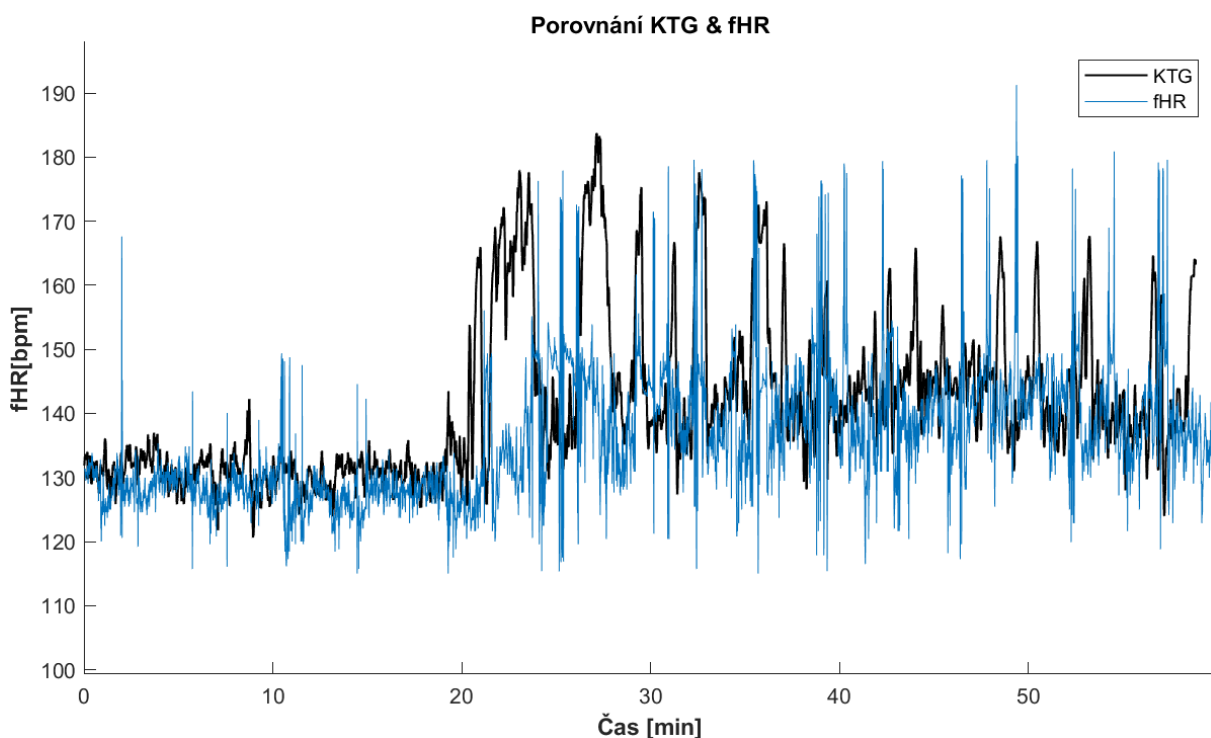
Pro správnost detekovaných R vrcholů plodu byl k dispozici signál KTG měřený na břicho matky, který v tomto případě byl zvolen jako zlatý standard metody ověření porovnání trendů fHR a KTG. Tepová frekvence plodu v klidovém stavu bývá 130 bpm. Pokud se hodnota tepu zvyšuje, bývá to nejčastěji způsobeno pohyby plodu (150-160 bpm), dýcháním plodu či vlivem stresových situací (130-150 bpm). Vzhledem k tomu, že za pomoci metody vynulování mateřského QRS komplexu došlo k potlačení mateřské komponenty a detekci R kmitu plodu, může být vykreslena variabilita tepové frekvence plodu. Plodová variabilita tepové frekvence se určuje z detekovaných R kmitů v celém záznamu. Pokud máme detekované R kmity, je přistoupeno ke stanovení RR intervalů mezi jednotlivými R kmity. Na obrázku 31 jsou vidět QRS komplexy plodu, které jsou dominantnější nad QRS komplexy matky. Jsou zde vyobrazeny plodové R kmity a je zde vyznačena oblast fRR intervalu, který je důležitý ke správnému stanovení fHR. Následně jsou nalezené R kmity přepočteny na tepovou

frekvenci. Dále byl na signál aplikován klouzavý průměr. Klouzavý průměr vyhladil signál a byl zde určen počet sobě jdoucích vzorků, které byly zprůměrovány aritmetickým průměrem. Byly zvoleny 4 po sobě jdoucí vzorky (hodnoty tepové frekvence v každé sekundě záznamu). Na základě toho již byl signál vykreslen v čase.



Obrázek 31: Vyznačení RR intervalů mezi fQRS

Výsledky ukázaly, že navrhovaný systém vynulování mateřského QRS komplexu a následného stanovení R vrcholů plodu z takto získaného fEKG signálu dosahuje stopu podobné kvality jako tomu bylo u KTG. Obrázek 32 zobrazuje porovnání signálů fHR v čase pro signál, který byla získán pomocí metody extrakce fEKG vynulováním mateřské komponenty a křivky KTG, která byla snímána ve stejném časovém okamžiku jako signál abdominální.



Obrázek 32: Porovnání trendů fHR stanoveného pomocí extrakce fEKG a naměřeného KTG

Z výše uvedeného grafického výstupu (Obrázek 32) lze vyzorovat, že průběh KTG a fHR křivky kopíruje její trend. Je zapotřebí však vzít v úvahu, že signál KTG také prochází několika úpravami, jako je průměrování, či korelace a proto porovnání fHR s touto křivkou nebude mít nikdy úplně stejný průběh. Metoda extrakce fEKG založená na vynulování mateřského komplexu je experimentální metoda, která byla stanovena na základě nastudování rešeršní problematiky a rychlosti algoritmů jako nejvhodnější. Nicméně pro další postup mé práce byla zvolena jako metoda nejvhodnější a nejrychlejší, pokud chceme dosáhnout vlivem potlačení mateřské komponenty zobrazení plodových amplitud QRS komplexu, které nejsou poznamenány mateřskou komponentou. V prvních 20 minutách záznamu lze vyzorovat větší shodu trendů obou křivek, než je tomu v částech záznamu od 20 minut, kdy začalo docházet k pohybům plodu a algoritmus detekce R vrcholů plodu nebyl tak přesný a obsahoval pozůstatky mateřským R kmitů.

7.4 Časově frekvenční analýza

Dalším způsobem popisu signálu použitého v této práci bude popis pomocí časově-frekvenční analýzy (spektrogramu). Analýza založena na zkoumání časově-frekvenčních změn byla vybrána proto, jelikož zkoumá okamžitou amplitudu, okamžitou frekvenci a rozložení energie přes okamžitou frekvenci. Tato metoda zkoumá rozložení jednotlivých frekvencí změnou v čase. Metoda časově-frekvenční analýzy využívá algoritmů Rychlé Fourierovy transformace. Zkoumaný FEKG signál je rozložen na jednotlivé krátké časové úseky, na něž je aplikováno FFT a z ní je znázorněno spektrum. Důležitým prvkem při FFT je výběr okna a typ okna. Na vhodně zvolené okno je poté počítáno spektrum signálu. Pokud nastavíme délku okna větší, tím přesnější informaci o daném úseku signálu získáme. Nevýhodou však bude určení změn v čase. Pokud určíme kratší časové okno, získáme přesnější rozlišení v čase, ale nedostaneme kompletní informace o frekvencích. Pro tuto volbu je tedy nutné zvolit vhodnou délku okna. Problémem STFT často bývá tzv. průsak spekter. Při tomto zkreslení spektra dochází vlivem konvoluce zkoumaného signálu a výpočtem FT části signálu k potlačení důležitých detailů. Proto je výběr délky okna důležitým parametrem. [52][53]

STFT je dána vztahem dle rovnice(1):

$$X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] w[n - m] e^{-j\omega m} \quad 1$$

přičemž $x[n]$ je zkoumaný signál, w je okenní funkce a m je délka okna.

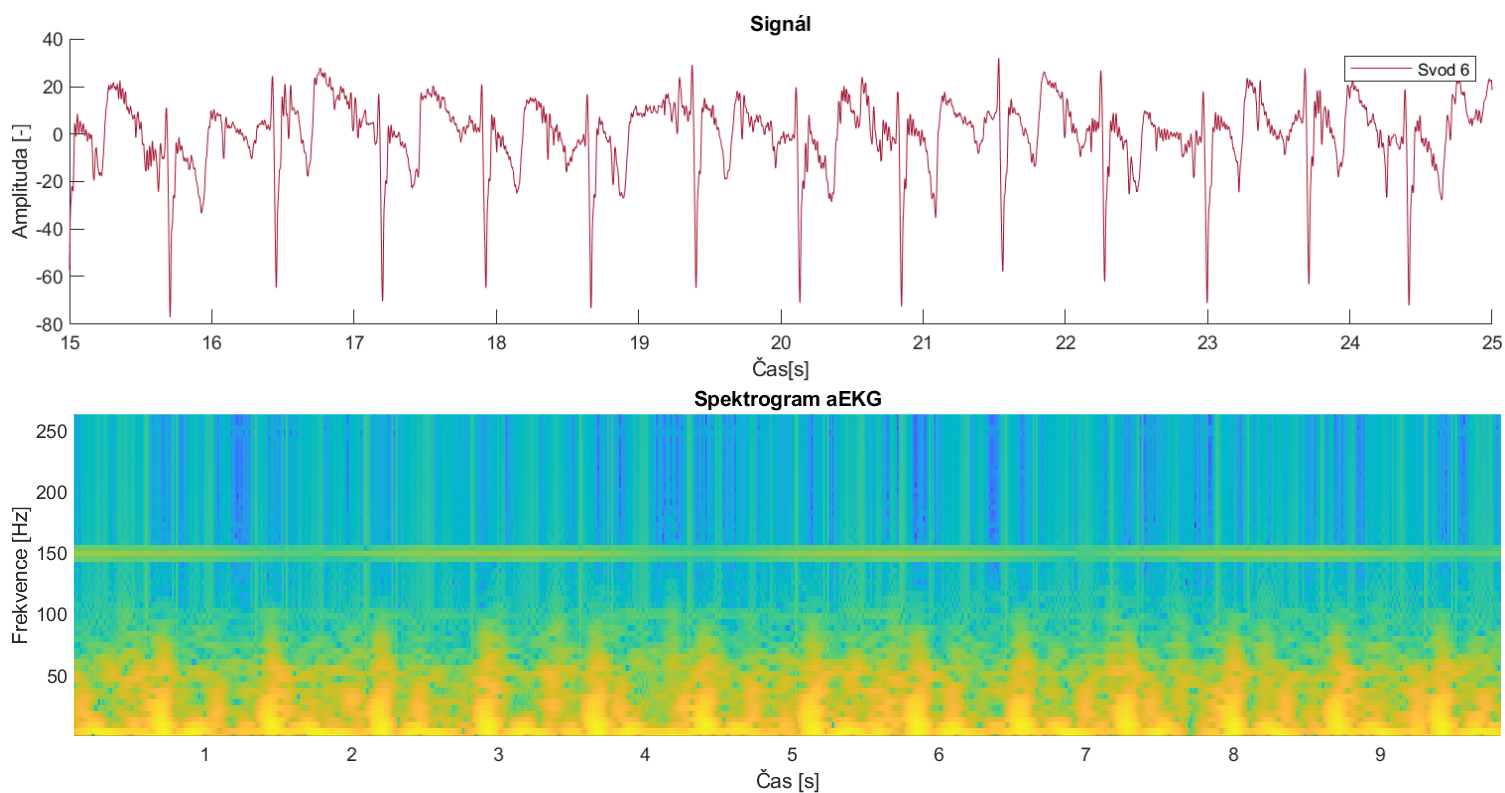
Pro výpočet časově-frekvenční analýzy v této práci bylo vybrána STFT. Algoritmus STFT pracuje na principu okenní funkce která jednotlivé části signálu rozpočítá na jednotlivá frekvenční spektra. Následně jsou tato spektra vykreslená do výsledného spektrogramu. Zde závisí na volbě typu okna a jeho parametrů, následně se analyzovaný signál vynásobí s vybraným typem okna, vypočte se FFT a okno se posouvá. Běh algoritmu je závislý na posunu okna. Realizace spektrogramu proběhla za pomocí funkce Matlabu `spectrogram`, jelikož tato funkce umožňuje zvolit tvar a délku okna, počet bodů překrytí dvou sousedních segmentů, počet bodů pro výpočet jednoho spektra a vzorkovací frekvenci signálu. V Tabulce 10 je vysvětlen význam zkratk použitých pro funkci `spectrogram`. Definice této funkce v Matlabu je následující:

```
s = spectrogram(x, window, noverlap, nfft, fs)
```

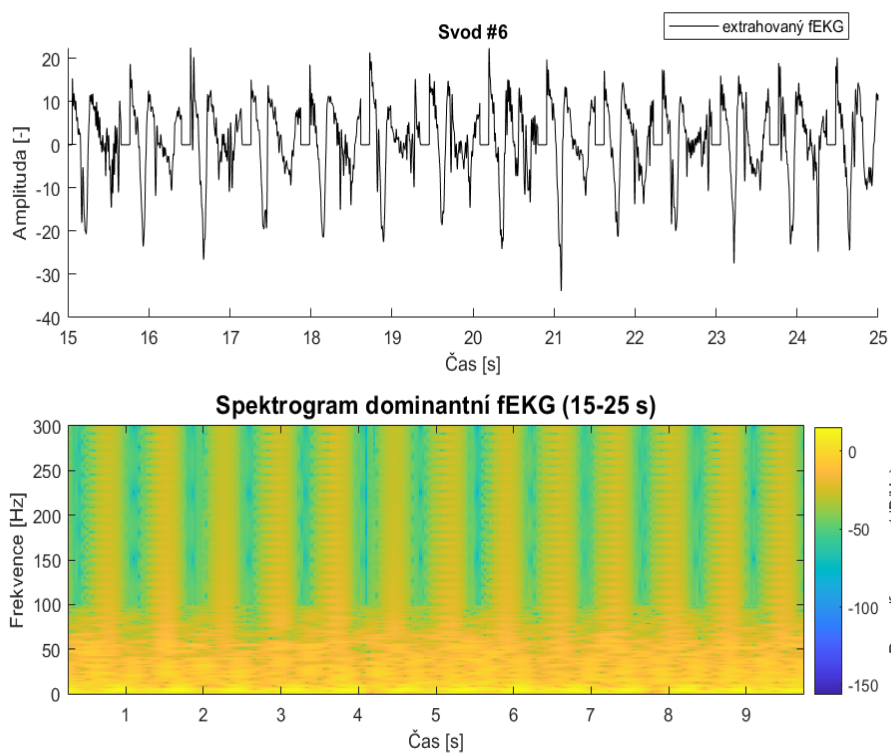
Tabulka 10: Parametry spektrogramu

Zkratka	Význam
s	matice spekter
f	frekvenční osa spektrogramu
t	časová osa spektrogramu
psd	matice spektrální výkonové hustoty
x	vstupní signál
window	okenní funkce
noverlap	počet bodů překrytí oken
nfft	Počet bodů pro výpočet transformace
fs	Vzorkovací frekvence signálu

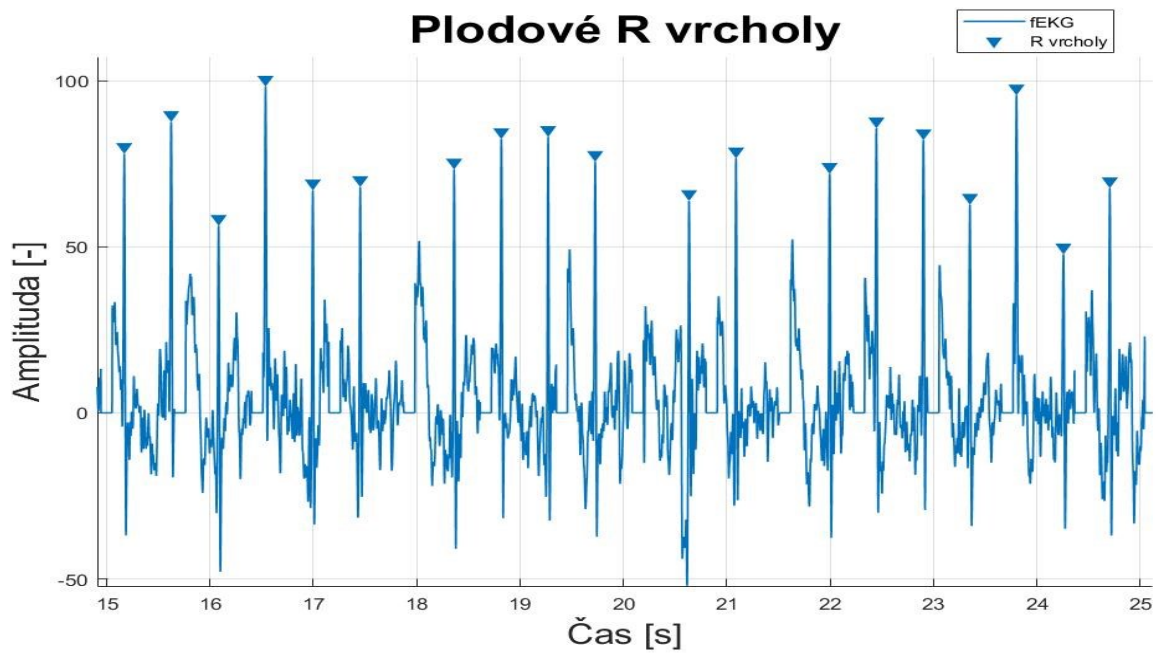
Spektrogramy vykreslené pro aEKG záznamy a pro fEKG záznamy byly vypočteny s Hammingovým oknem o délce 256 bodů. Na Obrázku 33 lze vidět nahoře vykreslený signál a dole spektrogram aEKG záznamu pro časový úsek A01 (15-25s) před zpracováním. Spektrogram je vlastně 3D graf, který má dvě osy nezávisle proměnné a to kmitočet a čas (pořadí spekter úseků). V této práci je použito zobrazení 2D, kdy se na původní 3D spektrogram díváme seshora. Obrázek 34 zobrazuje nahoře extrahovaný fEKG signál získaný vynulováním mateřského QRS komplexu, dole na obrázku je znázorněn spektrogram tohoto úseku. Na Obrázku 35 je k tomuto úseku zobrazen graf s detekovanými R vrcholy plodu. Z hlediska časově-frekvenční analýzy a pohledu na spektrogram lze vidět, že došlo k úspěšnému potlačení mateřské komponenty a dominantní složkou signálu se stala složka plodová, která je potřebná v této práci ke zkoumání z hlediska detekce pohybů plodů. Obrázek 36 zobrazuje porovnání fHR s referenčním signálem KTG, který potvrdil správnost detekce R vrcholů plodu.



