



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA KYBERNETIKY

Automatická analýza kardiotokografického záznamu plodu

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. Václav Chudáček, Ph.D.

Praha, 10. května 2013

Bc. Lukáš Zach

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Lukáš Z a c h

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Automatická analýza kardiokografického záznamu plodu

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se se stavem problematiky v oblasti hodnocení kardiokografického (KTG) záznamu.
2. Uvažujte o problematice jak z pohledu porodnického, tak i z pohledu možností počítačového zpracování KTG.
3. Zaměřte se prioritně na dvě oblasti automatického zpracování KTG – detekci bazální linie a detekci decelerací v záznamu fetální srdeční frekvence.
4. Vybrané algoritmy implementujte.
5. Vyhodnoťte výsledky implementovaných algoritmů jak v rovině teoretické (uvažujte výhody a nevýhody), tak i praktické např. pomocí porovnání s hodnocením experta (porodníka).
6. Zhodnoťte celkové výsledky vaší práce, uvažujte nad případnými možnostmi využití v praxi a nad cestami pro případné zlepšení funkčnosti algoritmů do budoucna.

Seznam odborné literatury: Dodá vedoucí práce.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Václav Chudáček, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2013/2014


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2013

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 10. 5. 2013

.....*Zach L.*.....

Lukáš Zach

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Václavu Chudáčkovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky a odborné vedení celé diplomové práce. Zároveň děkuji i MUDr. Michalu Kouckému, Ph.D. za poskytnuté rady a expertní hodnocení analyzovaných záznamů.

V neposlední řadě děkuji všem, kteří mi byli po celou dobu studia a při psaní mé diplomové práce oporou.

Abstract

Cardiotocography (CTG) a combination of fetal heart rate (FHR) and uterine activity (TOCO) monitoring provides information about the fetal well-being during delivery. In 1986 FIGO guidelines were introduced to improve the consistency of CTG evaluation by experts.

In the thesis is described the process of automation of the FIGO rules and challenges arising from doing so. The practical part includes extraction of appropriate data for analysis and analysis of both FHR and TOCO together. At the end of the practical part have been made comparisons between our algorithms and classification of the expert.

Keywords fetal heart rate, CTG, automated analysis, signal processing

Abstrakt

Kardiotokografie (KTG), jako kombinace monitorování srdeční frekvence plodu (FHR) a děložního tlaku (TOCO), poskytuje informaci o zdravotním stavu plodu během porodu nebo těsně před porodem. V roce 1986 byly uvedeny FIGO doporučení, aby zvýšily konzistenci hodnocení KTG experty.

V této diplomové práci je popsán proces automatického hodnocení dle FIGO doporučení, analýza dostupných algoritmů, jejich implementace a možná vylepšení. Praktická část práce zahrnuje výběr vhodných dat pro analýzu a společnou analýzu FHR a TOCO záznamu. Na konci praktické části se nachází porovnání našich algoritmů s hodnocením experta.

Klíčová slova srdeční frekvence plodu, KTG, automatická analýza, signálové zpracování

Obsah

Obsah	xii
Seznam použitých zkratk	xiii
Seznam obrázků	xvi
Seznam tabulek	xvii
1 Úvod	1
2 Teoretická část	3
2.1 Porodníkovo minimum	5
2.1.1 Fyziologie plodu	5
2.1.2 Kardiotokografie	6
2.2 Klinická doporučení pro hodnocení KTG	9
2.2.1 Definice pojmů	9
2.2.2 Klasifikace ante- a intrapartálního FHR záznamu	10
2.3 Aktuální stav problematiky	11
2.3.1 Analýza srdeční frekvence plodu	11
2.3.2 Tokografie	16
3 Praktická část	19
3.1 Data	21
3.1.1 Výběr dat pro hodnocení	21
3.1.2 Výsledek výběru dat	24
3.2 Zpracování signálů a analýza	27
3.2.1 Předzpracování	27
3.2.2 Artefakty - špičky, chybějící hodnoty	27
3.2.3 Určení bazální linie	28
3.2.4 Detekce akcelerací	35
3.2.5 Detekce decelerací	36
3.2.6 Detekce kontrakcí	39
3.2.7 Variabilita	44
3.3 Dosažené výsledky	45
3.3.1 Rozhodovací strom	46
3.3.2 Shrnutí analýzy KTG	46
3.3.3 Porovnání s expertem	48
3.4 Kritické zhodnocení výsledků	53
4 Závěr	57
Literatura	59