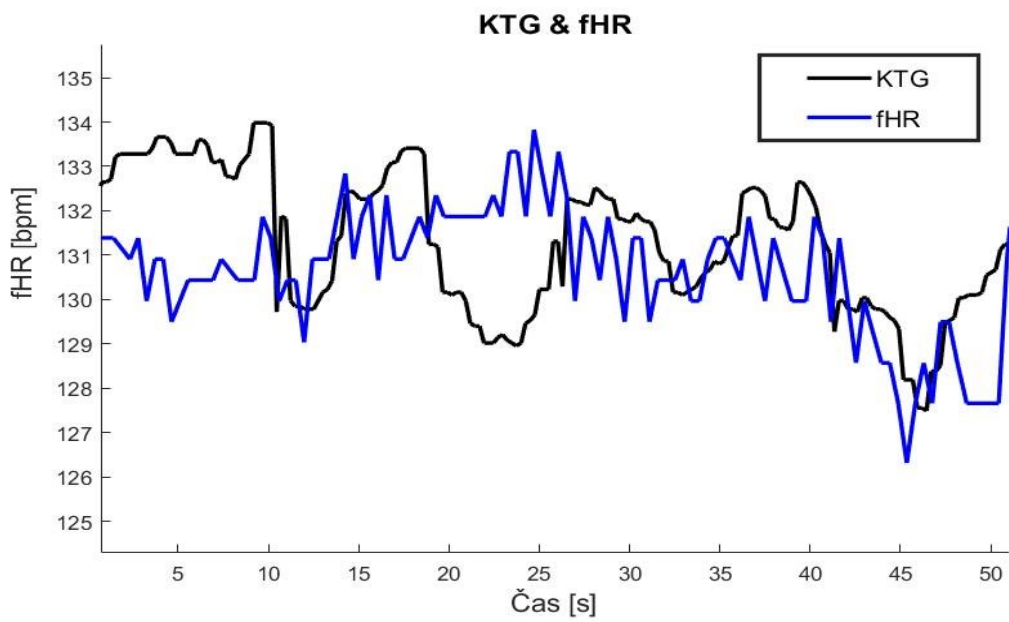
Obrázek 33: Nahoře signál svodu 6 před extrakcí, dole zobrazen v časově frekvenční analýze



Obrázek 34: Nahoře extrahovaný signál svodu 6, dole spektrogram extrahované fEKG

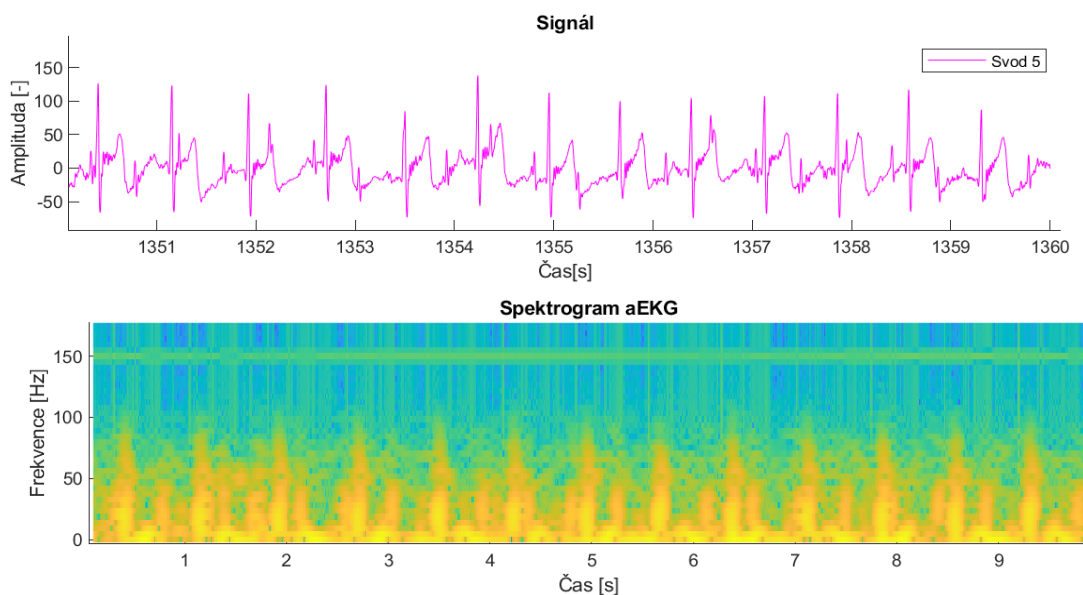


Obrázek 35: Extrakce R vrcholů plodu

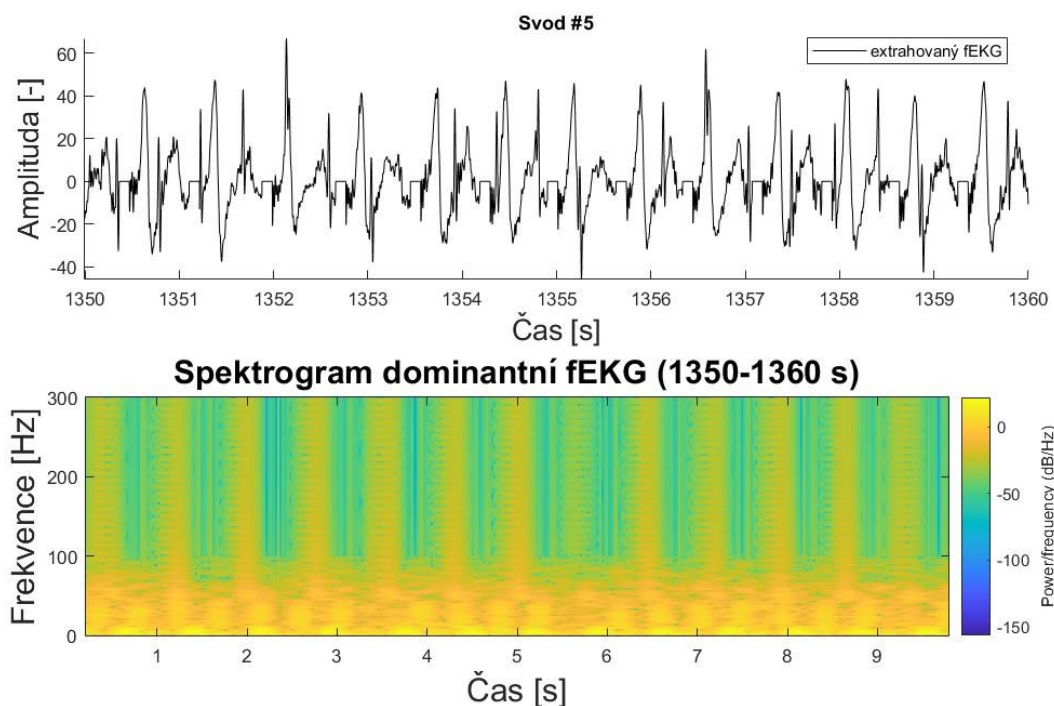


Obrázek 36: Průběh fHR v závislosti na čase ve srovnání s referencí

Obrázek 37 zobrazuje nahoře extrahovaný fEKG signál získaný vynulováním mateřského QRS komplexu, dole na obrázku je znázorněn spektrogram tohoto úseku. Z hlediska časově-frekvenční analýzy a pohledu na spektrogram lze vidět, že došlo k úspěšnému potlačení mateřské komponenty a dominantní složkou signálu se stala složka plodová, která je potřebná v této práci ke zkoumání z hlediska detekce pohybů plodů. Obrázek 38 zobrazuje výsledky po vynulování matky.



Obrázek 37: Nahoře signál svodu 5 před extrakcí, dole zobrazen spektrogram



Obrázek 38: Nahoře extrahovaný signál fEKG dominantní, dole spektrogram

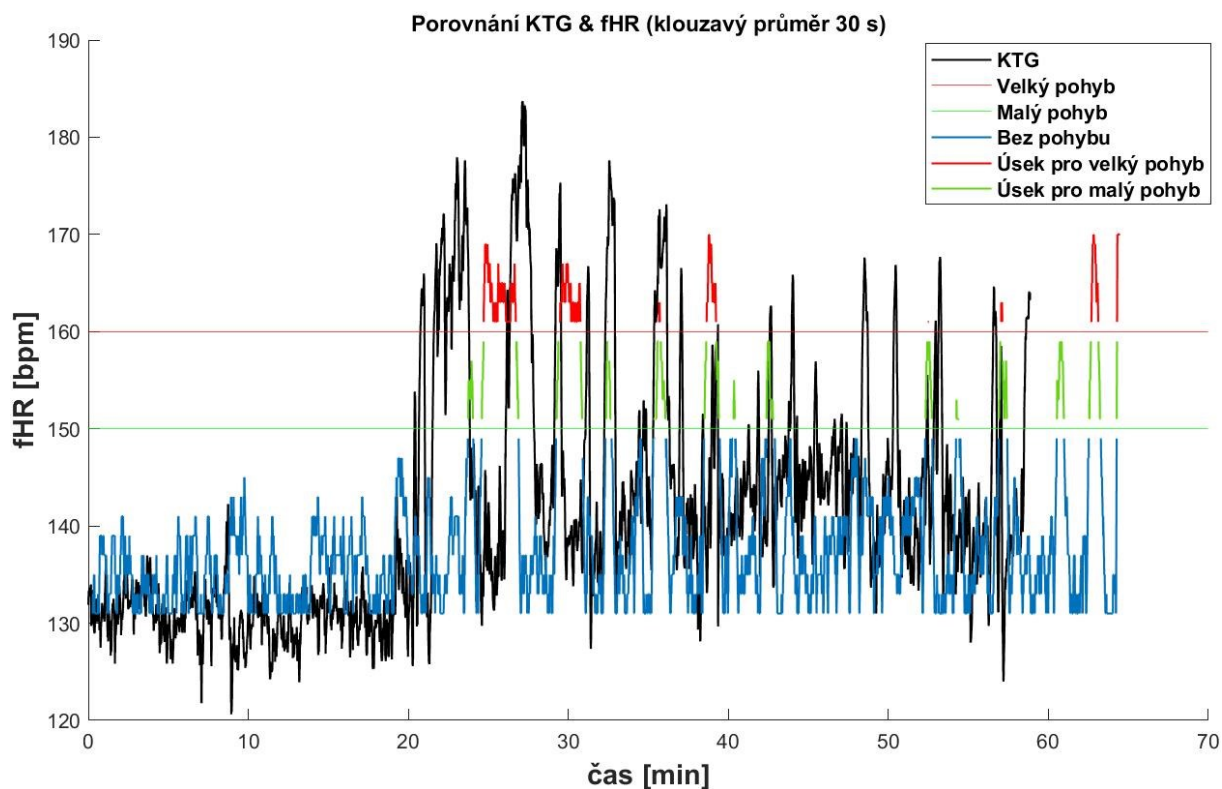
Výsledky, které jsou zobrazeny na obrázku 37 a 38 ukazují úspěšné potlačení mateřské komponenty vlivem vynulování mateřského komplexu z aEKG záznamu. Došlo k potlačení mateřské komponenty a byla zobrazena plodová složka, která bude dále zkoumána, jelikož zobrazení časově-frekvenční analýzou nezobrazovalo hodnoty nízkých frekvencí, na kterých se pohyby plodu vyskytují bylo přistoupeno v tomto ohledu k dalším metodám detekce pohybu. Porovnáváním spektrogramů z úseků kdy plod spal a z úseků kdy se plod pohyboval neukazovalo natolik průkazné výsledky detekce pohybu, které by mohly být dále interpretovány.

7.5 Detekce pohybů plodu na základě tepové frekvence

Křivka fHR z extrahované fEKG byla nadále zkoumána. Nastavením vhodně zvolených hodnot prahování pro variabilitu tepové frekvence byly vyobrazeny úseky v signálu z extrahované křivky fHR které obsahovaly velký pohyb, malý pohyb, nebo data bez pohybu. V programu byly pro tyto parametry nastaveny následující hodnoty:

- Velký pohyb- hodnoty tepové frekvence plodu dosahovaly hodnot 150-180 bpm, nastavení hodnoty prahu programu (*bigMovementThreshold=160 bpm*)
- Malý pohyb – hodnoty tepové frekvence plodu se pohybovaly v rozmezí 150-160 bpm (*smallMovementThreshold=150*)
- Data bez pohybu – hodnoty tepové frekvence plodu byly < 150 bpm

Na základě tohoto nastavení byl zobrazen graf, který je vidět na Obrázku 39, který obsahuje černě zobrazenou křivku (referenční KTG signál), červeně zobrazené hodnoty (velký pohyb, 160-180 bpm), zeleně zobrazené hodnoty (malý pohyb, 150-160 bpm) a data bez pohybu (>150 bpm) znamenají detekované úseky v záznamu, ve kterých plodová aktivita tepové frekvence nebyla natolik vysoká.



Obrázek 39: Graf pro detekci pohybů s nastavenou hodnotou prahu, barevně vyznačené hodnoty ukazují

Z grafu zobrazeného výše je patrné, že v 1. úseku signálu (0-20 minut) nedocházelo k nárstu tepové frekvence plodu, lze tedy potvrdit tvrzení, že se plod v 1. úseku záznamu nehýbal, jelikož jeho tepová frekvence nedosahala vysokých hodnot, ve kterých dochází k pohybům. Referenční KTG signál obsahoval data, ve kterých tepová frekvence dosahovala 130-135 bpm, mimo úsek 8-10 minut, kde tepová frekvence plodu stoupla na 140 bpm. Druhý úsek signálu (20-40 minut) zobrazuje úseky s nárstem tepové frekvence, která byla detekována až pro 180 bpm. Zobrazuje úseky s tepovou frekvencí vyznačenou zeleně pro malé pohyby a úseky vyznačené červeně pro velký pohyb plodu. Referenční KTG signál zobrazoval v úseku 20-40 minut nárusty tepové frekvence a také v některých částech pokles ke 140 bpm. Dle detekovaných tepových frekvencí zobrazených z extrahovaného fEKG byly zobrazeny úseky signálu se stejným nárstem tepové frekvence plodu, jak tomu bylo u referenčního KTG. Třetím porovnávaným úsekem byl úsek 40-60 minut, kde plod nespál a nepohyboval se, ale dle referencí KTG i tady v některých částech signálu docházelo k navýšení bpm až na hodnotu 160. Pokud porovnáme tento úsek s vypočtenou tepovou frekvencí z extrahované fEKG, můžeme tvrdit, že i v tomto úseku dosahovaly výsledky podobného trendu. Přičemž zeleně vyobrazená hodnota pro data bez pohybu zde jasně převažovala nad hodnotami s pohybem.

7.6 Detekce QRS komplexu plodu založená na filtraci klouzavým průměrem

Vzhledem k tomu, že vlivem použitých metod došlo k extrakci fEKG bylo přistoupeno k další části řešení práce a tím bylo stanovení QRS komplexu plodu. Detekce QRS komplexu plodu funguje na principu detekce na bázi klouzavého průměru a stanovených konstant pro rozsah QRS komplexu plodu. Tento postup byl naimplementován z [35][36], jelikož zde autoři představili metodu detekce pohybů plodů založenou na pozorování změn amplitudy a tvaru fetálního QRS komplexu.

Detekce QRS komplexu zahrnovala detekci R vrcholu plodu, která již byla zmíněna výše a dále poté detekci bodu Q a S, který je k tomuto zapotřebí. Pro detekci bodu Q byla stanovena minimální hodnota vlevo od bodu R a pro detekci bodu S byla stanovena minimální hodnota vpravo od bodu R. Nastavení těchto hodnot bylo experimentálně zjištěno.