A	Použitý software	65
B	Porovnání odhadů bazální linie	67

Seznam použitých zkratek

Zkratky

AS	Automatický systém
BD_{ecf}	Base deficit - nedostatek bazí
bpm	Počet úderů srdce za 1 minutu
DP	Dolní propust
E	Expert
FEKG	Fetální elektrokardiograf
FHR	Srdeční frekvence plodu
FIGO	International Federation of Gynecology and Obstetrics
IQR	Mezikvartilové rozpětí
KDE	Kernel Density Estimate - odhad hustoty jádra
KTG	Kardiotokografie, kardiotokografický záznam
LTV	Dlouhodobá variabilita
MEAN	Střední hodnota
MEDIAN	Mediánová hodnota
SSI	Signal Stability Index - index stability signálu
STD	Standardní odchylka
STV	Krátkodobá variabilita
time	Čas
TOCO	Děložní aktivita

Seznam obrázků

2.1	Problémy s nedostatkem kyslíku plodu	5
2.2	Monitorování srdeční frekvence plodu a děložního tlaku	6
2.3	Uniformní a variabilní decelerace	7
2.4	Záznam srdeční frekvence plodu (externí a interní monitorování) a děložního tlaku	8
2.5	Odhad bazální linie podle Taylora a kol.	13
2.6	Odhad bazální linie podle Pardey a kol.	14
2.7	Odhad bazální linie podle Jiménez a kol.	15
2.8	Odhad stabilních segmentů podle Georgieva a kol.	16
2.9	Klasifikace stability podle Georgieva a kol.	17
2.10	Detekce kontrakcí - popis metodiky	17
2.11	Detekce kontrakcí - identifikace s OxSys	18
3.1	Výběr dat - hodnocení oken	23
3.2	Výběr dat - jeden segment	23
3.3	Výběr dat - histogram segmentu	24
3.4	Graf rozdělení záznamů z databáze	25
3.5	Předzpracování signálu - odstranění artefaktů, interpolace	28
3.6	Odhad bazální linie (Taylor)	30
3.7	Odhad bazální linie (Pardey) - histogram	30
3.8	Odhad bazální linie (Pardey)	31
3.9	Odhad bazální linie (Jimenez)	32
3.10	Odhad bazální linie (Georgieva) - 5-ti minutové okno	33
3.11	Odhad bazální linie (Georgieva) - 10-ti minutové okno	33
3.12	Odhad bazální linie - 1. porovnání	34
3.13	Odhad bazální linie - 2. porovnání	35
3.14	Odhad bazální linie - 3. porovnání	36
3.15	Detekce akcelerací a decelerací (Taylor)	37
3.16	Detekce akcelerací a decelerací (Pardey)	37
3.17	Detekce akcelerací a decelerací (Jimenez)	38
3.18	Detekce akcelerací a decelerací (Georgieva)	38
3.19	Detekce kontrakcí - popis	40
3.20	Detekce kontrakcí - odhad	41
3.21	Detekce kontrakcí - odhad s deceleracemi	42
3.22	Ohodnocení decelerací - FIGO	43
3.23	Ohodnocení decelerací - upravený práh	43
3.24	Rozhodovací strom klasifikace	46
3.25	Analýza KTG - 1. ukázka	47
3.26	Analýza KTG - 2. ukázka	47
3.27	CTG Anotátor	48
3.28	Vyhodnocení záznamu expertem	52
B.1	Odhad bazální linie - 1. porovnání (1. detail)	67

B.2	Odhad bazální linie - 1. porovnání (2. detail)	68
-----	--	----

Seznam tabulek

2.1	Klasifikace antepartálního FHR	10
2.2	Klasifikace intrapartálního FHR	10
3.1	Podmínky splnění parametrů při selekci dat	22
3.2	Výsledky parametrů pro 5. segment	24
3.3	Výsledek rozdělení záznamů z databáze	24
3.4	Podmínky ohodnocení decelerací	42
3.5	Klasifikace v porovnání s expertem	49
3.6	Analýza v porovnání s expertem	50
3.7	Analýza v porovnání s expertem - shoda	51

Kapitola 1

Úvod

Srdce plodu začíná bít během 6. týdne těhotenství. Od 13. týdne je již lékař schopný srdeční rytmus zachytit pomocí Dopplerovského ultrasonografu a po 22. týdnu těhotenství i s Pinardovým stetoskopem.