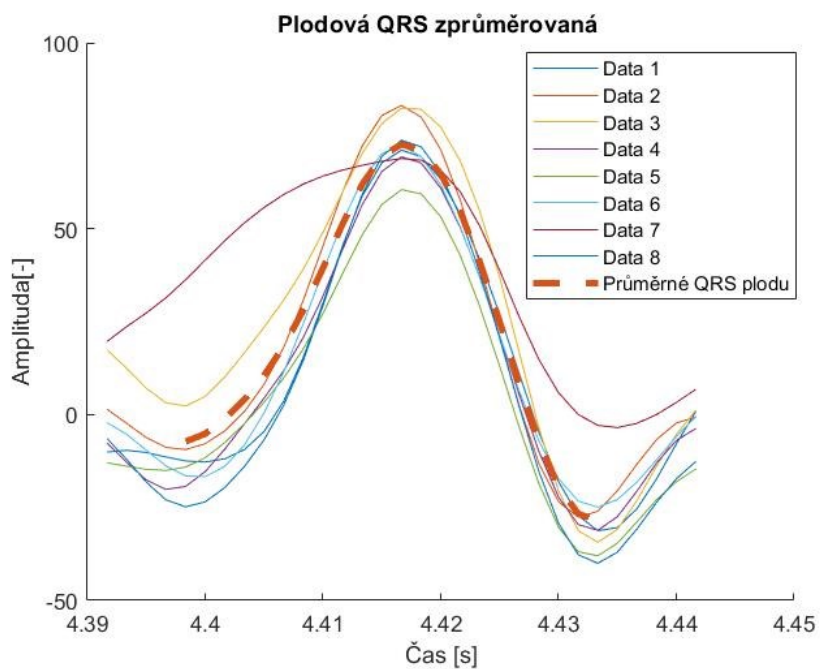
Pro detekci celého QRS komplexu plodu bylo zavedeno průměrovací okno, jehož délka byla stanovena na 5s. Přičemž vyhledání QRS komplexu plodu funguje na tom principu, že si program vezme průměrovací okno a zjišťuje start index a stop index, což jsou ve frekvenční doméně souřadnice oken a hledají se z toho R vrcholy plodu. V časovém okně se vezme vrchol, z toho vrcholu se načte celý QRS, celé se to zprůměruje, vypočte se i průměrný čas kde se nachází v signálu R vrchol. Vytvoří se nový signál, který není nic jiného než QRS plodu zasazené do původní časové souřadnice.

Zavedená funkce *GetTimeVector* napočítá lineární vektor mezi 2 časovými souřadnicemi, které jsou zadány pro výpočet QRS komplexu plodu. Jelikož známe z výše uvedeného polohu R vrcholu plodu, bylo zapotřebí zavést souřadnice minimální vzdálenosti bodu R a Q a bodu R a S. Experimentálně byla zjištěna vzdálenost mezi těmito dvěma body na hodnoty konkrétně 25 ms od R kmitu doprava a 25 ms od R kmitu doleva. Pro QRS komplexu plodu jsme vypočetli průměrnou hodnotu napětí a potřebujeme k tomu také časový vektor, abychom mohli tento vektor zasadit do časové souřadnice.

Pro pochopení zavedení této funkce uvádím reálný příklad běhu programu:

1. Počítáme průměrné QRS v časovém intervalu 10-15 s, v tomto intervalu jich bude 10. To znamená 10 s; 10,05 s; 11,05 s a ty R hodnoty, kde je tam časová souřadnice se vezmou, zprůměrují a MATLAB zjistí průměrnou hodnotu R pozice, neboli průměrnou časovou polohu R vrcholu plodu. Záleží kolik se jich na časovém intervalu najde.
2. Při zkoumání bylo zjištěno průměrně v časovém intervalu 22-23 QRS a průměrováno bylo 20 QRS komplexů napříč časem. Přičemž tuto informaci potřebujeme zpátky zasadit do časové souřadnice. Nejjednodušším řešením bylo spočítat průměrnou časovou souřadnici R vrcholu plodu a kompletní časový vektor to poté napočítá podle toho. To vše je uloženo do proměnné (*QRSForAveraging*).
3. Dále zde byla použita funkce *GetQRS*, která byla naprogramována abychom získali filtrované hodnoty napětí QRS komplexu plodu, které již nejsou nijak poznamenány mateřským QRS. Tato funkce slouží k filtraci neúplných R vrcholů. V průběhu programu se během zpracování potká fetální QRS a QRS mateřské, kdy část vrcholu je uříznutá. Filtrace probíhá tak, že se zjistí jestli v tomto QRS jsou alespoň dvakrát čisté hodnoty 0. Pokud ano, tak se tohle QRS poté nedá

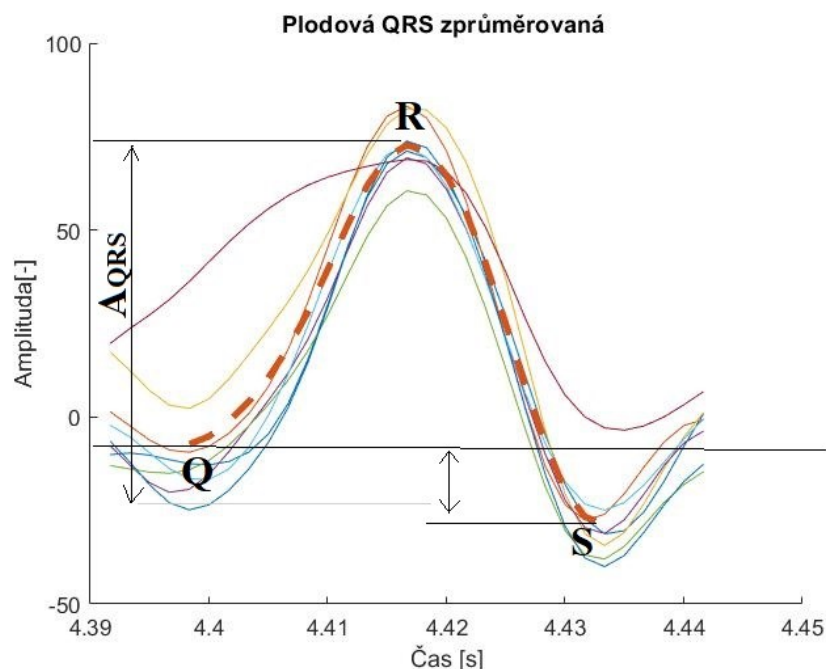
použít. Funkce byla naprogramována jako cyklus for do kterého vstupuje určitý počet detekovaných QRS komplexů plodu z časového intervalu a nastavením parametrů zmíněných výše dostáváme průměrné QRS komplexu plodu. Na Obrázku 40 lze vidět jeden z průměrného QRS komplexu plodu. Tato informace je uložena do pole buněk (*AveragedFetalQRSSignal*) pro rychlejší zpracování a následně použitou funkcí *vertcat* je tento signál zobrazen za sebou.



Obrázek 40: Příklad zprůměrovaného QRS komplexu plodu získaný průměrováním

7.6.1 Amplituda zprůměrovaného QRS komplexu plodu

Amplituda každého zprůměrovaného QRS komplexu plodu je definována jako rozdíl mezi hodnotou R vrcholu plodu bodem Q a průměrnou polohou vrcholů Q a S, jak je znázorněno na Obrázku 41.



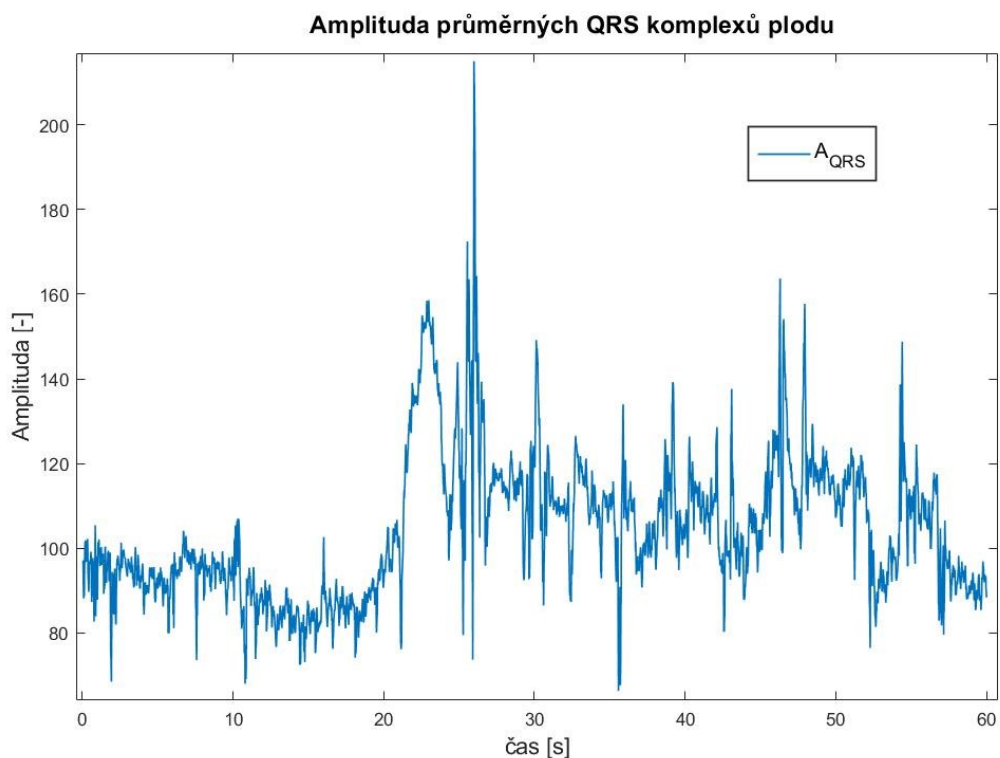
Obrázek 41: Výpočet amplitudy plodového QRS komplexu

Systém ví, že máme nějakou funkci, máme zde seznam buněk (*AveragedFetalQRSsignal*) ve které jsou data pro průměrná QRS komplexy plodu a pro každou z těch buněk a pro každá data v jednotlivé buňce, která jsou obsažena v buňce provede matlab vytvořenou funkci Calculate A_{QRS} . Pro výpočet amplitud byla použita funkce A_{QRS} , jejíž výpočet je uveden níže.

Rovnice pro výpočet amplitudy plodového QRS:

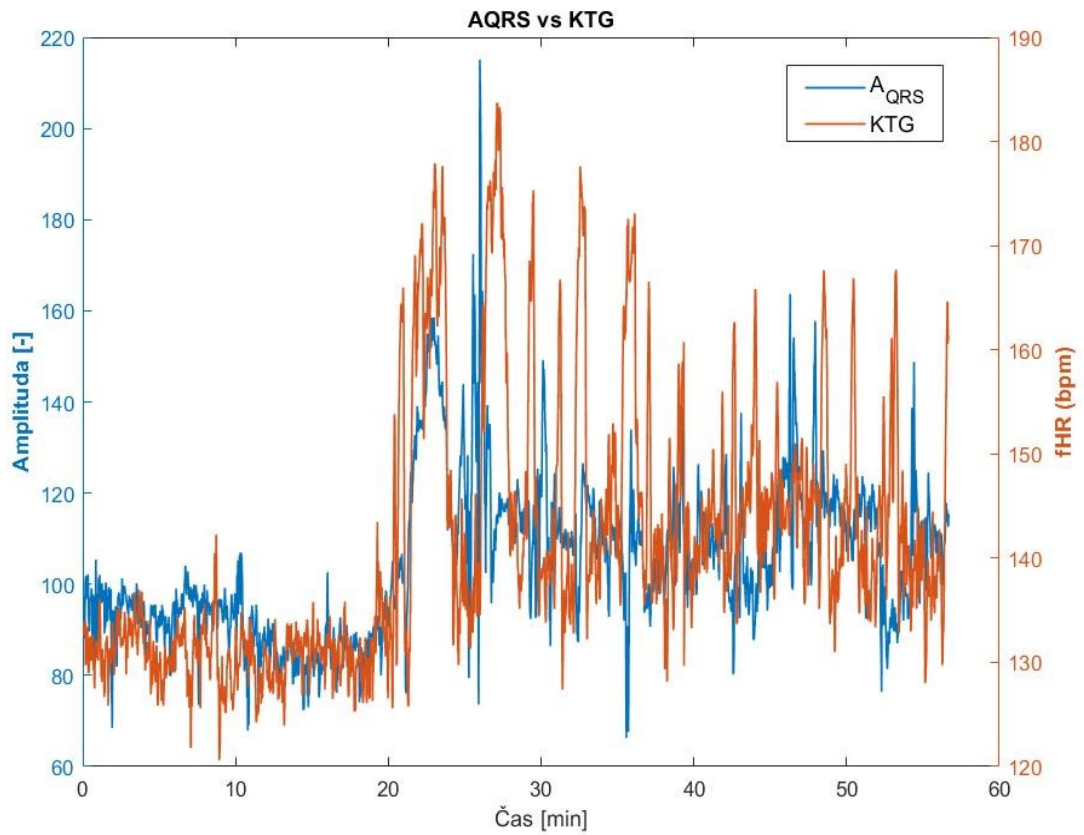
$$A_{QRS} = \frac{R - Q + |Q - S|}{2} \quad 2$$

Na základě vypočtených amplitud jsou signály uloženy do proměnné *finalAQRS*, kde za pomoci funkce *vertcat* jsou tyto vypočtené hodnoty převedeny z pole buněk do signálu zasazeného do časové souřadnice. Tyto amplitudy jsou následně zobrazeny do grafu, který je zobrazen na Obrázku 42.



Obrázek 42: Amplituda průměrných QRS komplexů plodu

Na základě vykreslení plodových amplitud QRS komplexů v čase bylo přistoupeno k porovnání s referenčním KTG signálem, jak tomu bylo u metody detekce pomocí změn fHR. Na Obrázku 43 lze vidět srovnání trendů křivek vypočtených amplitud QRS komplexů získaných průměrováním fQRS cyklů a z nich stanovených průměrných QRS komplexů a následné vypočtení amplitud. V tomto ohledu křivka amplitudy dosahuje lepší shody signálu s referencí než tomu bylo u vykreslení fHR, jelikož zde bylo použito průměrování komplexů a metoda tak nevykazovala extrémní hodnoty.



Obrázek 43: Porovnání trendů fHR křivky získané pomocí referenčního KTG signálu a AQRS křivky získané průměrováním fQRS komplexů a následného stanovení amplitudy

Na obrázku 44 je zobrazen vývojový diagram metody detekce pohybu plodu vlivem změny tvaru a výšky amplitud ve fetálním QRS komplexu.



Obrázek 44: Vývojový diagram detekce pohybu plodu vlivem změn amplitudy f_{QRS}

7.6.2 Vykreslení koeficientu translačního pohybu

Výsledný signál s vykreslenými amplitudami průměrných QRS komplexů plodu pomohl rozpoznat úseky, kdy v důsledku změny polohy pohybů plodu došlo k nárůstu amplitudy. V této části práce bylo přistoupeno k zavedení koeficientu translačního pohybu M_T . V této části byly A_{QRS} plodu filtrovány pomocí konvoluce s první derivací Gaussovy vlny, která je definována dle rovnice (2):

$$\varphi_n = \frac{n}{\sqrt{k}} e^{-\frac{n^2}{2 \cdot k}} \quad 2$$

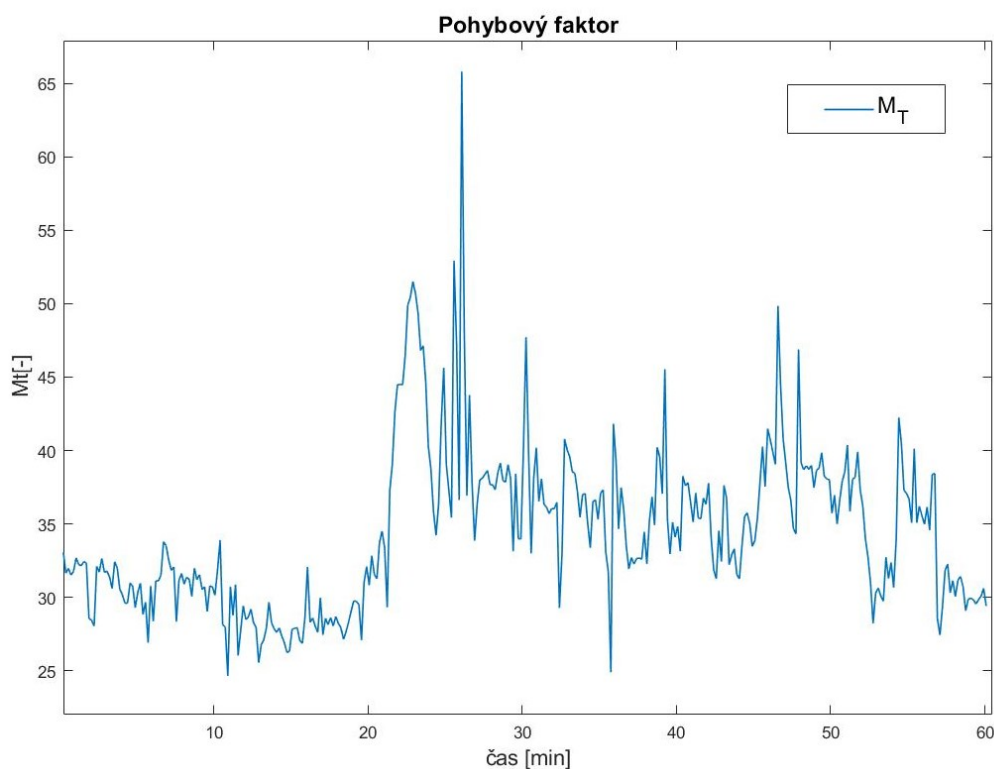
kde k je časové měřítko závislé na vzorkovací frekvenci, n je index vzorku. Tato zavedená funkce odstraní ze signálu šum vyvolané artefakty a zdůrazní amplitudu posunu v důsledku pohybů plodu.

Poté je zavedena funkce translačního pohybu M_T , která definována dle rovnice (3):

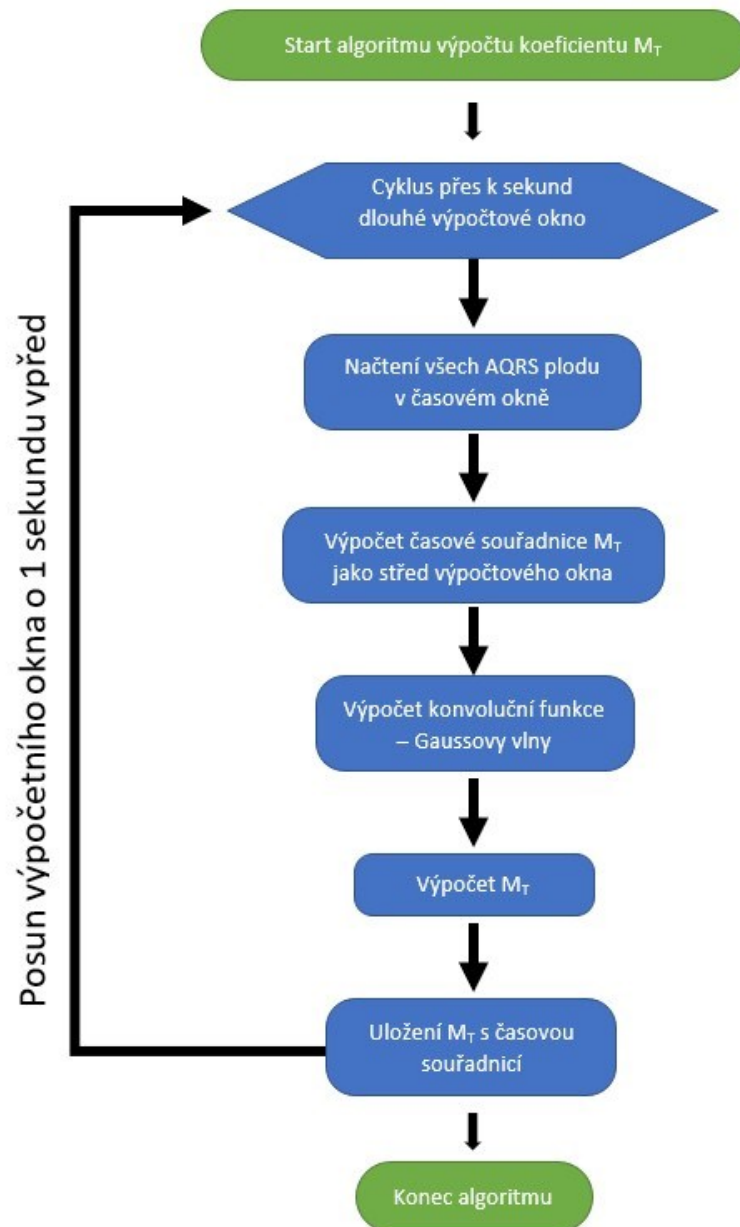
$$M_t = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{\tau=-L/2}^{L/2} (A_{QRS} * \varphi)_{\tau}^2} \quad 3$$

kde L je průměrovací okno o velikosti 10s, $*$ je operátor konvoluce, τ je časový posun okna.

Na základě těchto operací a implementace do softwarové verze došlo k vykreslení pohybového faktoru translačního pohybu M_T , který je vidět na Obrázku 45. Výsledky rotačního pohybu M_t ukazují podobný trend křivky s referenčním signálem KTG použitý v této práci. Faktor pohybu M_t v této práci byl realizován, jelikož ukazuje změnu polohy plodu na základě změny polohy srdce plodu a tím dochází ke změnách vektoru. Na obrázku 46 je zobrazen vývojový diagram postupu implementace pohybového faktoru M_t ve vývojovém prostředí Matlab.



Obrázek 45: Pohybový faktor translačního pohybu



Obrázek 46: Vývojový diagram výpočtu koeficientu M_T

8 Diskuze dosažených výsledků

Tato kapitola je zaměřena na závěrečné shrnutí a zhodnocení výsledků, které byly získány za pomoci experimentů uvedených výše. Jako testovaná data byl použit aEKG signál dlouhý 60 minut, se vzorkovací frekvencí 600 Hz ze kterého byl získán signál obsahující dominantní plodovou složku. Tento signál byl následně porovnáván různými modifikacemi metod s referenčním KTG signálem. Výsledky této práce nemohou být srovnávány s jinými dostupnými záznamy z databází a nejsou k této práci dostupná data, která by obsahovala tu stejnou problematiku v záznamu jako je uvedeno zde, jelikož je tato práce primárně řešenou problematikou pohybů plodu v aEKG záznamu.

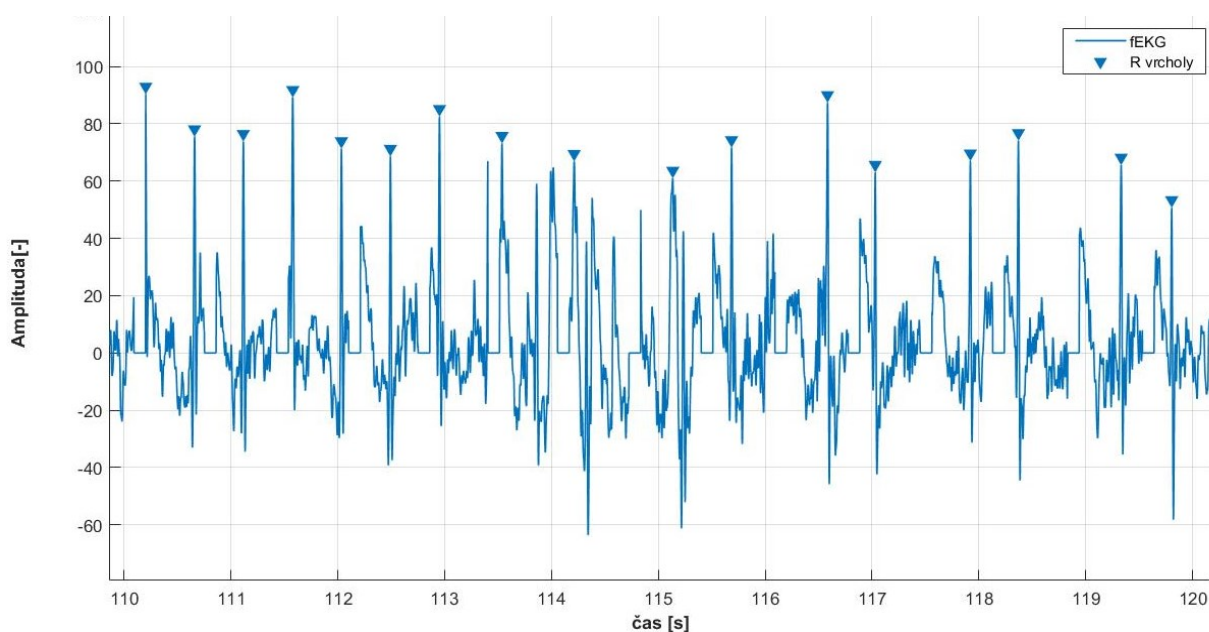
Tabulka 11 ukazuje přehled testovaného 60min záznamu rozčleněného na 33 úseků po 10 sekundách. Úseky byly vybrány a obsahovaly záznamy ve kterých plod spal a nehýbal se a jeho tepová frekvence byla stabilní (1F) a záznamy ve kterých se plod probudil a výrazně se pohyboval, a jeho tepová frekvence výrazně vzrostla (2F) a úsek ve kterém plod nepsal ale k výraznějším pohybům nedošlo a jeho tepová frekvence se ustálila (3F). Z uvedených výsledků lze předpokládat, že parametr tepové frekvence značně závisí na pohybech plodu. Je zde uveden přehled tepové frekvence plodu vycházející z extrahované fEKG metodou vynulování mateřského QRS komplexu a tepové frekvence vycházející z referenčního KTG. Přičemž výše bylo vidět porovnání variability tepové frekvence plodu z extrahovaného EKG a záznamu z referenčního KTG, kdy křivky dosahují velmi podobného trendu, lze tedy usoudit, že systém umožňuje extrakci signálu v dostatečné kvalitě. V tomto ohledu mohlo být přistoupeno k porovnání tepových frekvencí.

Tabulka 11: Zhodnocení výsledků získaných z vypočteného fHR extrakcí fEKG s referenčním KTG

Záznam	1F, 2F, 3F	fHR (bpm) z fEKG	fHR (bpm) z KTG
A01	1F	130-135	130-135
A02	1F	130-135	130-135
A03	1F	125-135	125-135
A04	1F	165	130-135
A05	1F	165	130-135
A06	1F	130-140	130-135
A07	1F	125-130	130
A08	1F	130-135	130-135
A09	1F	125-135	135-140
A10	1F	130-135	130-135
A11	1F	130-135	130-135
A12	1F	137-140	130-137
A13	1F	125-130	125-130
A14	1F	125-130	125-130
A15	2F	140-155	140-155
A16	2F	135-140	135-140
A17	2F	140-145	140-145
A18	2F	150-160	150-160
A19	2F	140-160	140-170

A20	2F	140-170	140-170
A21	2F	135-140	135-140
A22	2F	145-170	180
A23	2F	145-170	180
A24	2F	145-150	145-150
A25	2F	145-150	145-150
A26	2F	145-155	145-155
A27	2F	160-170	160-170
A28	2F	135-145	145-155
A29	2F	150-155	150-155
A30	3F	140-145	140-145
A31	3F	155-165	150-160
A32	3F	150-160	150-160
A33	3F	135-140	135-140

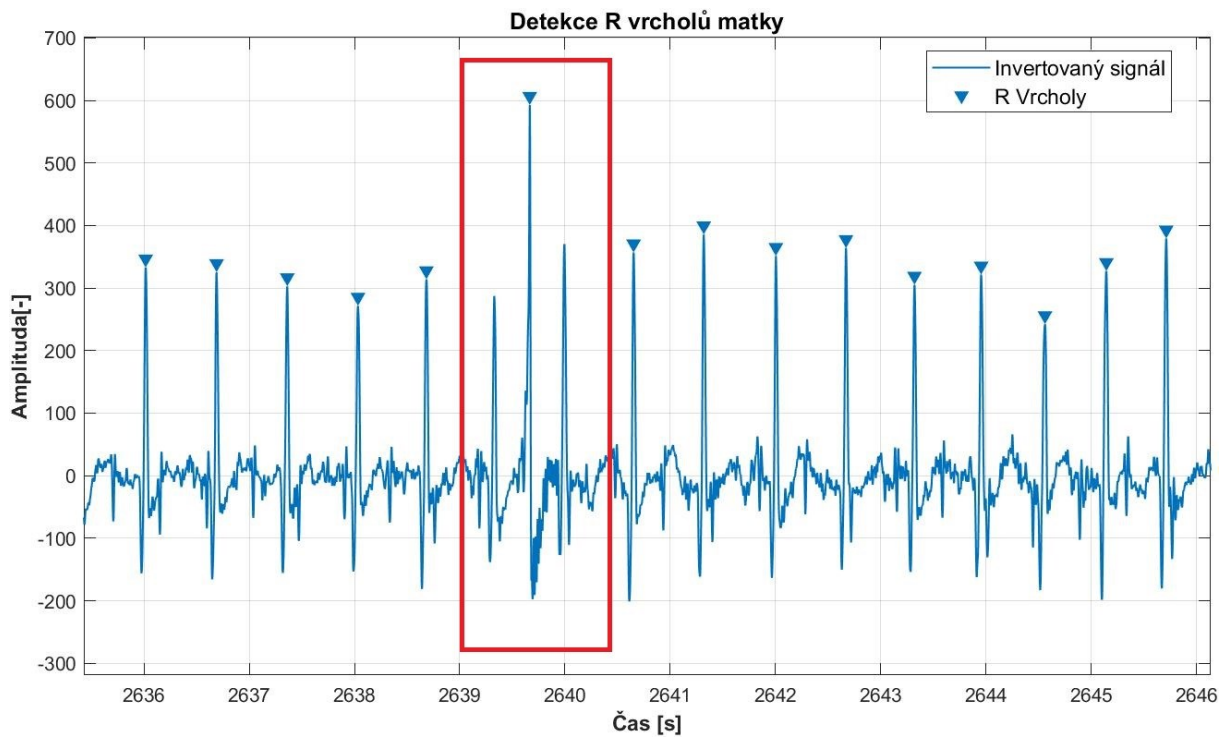
Dle výsledků zaznamenaných v tabulce 11 lze usoudit, že korelace tepové frekvence ve vybraných úsecích s referencí KTG je poměrně vysoká. Přičemž úsek A04 a A05 dosahuje mnohem vyšších hodnot bpm než tomu bylo u referencí KTG, jelikož detektor R vrcholu plodu nedetekoval všechny plodové R vrcholy. Signál v tomto úseku obsahoval rušivé složky signálu a detekce R vrcholů nebyla tak přesná jelikož se plod pohyboval, proto v tomto případě detekce R vrcholů obsahovala jisté nedostatky, lze vidět na Obrázek 47. Nicméně pokud porovnáme úseky A15-A29 ve kterých se plod začal pohybovat a jeho tepová frekvence začala výrazně stoupat, dosahují hodnoty bpm z extrakce fEKG korelace s referencí KTG.



Obrázek 47: Nepřesná detekce R vrcholů plodu

Výsledky pro detekci R vrcholů matky vykazovaly pro všechny testované úseky velmi kvalitní extrakce. Na Obrázku 48 lze vidět záznam, ve kterých detekce R vrcholů z jako jediného úseku

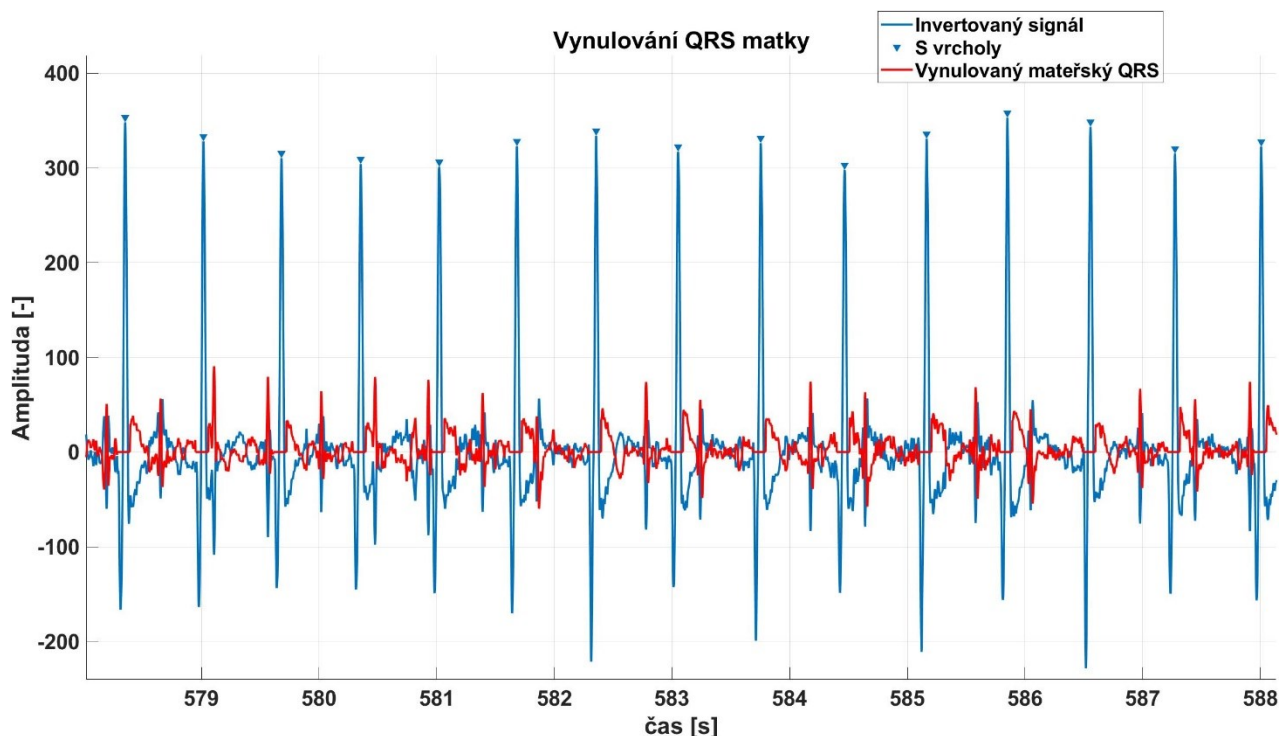
testovaných záznamů nedosahovala detekce všech R vrcholů matky. Všechny grafy pro detekce R vrcholů plodu, R vrcholů matky jsou přiloženy v příloze, která bylo vytvořena pro tuto práci.



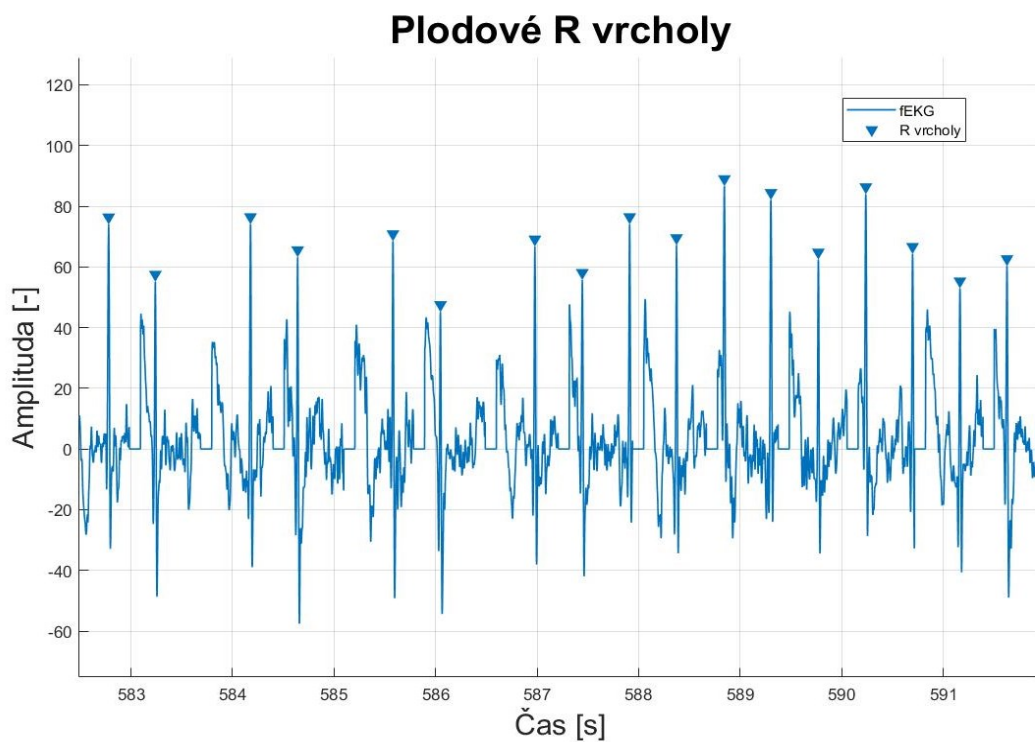
Obrázek 48: Úsek A05 s nekorektně detekovanými R vrcholy matky

8.1 Výsledky metody variability tepové frekvence plodu

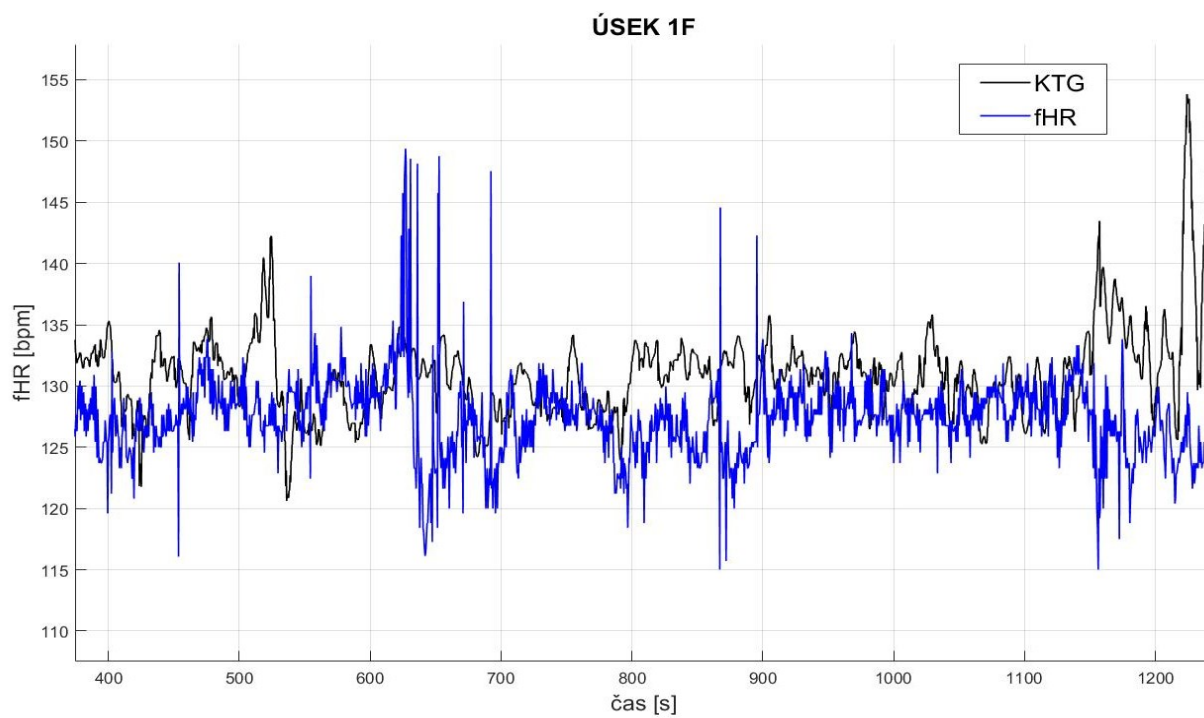
Pro zhodnocení navržené metody variability tepové frekvence plodu byly vybrány úseky, ve kterých plod spal a jeho tepová frekvence dosahovala maximálně hodnot 135 bpm (úsek 1F), úseky ve kterých tepová frekvence výrazně stoupla a lze předpokládat, že se plod začal pohybovat (úsek 2F) a úseky ve kterých plod nespál ale nepohyboval se (úsek 3F), budou zobrazeny a popsány níže. Tyto úseky byly porovnány s referenčním KTG signálem. Parametr fHR je v tomto případě důležitý pro zhodnocení celkového zdravotního stavu plodu. Pro výpočet fHR bylo zapotřebí eliminovat mateřskou komponentu, která byla realizována vynulováním mateřského QRS komplexu, pro úsek 1F je zobrazeno na Obrázku 49. Křivka tepové frekvence byla vyhodnocena z detekce R vrcholů jednotlivých QRS komplexů plodu (Obrázek 50) využívající detektoru QRS založeného na filtraci klouzavým průměrem, následně byly vypočteny RR intervaly a z toho sestavena tepová křivka v čase. Na průběh fHR byl aplikován klouzavý průměr o velikosti okna 30, který je v klinické praxi využíván. Výsledky úseku 1F jsou zobrazeny na Obrázku 51 a ukazují, že navržená metoda vynulování mateřského QRS komplexu a následného získání signálu s dominantní plodovou složkou vykazují dostatečně kvalitní stopu záznamu v porovnání s referencí. V tomto ohledu získaný průběh fHR téměř přesně kopíruje trend křivky referenční.



Obrázek 49: Vynulování mateřského komplexu v úseku 1F (A10 dle tabulky)

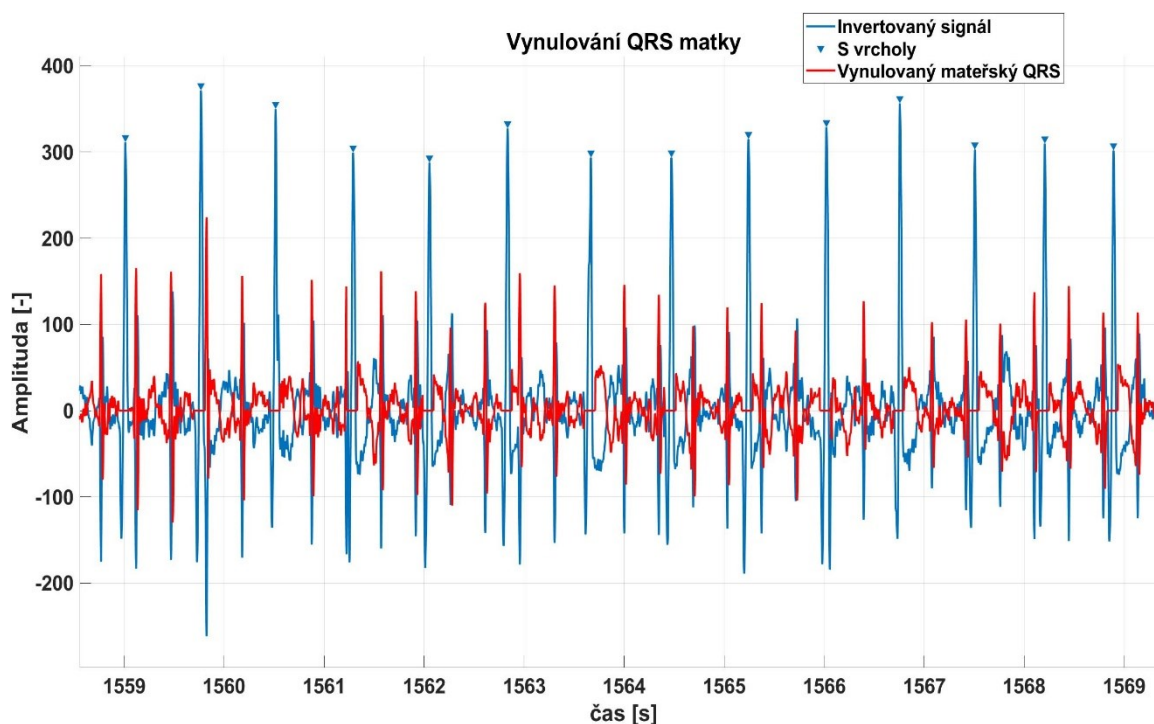


Obrázek 50: Detekce R vrcholů plodu v úseku 1F (A10 dle tabuky)

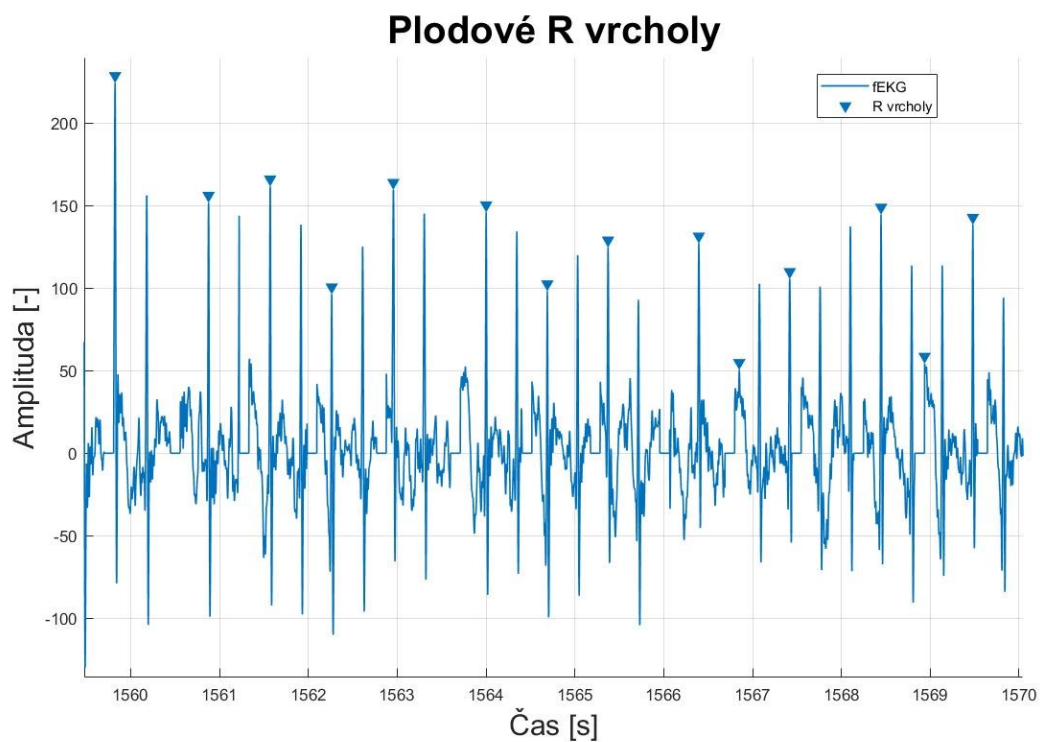


Obrázek 51: Průběh fHR v úseku 1F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG

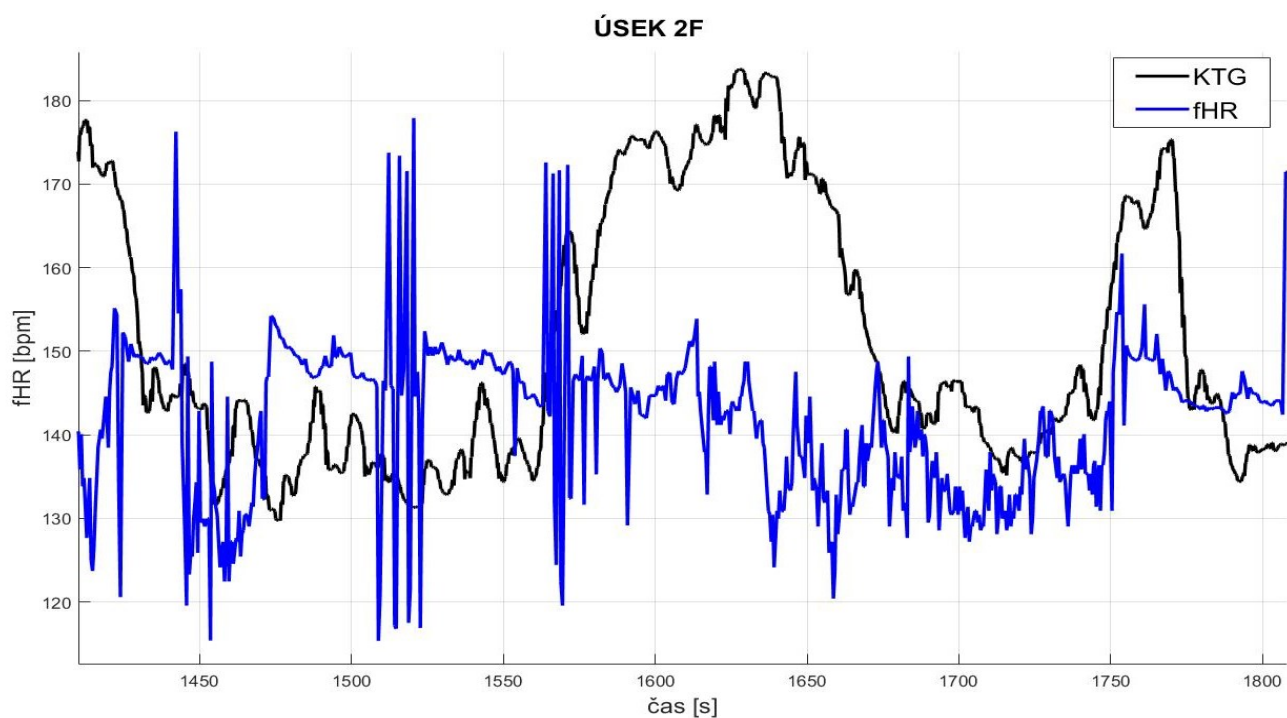
Výsledky úseku 2F na naznačují jisté nedostatky a v tomto ohledu získaný průběh fHR jen z části kopíruje referenční signál. Na Obrázku 52 je zobrazen vynulovaný úsek o mateřský QRS této části a je zde vidět detekce R vrcholů matky, která byla správná. V tomto úseku ovšem nastává větší četnost R vrcholů plodu, jelikož se zvyšuje jeho tepová frekvence v souvislosti s jeho nastupující pohybovou aktivitou. Na Obrázku 53 je zobrazena detekce R vrcholů plodu, která v tomto úseku nebyla přesná. Jelikož zvolené hodnoty v těchto úsecích nabývaly jiných hodnot a proto se algoritmus tomuto úseku nepřizpůobil. Na Obrázku 54 lze vidět, že z důvodu špatné detekce R vrcholů plodu jsou zaneseny chyby v podobě zákmitů propadu nižších hodnot bpm než u reference. V tomto ohledu by mohlo být zlepšeno detektoru R vrcholů pomocí adaptivního filtru.



Obrázek 52: Vynulování mateřského komplexu 2F (A20 dle tabulky)

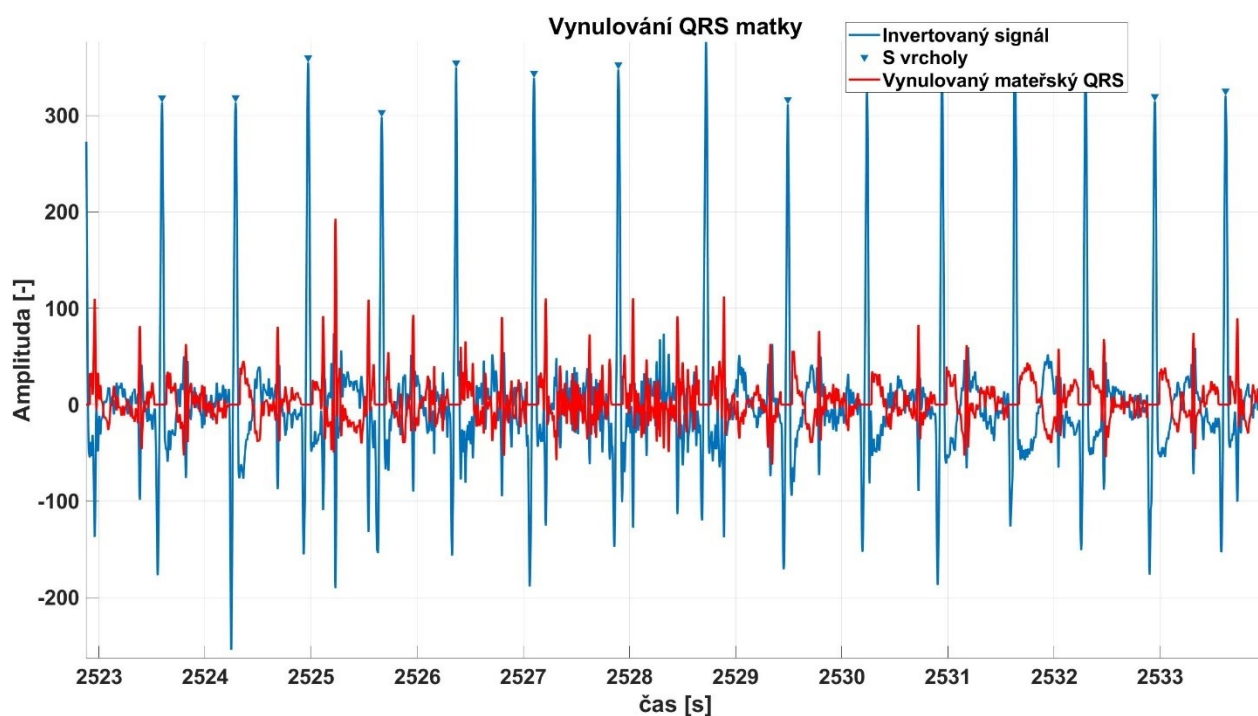


Obrázek 53: Detekce R vrcholů plod v úseku 2F (A20 dle tabuky)

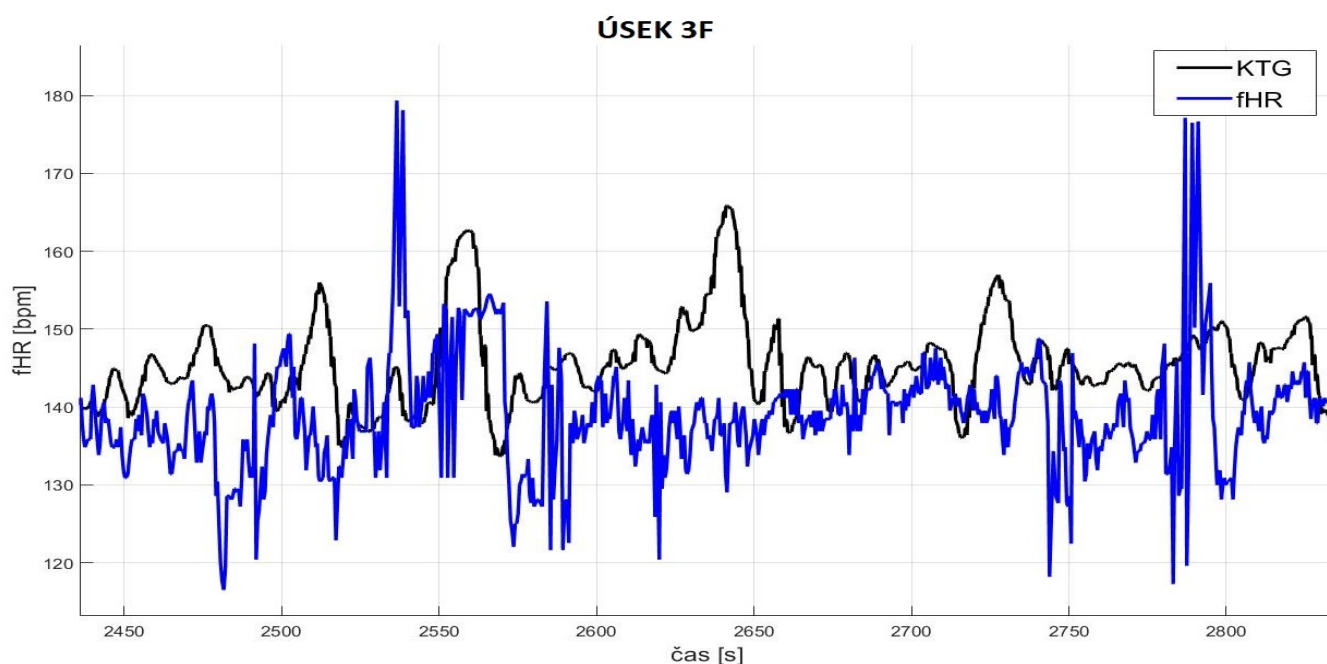


Obrázek 54: Průběh fHR v úseku 2F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG

Po ustálení tepové frekvence plodu nastala fáze relaxace a plod se přestal pohybovat. Vynulování mateřského komplexu ze signálu je vidět na Obrázku 55. V porovnání s fHR křivkou a referencí, trend získané fHR křivky dosahoval podobného průběhu s referenčním signálem. Zde docházelo jen v nemalé části vykreslené tepové frekvence k zanesení chyb v podobě zákmitů s extrémními hodnotami. (Obrázek 56)



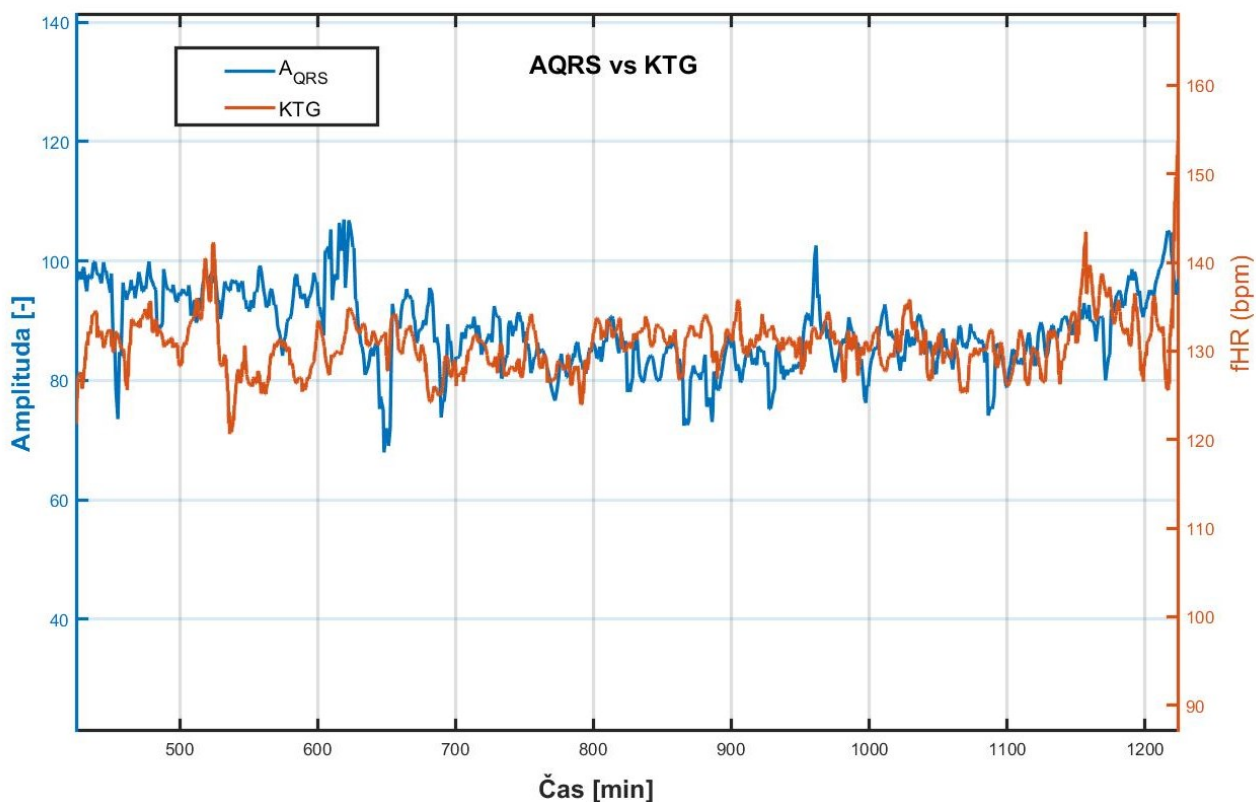
Obrázek 55: Vynulování mateřského komplexu v 3F (A28 dle tabulky)



Obrázek 56: Průběh fHR v úseku 3F s hodnotou klouzavého průměru 30, trend křivky s referencí KTG

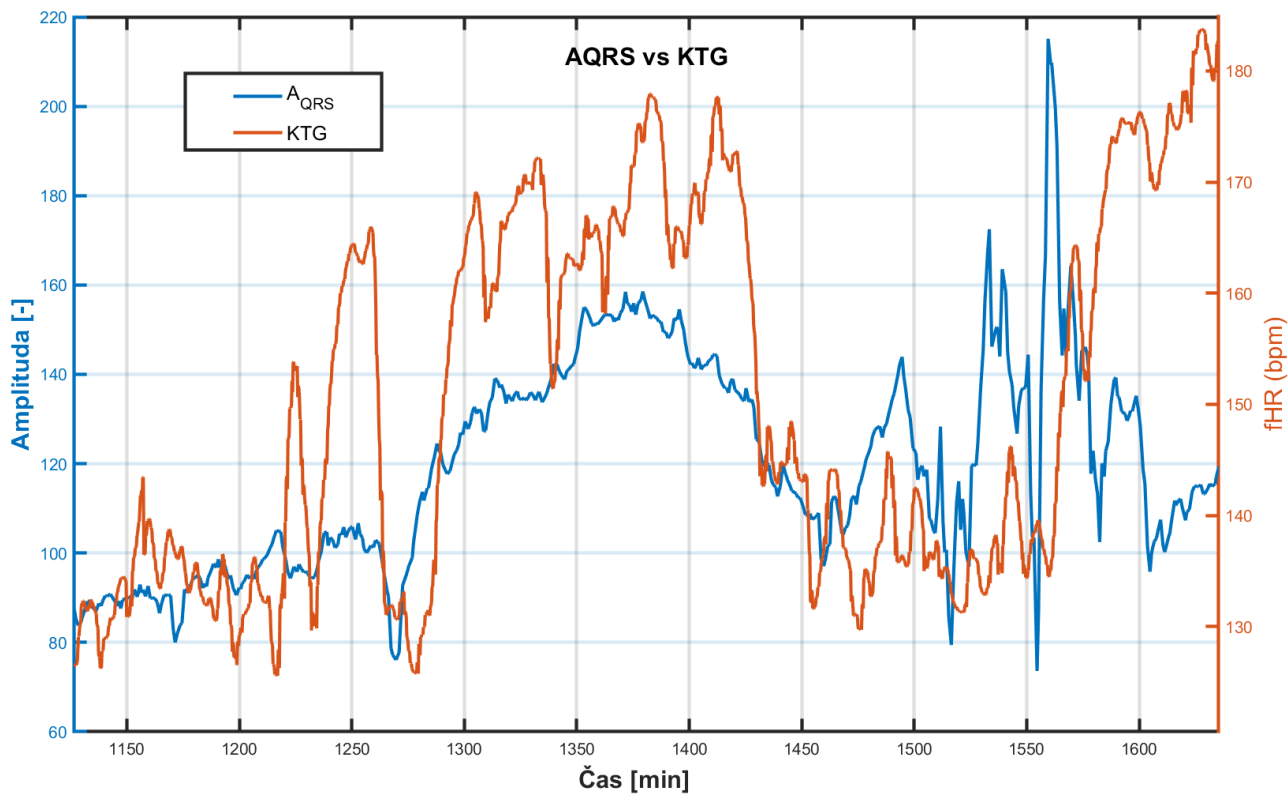
8.2 Výsledky metody variace amplitud QRS plodu

Pro zhodnocení navržené metody variability v amplitudách QRS komplexů plodu byly také vybrány úseky dle stavu plodu jako tomu bylo u metody variability tepové frekvence. Tyto úseky byly opět porovnány s referenčním KTG signálem. Na Obrázku 57 lze vidět srovnání průběhů křivek v úseku kdy plod spal (1F) a jeho tepová frekvence byla dle reference KTG stabilní a křivka variability QRS komplexů plodu nevykazovala propady do extrémů. Výsledky této metody ukazují, že průběh signálu pomocí navržené metody kopíruje trend křivky KTG, až na určité odchylky, které v tomto případě nenarušují stabilitu křivky. Lze ale tvrdit, že z pohledu stability je křivka amplitud plodových QRS komplexů v tomto úseku stabilní, tudíž nedochází k výchytkám a můžeme potvrdit, že v plod v tomto úseku spal a nepohyboval se, jelikož nedocházelo ke změně polohy srdce a tím ke změnám tvaru vlny v QRS.



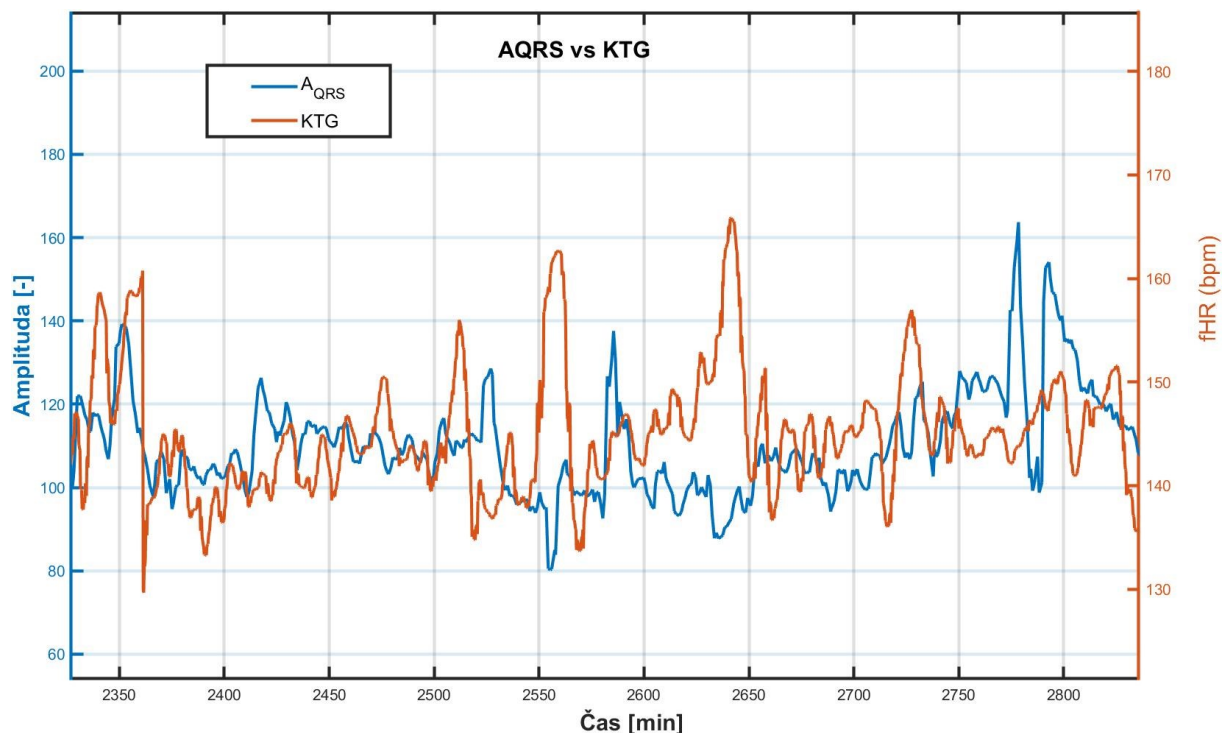
Obrázek 57: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 1F

Na Obrázku 58 je vidět srovnání průběhů křivek v úseku kdy se plod pohyboval (2F) a jeho tepová frekvence se dle KTG reference zvýšila až na hodnotu 200 bpm. Přičemž jde vidět, že křivka variability QRS komplexů plodu se v tomto případě přiblížila trendu křivky referenční. Lze tvrdit, že z pohledu amplitudy plodových QRS komplexů v tomto úseku dochází ke změnám jejich výšky a tvaru a tudíž dochází k výchytkám a můžeme potvrdit, že v plod v tomto úseku vykazoval známky aktivity jelikož docházelo ke změně polohy srdce a tím ke změnám tvaru vlny v QRS komplexu.



Obrázek 58: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 3F

Na Obrázku 59 je vidět srovnání průběhů křivek v úseku kdy se plod dle klinického experta nepohyboval ale ani nespal (3F) a jeho tepová frekvence dle KTG nebyla v tomto úseku ani v jedné části stabilní. Vykazovala jisté kolísání kolem hodnot bpm, kterým se dá přisuzovat například stresová situace plodu či matky. Pokud porovnáme křivku amplitudy QRS komplexů, v tomto ohledu jde vidět, že křivka také kolísá kolem hodnot reference, které se pohybují v rozmezí 100-150 bpm.



Obrázek 59: Porovnání Amplitudy plodových QRS komplexů s referencí KTG v úseku 2F

Výsledky získané pomocí metod představených v této práci ukazují, že jsou pro získání neinvazivní elektrokardiografický signál velmi účinné. Pro některé úseky signálu je jejich efektivita horší, jelikož v těchto úsecích dochází ke zvýšení tepové frekvence plodu a ke zhoršení detekce R-R intervalů plodu. Nicméně i tímto tvrzením lze potvrdit, že v těchto úsecích signálů docházelo k pohybům plodu. Jsou zde patrné nedořešené problémy detekce R vrcholů plodu, které by mohly být v budoucnu vylepšeny za použití adaptivních algoritmů a mohla by tak být potvrzena metoda ověření variability tepové frekvence zkoumána v této práci. Metoda variace amplitud ve fetálním QRS komplexu dosahovala větších shod obou zkoumaných křivek a z tohoto pohledu lze potvrdit úspěšnost této metody detekce pohybu.

9 Závěr

Zadání diplomové obsahuje 6 hlavních dílčích cílů. Všechny tyto cíle byly splněny a budou podrobněji popsány a vyhodnoceny v této závěrečné kapitole.

Zadáním prvního bodu práce bylo zjistit současný stav problematiky klinického využití magnetické rezonance v prenatalní diagnostice. Tento bod zadání byl vyplněn v kapitole 1, jsou zde představeny nejběžnější indikace pro FMR, jsou zde uvedeny limitace této metody zobrazení a její bezpečnost. Mnoho studií dokazuje, že MRI potvrdilo až 65 % pozitivních UZV nálezů, a poskytlo tak nadále detailnější informace ke vzniklým anomáliím. Druhým bodem práce bylo představit sekvence vhodné pro FMR. V kapitole 2 je představeno a detailněji popsáno několik nejvyužívanějších sekvencí. Nejvhodnější sekvence jsou poté přehledně shrnuty v tabulce 2, která obsahuje i parametry, které se v běžné praxi používají. Třetí kapitola obsahuje shrnutí základních komplikací, které vznikají při monitorování plodu, kdy hlavním problémem při FMR jsou bezesporu pohybové artefakty, jež negativně ovlivňují celkovou metodu zobrazení.

V kapitole 4 byly představeny metody automatické detekce pohybu plodu a byla zde diskutována možnost jejich uplatnění v kombinaci s FMR. Svou podstatnou roli měly metody detekce pohybů plodu z transabdominálního záznamu, jelikož byla tato práce v praktické části zaměřena právě na detekci pohybů plodu z aEKG. V kapitole 5 je představen přehled metod, které byly využity pro detekci pohybů plodů z aEKG záznamu. Modifikací metod z nastudované literatury mohla být provedena experimentální část práce.

Hlavním cílem experimentální části bylo laboratorně ověřit metody detekce pohybu plodu, které by mohly být využity v klinické praxi společně s FMR. V současné době je nejvyužívanějším parametrem z hlediska hodnocení zdravotního stavu plodu fHR. Pro přesnost stanovení tohoto parametru je zapotřebí využít metody KTG, či metody neinvazivní monitorace fEKG. KTG je metoda jež má své prvotní postavení v klinickém využití, umožňuje záznam průběhu tepové frekvence a děložních kontrakcí, obsahuje však mnoho nedostatků a nevýhod, proto se mnoho klinických expertů přiklání k neinvazivní monitoraci fEKG plodu, která je velmi slibnou metodou. Výsledky mnoho studií naznačují že z hlediska hodnocení fHR by mohla v klinické praxi nahradit doposud využívanou metodu KTG.

Experimentální data byla předzpracována pásmovou propustí s mezními frekvencemi 2 a 98 Hz, byl použit minimální řád tohoto filtru. Po filtrování byla u všech signálů srovnána izolinie. Po předzpracování došlo k analýze měřených dat v aplikaci navržené pro tento účel. Jelikož byla pro detekci pohybu plodu vybrána metoda, která zkoumala pohyby plodu z jednokanálového záznamu byl vytvořen výsledný signál, který byl nadále modifikován. Po předzpracování a úpravě signálu tak došlo k nalezení R vrcholů matky pomocí detektoru založeného na algoritmu prahování. Tento detektor vyhledal R vrcholy matky a na základě nalezení rozsahu mateřského indexu, který byl experimentálně stanoven byla ze signálu odstraněna mateřská komponenta nastavením hodnot napětí pro matku na 0 V. Pro zhodnocení parametru fHR bylo zapotřebí stanovit intervalu R-R mezi kmity plodu. Pro určení fHR bylo tedy zapotřebí detekovat R-vlny plodu, což bylo značně ovlivněno přesností extrakce plodového EKG. Dalším krokem algoritmu bylo nalézt R vrcholy plodu a na základě toho byla vykreslena

tepová frekvence plodu na kterou byl aplikován klouzavý průměr, pro vyhlazení hodnot, které byly mimo pásmo. Na základě zvoleného prahu pro detekci velkých, malých a žádných pohybů byly vykresleny úseky signálu, které dosahovaly vyšších hodnot bpm plodu. Klinickým expertem bylo při porovnání dat zjištěno, že se plod v prvních 20 minutách záznamu nehýbal, v dalších 20 minutách se výrazně pohyboval a dalších 20 minut záznamu se nepohyboval ale nespál. V této práci byla dále představena metoda, která zkoumala vliv amplitud a tvaru vlny v plodovém QRS komplexu. Těmito metodami lze detekovat pohyby plodu z jednoho bipolárního abdominálního EKG svodu, který byl v této práci navržen transformací svodu vícekanálového. Vzhledem k tomu, že tato metoda funguje na jednom bipolárním břišním kanálu a disponuje nízkou výpočetní náročností v praxi by mohla být vhodná pro dlouhodobé monitorování pohybů plodu. Výsledky byly u většiny testovaných úseků záznamů uspokojivé a z tohoto důvodu lze potvrdit, že amplituda fetálního QRS komplexu a tepová frekvence plodu je závislá na pohybech plodu. Nicméně nelze potvrdit obecnou platnost těchto výsledků, je možné pouze předpokládat, že stejné závislosti by bylo dosaženo i u jiných případů.

Do budoucna by mohl být zaměřen výzkum na vytvoření zlatého standardu pro měření aEKG během 60 minut u těhotných žen u kterých by kliničtí experti určili fáze pohybů či relaxace plodu a mohlo by tak dojít k vytvoření databáze a k vylepšení metod detekce pohybů z fetálního elektrokardiografického záznamu publikovaných v této práci.

Použitá literatura

- [1] SALEEM, Sahar N. Fetal MRI: An approach to practice. *Journal of Advanced Research* [online]. 2014, **5**(5), 507-523. ISSN 20901232. Dostupné z: doi:10.1016/j.jare.2013.06.001
- [2] WATAGANARA, Tuangsit, Alaa EBRASHY, Labaran Dayyabu ALIYU, et al. Fetal magnetic resonance imaging and ultrasound. *Journal of Perinatal Medicine* [online]. 2016, **44**(5). ISSN 1619-3997. Dostupné z: doi:10.1515/jpm-2015-0226
- [3] PLUNK, Matthew R. a Teresa CHAPMAN. The Fundamentals of Fetal MR Imaging: Part 1. *Current Problems in Diagnostic Radiology* [online]. 2014, **43**(6), 331-346. ISSN 03630188. Dostupné z: doi:10.1067/j.cpradiol.2014.05.014
- [4] VICTORIA, Teresa, Ann M. JOHNSON, J. Christopher EDGAR, Deborah M. ZARNOW, Arastoo VOSSOUGH a Diego JARAMILLO. Comparison Between 1.5-T and 3-T MRI for Fetal Imaging: Is There an Advantage to Imaging With a Higher Field Strength? *American Journal of Roentgenology* [online]. 2016, **206**(1), 195-201. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.14.14205
- [5] PRAYER, D., G. MALINGER, P. C. BRUGGER, et al. ISUOG Practice Guidelines: performance of fetal magnetic resonance imaging. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology* [online]. 2017, **49**(5), 671-680. ISSN 09607692. Dostupné z: doi:10.1002/uog.17412
- [6] LEVINE, Deborah. Timing of MRI in pregnancy, repeat exams, access, and physician qualifications. *Seminars in Perinatology* [online]. 2013, **37**(5), 340-344. ISSN 01460005. Dostupné z: doi:10.1053/j.semperi.2013.06.011
- [7] PLUNK, Matthew R. a Teresa CHAPMAN. The Fundamentals of Fetal MR Imaging: Part 1. *Current Problems in Diagnostic Radiology* [online]. 2014, **43**(6), 331-346. ISSN 03630188. Dostupné z: doi:10.1067/j.cpradiol.2014.05.014
- [8] ROY, Christopher W., Joshua F.P. VAN AMEROM, Davide MARINI, Mike SEED a Christopher K. MACGOWAN. Fetal Cardiac MRI. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2019, **28**(5), 235-244. ISSN 0899-3459. Dostupné z: doi:10.1097/RMR.0000000000000218
- [9] LEVINE, Deborah. Timing of MRI in pregnancy, repeat exams, access, and physician qualifications. *Seminars in Perinatology* [online]. 2013, **37**(5), 340-344. ISSN 01460005. Dostupné z: doi:10.1053/j.semperi.2013.06.011
- [10] Safety of gadolinium during pregnancy. *Canadian Family Physician*. 2006, **52**(3), 309-310. ISSN 0008-350X.
- [11] KANAL, Emanuel, A. James BARKOVICH, Charlotte BELL, et al. ACR Guidance Document for Safe MR Practices: 2007. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2007, **188**(6), 1447-1474. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.06.1616
- [12] KATZBERG, Richard W. a John P. MCGAHAN. Science to Practice: Will Gadolinium-enhanced MR Imaging Be Useful in Assessment of At-Risk Pregnancies? *Radiology* [online]. 2011, **258**(2), 325-326. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.101989
- [13] KRUEGER, Charlene, Elan HORESH a Brian Adam CROSSLAND. Safe Sound Exposure in the Fetus and Preterm Infant. *Journal of Obstetric, Gynecologic & Neonatal Nursing* [online]. 2012, **41**(2), 166-170. ISSN 08842175. Dostupné z: doi:10.1111/j.1552-6909.2012.01342.x
- [14] What are the risks of ultrasound and MRI to the fetus? *Perspective - Imaging in Medicine* [online]. 2012, **4**(5), 565-572. Dostupné z:

<https://www.openaccessjournals.com/articles/what-are-the-risks-of-ultrasound-and-mri-to-the-fetus.html>

- [15] KRUEGER, Charlene, Elan HORESH a Brian Adam CROSSLAND. Safe Sound Exposure in the Fetus and Preterm Infant. *Journal of Obstetric, Gynecologic & Neonatal Nursing* [online]. 2012, **41**(2), 166-170. ISSN 08842175. Dostupné z: doi:10.1111/j.1552-6909.2012.01342.x
- [16] GLOVER, P, J HYKIN, P GOWLAND, J WRIGHT, I JOHNSON a P MANSFIELD. An assessment of the intrauterine sound intensity level during obstetric echo-planar magnetic resonance imaging. *The British Journal of Radiology* [online]. 1995, **68**(814), 1090-1094. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/0007-1285-68-814-1090
- [17] BRUGGER, Peter C., Fritz STUHR, Christian LINDNER a Daniela PRAYER. Methods of fetal MR: beyond T2-weighted imaging. *European Journal of Radiology*. 2006, **57**(2), 172-181 [cit. 2020-11-14]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2005.11.017
- [18] CLARE SMITH, Gillian. *CARDIOVASCULAR MAGNETIC RESONANCE IN CARDIOMYOPATHIES* [online]. The Royal Brompton Hospital and National Heart and Lung Institute, Imperial College London., 2012. Dostupné z: <https://spiral.imperial.ac.uk:8443/bitstream/10044/1/10114/1/Smith-GC-2012-PhD-Thesis.pdf>. Disertační.
- [19] PUGASH, Denise, Peter C. BRUGGER, Dieter BETTELHEIM a Daniela PRAYER. Prenatal ultrasound and fetal MRI: The comparative value of each modality in prenatal diagnosis. *European Journal of Radiology*. 2008, **68**(2), 214-226 [cit. 2020-11-15]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2008.06.031
- [20] CHUNG, Hsiao-Wen, Cheng-Yu CHEN, Robert A. ZIMMERMAN, Kwo-Wei LEE, Chueng-Chen LEE a Shy-Chi CHIN. T2-Weighted Fast MR Imaging with True FISP Versus HASTE. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2000, **175**(5), 1375-1380. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/ajr.175.5.1751375
- [21] GHOLIPOUR, Ali, Judith A. ESTROFF, Carol E. BARNEWOLT, et al. Fetal MRI: A technical update with educational aspirations. *Concepts in Magnetic Resonance Part A* [online]. 2014, **43**(6), 237-266. ISSN 15466086. Dostupné z: doi:10.1002/cmr.a.21321
- [22] MALAMATENIOU, C., S.J. MALIK, S.J. COUNSELL, et al. Motion-Compensation Techniques in Neonatal and Fetal MR Imaging. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2013, **34**(6), 1124-1136. ISSN 0195-6108. Dostupné z: doi:10.3174/ajnr.A3128
- [23] JIANG, Qifeng, Bin GAO a Yang LI. Development of Portable Monitoring System for Real-Time Detection of Fetal Movement. *Advances in Bioscience and Biotechnology* [online]. 2018, **09**(08), 380-389. ISSN 2156-8456. Dostupné z: doi:10.4236/abb.2018.98026
- [24] HARIS, Kostas, Erik HEDSTRÖM, Fabian KORDING, et al. Free-breathing fetal cardiac MRI with doppler ultrasound gating, compressed sensing, and motion compensation. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2019, **51**(1), 260-272. ISSN 1053-1807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.26842
- [25] HÁJEK, Zdeněk, Evžen ČECH a Karel MARŠÁL. *Porodnictví*. 3., zcela přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4529-9.
- [26] ABDULHAY, Enas W. Review Article: Non-Invasive Fetal Heart Rate Monitoring Techniques. *Biomedical Science and Engineering* [online]. 2014, **2**(3), 53-67. Dostupné z: doi:10.12691/bse-2-3-2

- [27] NISHIHARA, Kyoko, Noboru OHKI, Hideo KAMATA, Eiji RYO, Shigeko HORIUCHI a Fatima CRISPI-BRILLAS. Automated Software Analysis of Fetal Movement Recorded during a Pregnant Woman's Sleep at Home. *PLOS ONE* [online]. 2015, **10**(6), 1-15. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0130503
- [28] NISHIHARA, Kyoko, Shigeko HORIUCHI, Hiromi ETO a Makoto HONDA. A long-term monitoring of fetal movement at home using a newly developed sensor: An introduction of maternal micro-arousals evoked by fetal movement during maternal sleep. *Early Human Development* [online]. 2008, **84**(9), 595-603. ISSN 03783782. Dostupné z: doi:10.1016/j.earlhumdev.2008.03.001
- [29] RYO, Eiji, Kyoko NISHIHARA, Sachiyo MATSUMOTO a Hideo KAMATA. A new method for long-term home monitoring of fetal movement by pregnant women themselves. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2012, **34**(5), 566. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2011.09.001
- [30] YAMAMURA, Jin, Inga KOPP, Michael FRISCH, Roland FISCHER, Klaus VALETT, Kurt HECHER, Gerhard ADAM a Ulrike WEDEGÄRTNER. Cardiac MRI of the fetal heart using a novel triggering method: Initial results in an animal model. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2012, **35**(5), 1071-1076. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.23541
- [31] KORDING, Fabian, Jin YAMAMURA, Manuela TAVARES DE SOUSA, et al. Dynamic fetal cardiovascular magnetic resonance imaging using Doppler ultrasound gating. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* [online]. 2018, **20**(1). ISSN 1532-429X. Dostupné z: doi:10.1186/s12968-018-0440-4
- [32] *Compendium of Fetal MRI* [online]. Beth Israel Deaconess Medical Center, Boston: Beth Israel Deaconess Medical Center; unless otherwise noted all images are the sole property of Beth Israel Deaconess Medical Center, Boston, MA., 2003. Dostupné z: <http://radnet.bidmc.harvard.edu/fetalatlas/atlas.html>
- [33] MANGANARO, Lucia, Silvia BERNARDO, Amanda ANTONELLI, Valeria VINCI, Matteo SALDARI a Carlo CATALANO. Fetal MRI of the central nervous system: State-of-the-art. *European Journal of Radiology* [online]. 2017, **93**, 273-283. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2017.06.004
- [34] MESBAH, M., M. S. KHLIF, C. EAST, J. SMEATHERS, P. COLDITZ a B. BOASHASH. Accelerometer-based fetal movement detection. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. Boston, Massachusetts USA: IEEE, 2011, 2011, s. 7877-7880. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2011.6091942
- [35] ROOIJAKKERS, M. J., C. RABOTTI, H. DE LAU, S. G. OEI, J. W. M. BERGMANS a M. MISCHI. Feasibility Study of a New Method for Low-Complexity Fetal Movement Detection From Abdominal ECG Recordings. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2016, **20**(5), 1361-1368. ISSN 2168-2194. Dostupné z: doi:10.1109/JBHI.2015.2452266
- [36] ROOIJAKKERS, M. J., H. DE LAU, C. RABOTTI, S. G. OEI, J. W. M. BERGMANS a M. MISCHI. Fetal movement detection based on QRS amplitude variations in abdominal ECG recordings. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2014, 2014, s. 1452-1455. ISBN 978-1-4244-7929-0. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2014.6943874
- [37] KAHÁNKOVÁ, Radana. *Advanced Signal Processing Methods for Non-invasive Fetal Electrocardiogram Extraction* [online]. Ostrava, 2019. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/139183>. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

- [38] KHLIF, M. S., B. BOASHASH, S. LAYEGHY, T. BEN-JABEUR, M. MESBAH, C. EAST a P. COLDITZ. Time-frequency characterization of tri-axial accelerometer data for fetal movement detection. In: *2011 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT)* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 466-471. ISBN 978-1-4673-0753-6. Dostupné z: doi:10.1109/ISSPIT.2011.6151607
- [39] MESBAH, Mostefa, Mohamed S. KHLIF, Siamak LAYEGHY, Christine E. EAST, Shiyong DONG, Amy BRODTMANN, Paul B. COLDITZ a Boualem BOASHASH. Automatic fetal movement recognition from multi-channel accelerometry data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2021, **210**. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2021.106377
- [40] KHLIF, Mohamed Salah H., Boualem BOASHASH, Siamak LAYEGHY, Taoufik BEN-JABEUR, Paul B. COLDITZ a Christine EAST. A passive DSP approach to fetal movement detection for monitoring fetal health. In: *2012 11th International Conference on Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA)* [online]. Montreal, QC, Canada: IEEE, 2012, 2012, s. 71-76. ISBN 978-1-4673-0382-8. ISSN 13033477. Dostupné z: doi:10.1109/ISSPA.2012.6310647
- [41] GIRIER, Thomas, John O'TOOLE, Mostefa MESBAH, et al. Detecting fetal movements using non-invasive accelerometers: A preliminary analysis. In: *10th International Conference on Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA 2010)* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 508-511. ISBN 978-1-4244-7165-2. ISSN 11596770. Dostupné z: doi:10.1109/ISSPA.2010.5605602
- [42] A Wearable System for In-Home and Long-Term Assessment of Fetal Movement. *IRBM* [online]. 2020, **43**(1), 205-211. Dostupné z: doi:10.1016/j.irbm.2019.11.003
- [43] ALTINI, Marco, Elisa ROSSETTI, Michiel ROOIJAKKERS, Julien PENDERS, Dorien LANSSENS, Lars GRIETEN a Wilfried GYSELAERS. Variable-length accelerometer features and electromyography to improve accuracy of fetal kicks detection during pregnancy using a single wearable device. In: *2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)* [online]. Orlando, FL, USA: IEEE, 2017, 2017, s. 221-224. ISBN 978-1-5090-4179-4. Dostupné z: doi:10.1109/BHI.2017.7897245
- [44] BOASHASH, B., M.S. KHLIF, T. BEN-JABEUR, C.E. EAST a P.B. COLDITZ. Passive detection of accelerometer-recorded fetal movements using a time–frequency signal processing approach. *Digital Signal Processing* [online]. 2014, **25**(25), 134-155. ISSN 10512004. Dostupné z: doi:10.1016/j.dsp.2013.10.002
- [45] PALEY, Martyn, Janet MORRIS, Debbie JARVIS a Paul GRIFFITHS. Fetal Electrocardiogram (fECG) Gated MRI. *Sensors* [online]. 2013, **13**(9), 11271-11279. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s130911271
- [46] SCHMIDT, A, R WITTE, L SWIDERSKI, J ZÖLLKAU, U SCHNEIDER a D HOYER. Advanced automatic detection of fetal body movements from multichannel magnetocardiographic signals. *Physiological Measurement* [online]. 2019, **40**(8), 1-10. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6579/ab3c96
- [47] VAN LEEUWEN, Peter, Daniel GEUE, Silke LANGE a Dietrich H. W. GRÖNEMEYER. Detecting Gross Fetal Movements Using Fetal Magnetocardiography. SUPEK, Selma a Ana SUŠAC, ed. *17th International Conference on Biomagnetism Advances in Biomagnetism – Biomag2010* [online]. 1. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, 2010, s. 258-261. IFMBE Proceedings. ISBN 978-3-642-12196-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-12197-5_59
- [48] VAN LAAR, Judith O.E.H., Guy J.J. WARMERDAM, Kim M.J. VERDURMEN, et al. Fetal heart rate variability during pregnancy, obtained from non-invasive electrocardiogram recordings. *Acta*

- Obstetricia et Gynecologica Scandinavica* [online]. 2014, **93**(1), 93-101. ISSN 00016349. Dostupné z: doi:10.1111/aogs.12286
- [49] ROOIJAKKERS, Michael J, Chiara RABOTTI, S Guid OEI a Massimo MISCHI. Low-complexity R-peak detection for ambulatory fetal monitoring. *Physiological Measurement* [online]. 2012, **33**(7), 1135-1150. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/
- [50] WUNDRAK, Stefan, Jan PAUL, Johannes ULRICI, Erich HELL, Margrit-Ann GEIBEL, Peter BERNHARDT, Wolfgang ROTTBAUER a Volker RASCHE. Golden ratio sparse MRI using tiny golden angles. *Magnetic Resonance in Medicine* [online]. 2016, **75**(6), 2372-2378. ISSN 07403194. Dostupné z: doi:10.1002/mrm.25831
- [51] YAMAMURA, Jin, Inga KOPP, Michael FRISCH, Roland FISCHER, Klaus VALETT, Kurt HECHER, Gerhard ADAM a Ulrike WEDEGÄRTNER. Cardiac MRI of the fetal heart using a novel triggering method: Initial results in an animal model. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2012, **35**(5), 1071-1076. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.23541
- [52] MARTINEK, Radek a Žídek JAN. A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram. *Przegląd Elektrotechniczny. Przegląd Elektrotechniczny*. 2012, **88**(5), 164-173. ISSN 0033-2097
- [53] TING, Yu-Ching, Fang-Wen LO a Pei-Yun TSAI. Implementation for Fetal ECG Detection from Multi-channel Abdominal Recordings with 2D Convolutional Neural Network. *Journal of Signal Processing Systems* [online]. 2021, **93**(9), 1101-1113. ISSN 1939-8018. Dostupné z: doi:10.1007/s11265-021-01676-
- [54] JAGANNATH, D.J. a Immanuel SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2014, **10**, 224-244. ISSN 17468094. Dostupné z: doi:10.1016/j.bspc.2013.11.001
- [55] SAMENI, Reza, Christian JUTTEN a Mohammad B. SHAMSOLLAHI. What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction. In: *2006 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 656-661. ISBN 0-7803-9753-3. Dostupné z: doi:10.1109/ISSPIT.2006.270882
- [56] BACHARAKIS. PCA-based Noise Reduction in Ambulatory ECGs. *Fetal ECG extraction and enhancement in prenatal monitoring—Review and implementation issues* [online]. *Trends in Information Sciences & Computing (TISC2010)*, 1996. Dostupné z: BACHARAKIS, E.; NANDI, Asoke K.; ZARZOSO, Vicente. Foetal ECG extraction using blind source separation methods. In: *1996 8th European Signal Processing Conference (EUSIPCO 1996)*. IEEE, 1996. p. 1-4
- [57] NIKAM, Sonal a Shankar DEOSARKAR. Fast ICA based technique for non-invasive fetal ECG extraction. In: *2016 Conference on Advances in Signal Processing (CASP)* [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 60-65. ISBN 978-1-5090-0849-0. Dostupné z: doi:10.1109/CASP.2016.7746138
- [58] HON, E. H.; LEE, S. T. Averaging techniques in fetal electrocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, 1964, 2.1: 71-76
- [59] 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
- [60] MOCHIMARU, F.; FUJIMOTO, Y.; ISHIKAWA, Y. Detecting the fetal electrocardiogram by wavelet theory-based methods. *Progress in Biomedical Research*, 2002, 7: 185-193
- [61] DESAI, K. D. a Manoj S. SANKHE. A real-time fetal ECG feature extraction using multiscale discrete wavelet transform. In: *2012 5th International Conference on BioMedical Engineering and*

- Informatics* [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 407-412. ISBN 978-1-4673-1184-7. Dostupné z: doi:10.1109/BMEI.2012.6512966
- [62] SARGOLZAEI, Saman, Karim FAEZ a Arman SARGOLZAEI. Signal Processing Based for Fetal Electrocardiogram Extraction. In: *2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics* [online]. IEEE, 2008, 2008, s. 492-496. ISBN 978-0-7695-3118-2. Dostupné z: doi:10.1109/BMEI.2008.304
- [63] JAGANNATH, D. J.; SELVAKUMAR, A. Immanuel. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical signal processing and control*, 2014, 10: 224-244
- [64] GHOBADI AZBARI, Peyman, Mostafa ABDOLGHAFFAR, Saeed MOHAQEIQI, Mohammad POOYAN, Alireza AHMADIAN a Niloofer GHANBARZADEH GASHTI. A novel approach to the extraction of fetal electrocardiogram based on empirical mode decomposition and correlation analysis. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2017, 40(3), 565-574. ISSN 0158-9938. Dostupné z: doi:10.1007/s13246-017-0560-4
- [65] Z. Alfirovic, D. Devane, G. M. Gyte, and A. Cuthbert, "Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour," *Cochrane Database Syst. Rev.*, no. 2, pp. 1–137, Feb. 2017, Art. no. CD006066. doi: 10.1002/14651858.CD006066.pub3
- [66] WHEELER, T., G. GENNSER, R. LINDVALL a A. J MURRILLS. CHANGES IN THE FETAL HEART RATE ASSOCIATED WITH FETAL BREATHING AND FETAL MOVEMENT+. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology* [online]. 1980, 87(12), 1068-1079. ISSN 1470-0328. Dostupné z: doi:10.1111/j.1471-0528.1980.tb04475.x
- [67] DIVON, Michael Y., Sze-Ya YEH, Eitan Z. ZIMMER, Lawrence D. PLATT, Eitan PALDI a Richard H. PAUL. Respiratory sinus arrhythmia in the human fetus. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 1985, 151(4), 425-428. ISSN 00029378. Dostupné z: doi:10.1016/0002-9378(85)90262-5
- [68] OHNO, Yohsuke, Masamichi TSUJI, Hideko FUJIBAYASHI, Megumi TOMIOKA, Takao YAMAMOTO a Hiroji OKADA. Assessment of Fetal Heart Rate Variability with Abdominal Fetal Electrocardiogram: Changes During Fetal Breathing Movement. *Asia-Oceania Journal of Obstetrics and Gynaecology* [online]. 1986, 12(2), 301-304. ISSN 03892328. Dostupné z: doi:10.1111/j.1447-0756.1986.tb00194.x
- [69] FERRAZZI, E, G PARDI, P Levi SETTI, M RODOLFI, S CIVARDI a S CERUTTI. Power spectral analysis of the heart rate of the human fetus at 26 and 36 weeks of gestation. *Clinical Physics and Physiological Measurement* [online]. 1989, 10(4B), 57-60. ISSN 0143-0815. Dostupné z: doi:10.1088/0143-0815/10/4B/009
- [70] GROOME, Lynn J., Donna M. MOONEY, Lynn S. BENTZ a Karan P. SINGH. Spectral analysis of heart rate variability during quiet sleep in normal human fetuses between 36 and 40 weeks of gestation. *Early Human Development* [online]. 1994, 38(1), 1-9. ISSN 03783782. Dostupné z: doi:10.1016/0378-3782(94)90045-0
- [71] BRÄNDLE, Johanna, Hubert PREISSL, Rossitza DRAGANOVA, Erick ORTIZ, Karl O. KAGAN, Harald ABELE, Sara Y. BRUCKER a Isabelle KIEFER-SCHMIDT. Heart rate variability parameters and fetal movement complement fetal behavioral states detection via magnetography to monitor neurovegetative development. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 2015, 9. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2015.00147
- [72] Single channel abdominal ECG algorithm for real-time maternal and fetal heart rate monitoring. *Revista mexicana de ingeniería biomédica* [online]. 2010, 31(2). Dostupné z: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-

[95322010000200003&fbclid=IwAR1IsPBhd3pAlfSAoYTU_SQTKEuYRMPGuRk4DQSQ62y2A83fWkokuHLI4J4](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090503)

[73] ROOIJAKKERS, M. J., C. RABOTTI, M. BENNEBROEK, J. VAN MEERBERGEN a M. MISCHI. Low-complexity R-peak detection in ECG signals: A preliminary step towards ambulatory fetal monitoring. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2011, 2011, s. 1761-1764. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2011.6090503

[74] FETAL HEART MONITOR. *INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC & ENGINEERING RESEARCH* [online]. INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC & ENGINEERING RESEARCH, 2012, **3**(10). Dostupné z: https://www.ijser.org/paper/FETAL-HEART-MONITOR.html?fbclid=IwAR0m8NfROONHe_IG4b6zzPeZoKVq9dyB0KD815VMmNgoTsAKsHZtYkCcNgw

[75] VULLINGS, R, C H L PETERS, R J SLUIJTER, M MISCHI, S G OEI a J W M BERGMANS. Dynamic segmentation and linear prediction for maternal ECG removal in antenatal abdominal recordings. *Physiological Measurement* [online]. 2009, **30**(3), 291-307. ISSN 0967-3334. Dostupné z: doi:10.1088/0967-3334/30/3/00

[76] ZIZZO, Anne Rahbek, Ida KIRKEGAARD, John HANSEN, Niels ULDBJERG a Henning MØLGAARD. Fetal Heart Rate Variability Is Affected by Fetal Movements: A Systematic Review. *Frontiers in Physiology* [online]. 2020, **11**. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2020.578898

[77] CHIA, J.; Fischer, S.; Wickline, S.; Lorenz, C. Performance of QRS detection for cardiac magnetic resonance imaging with a novel vectorcardiographic triggering method. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2000, **12**, 678-688. Dostupné z: [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-2586\(200011\)12:5%3C678::AID-JMRI4%3E3.O.CO;2-5](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-2586(200011)12:5%3C678::AID-JMRI4%3E3.O.CO;2-5)

[78] FAJKUS Marcel, NEDOMA Jan, MARTINEK Radek, et al. MR Fully Compatible and Safe FBGBreathing Sensor: A Practical Solution for Respiratory Triggering. *IEEE Access*. 2019, **7**, 123013-123025. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2937624. ISSN 2169-3536. Dostupné také z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8813026/>

Přílohy

K této práci je přiložen soubor 2022_DZI0017_DP_zip, obsahující reálná naměřená data potřebná pro zkoumání – signály aEKG a referenční signál KTG. Dále složka obsahuje pomocnou aplikaci pro analýzu signálu a kódy pro vytvoření metody variability tepové frekvence a metody variace amplitud. Všechny funkce jsou vytvořeny v programu Matlab R2020a. Dále složka obsahuje výsledky testovaných záznamů.

Obsah:

- Anotace – složka obsahující referenční KTG signál
- Data – složka obsahující 6 aEKG záznamů
- Pomocna_Aplikace – složka obsahující vytvořenou aplikaci pro analýzu signálů a vykreslení spektrogramu
- VYSLEDKY – složka obsahující výsledky detektoru R matky, výsledky po vynulování mateřského QRS komplexu, výsledky detekce R vrcholů plodu, výsledky průměrných QRS komplexů plodu
- GetHeartRate.m – funkce slouží pro vykreslení KTG dat do digitální formy
- Importfile.m – funkce slouží pro import KTG dat do programu
- Preprocessing.m – funkce provádějící předzpracování signálu.
- Spectrograms.m – funkce pro vykreslení spektrogramů po vynulování mateřského QRS komplexu
- ArticleBasedDetectionV3.m – hlavní funkce navrženého algoritmu
- VerzesKTG – program pro vykreslení reference KTG s AQRS navrženou metodou