Z potřeby znát fyzický stav plodu během porodu bylo zavedeno průběžné monitorování. Porod, jako takový, působí na srdeční frekvenci plodu v závislosti na změně prostředí. Hypoxie se může objevit jak u rizikových, tak i u bezproblémových těhotenství. V obou případech je rychlý zásah lékaře velice důležitý. Mezi hypoxická zranění způsobená nedostatkem kyslíku patří mozková obrna, novorozenecká encefalopatie, problémy s vývojem nervového systému či smrt plodu.

Monitorování srdeční frekvence plodu (FHR) je momentálně nejčastějším způsobem pro sledování zdravotního stavu plodu. Rokem 1960, kdy započal vývoj elektronických monitorovacích zařízení, došlo ke zlomu v dostupných prostředcích k vyhodnocování stavu plodu a tím i ke vzniku nových možností pro jeho sledování.

Externí monitorování FHR využívá ultrazvukové sondy s Dopplerovou metodou a autokorelačního procesu pro výpočet výsledné FHR. Mimo srdeční frekvence se monitoruje i děložní tlak matky, obvykle v pozdější fázi těhotenství, kdy se objevují první kontrakce, i během samotného porodu - tokografie (TOCO). Kardiotokografie (KTG) je kombinací monitorování srdeční frekvence plodu a děložního tlaku. Momentálně je externí získávání KTG signálů nejčastějším způsobem monitorování, které je využíváno, jak pro průběžné vyšetření, tak i pro sledování stavu plodu.

Vedle externího monitorování existuje ještě interní (invazivní) monitorování, které je možné až po protržení membrán v období před porodem. Tato metoda využívá snímání pomocí elektrody umístěné na hlavičce plodu. U interní i externí metody jsou zaznamenávány jednotky v počtech úderů za minutu (bpm). Při využití externí metody bývá u záznamů problém s kvalitou signálu způsobený špatnou lokalizací plodu, což je důsledek pohybu plodu či matky. V záznamech se objevují artefakty - nefyziologické změny - a velmi často i chybějící hodnoty. Stav plodu bývá vyhodnocen na základě KTG záznamu, podle něhož porodník vyhodnotí, jak průběh těhotenství, tak i zdraví plodu. Během procesu hodnocení mohou být užitečná i klinická doporučení (např. FIGO doporučení), která jsou vhodná i pro automatické vyhodnocování. Hlavní cíl této práce leží na intrapartálním monitorování.

Rok 2013 značí uplynulých 28 let od uvedení "*Guidelines for the use of Fetal Monitoring*" FIGO podvýborem roku 1986 (FIGO, 1986). FIGO doporučení byla historicky první přijatá a široce rozšířená dohoda zahrnující monitorování srdeční frekvence plodu, a nadále je jediným mezinárodně rozšířeným dokumentem zabývajícím se monitorováním srdeční frekvence plodu. Dohoda ustanovuje základní hlediště metod, jako je terminologie, indikace, technika a interpretace (de Campos and Bernardes, 2010). Již po několika letech užívání tohoto dokumentu se začaly objevovat mnohé nedostatky. V dokumentu chybí různé definice pojmů a popisy některých FHR prvků, což vede k široké variaci interpretací. Kromě FIGO doporučení bylo publikováno i několik dalších podobných doporučení různými národními organizacemi, například: National Institute of Clinical Excellence (NICE) (NICE, 2007), Royal College of Obstetricians and Gynaecologists (RCOG) (RCOG, 2001), American College of Obstetricians And Gynecologist (ACOG) (ACOG, 1995, 2000, 2009) a National Institute of Child Health and Human Development (NICHD) (NIH, 1997; Macones et al., 2008). Zmiňovaná doporučení jsou primárně zaměřená

na intrapartální monitorování.

První automatický systém vyhodnocování KTG záznamů uvedl (Dawes et al., 1982a,b) v roce 1982. Ve své práci se autoři zaměřili na algoritmy pro antepartální KTG analýzu, která by měla pomáhat predikovat fetální stav ze záznamů získaných z Dopplerovského ultrazvuku. Využitím vylepšené metody pro fitování bazální linie byli autoři schopni identifikovat změny v srdečním rytmu, což vedlo i k možnosti určit akcelerace a decelerace. Jejich implementované algoritmy jsou od té doby velice často klinicky nasazovány. Mimo to také byli inspirací mnoha vědeckých prací zabývajících se vývojem podobných automatických systémů.

Automatické systémy mají svůj počátek v potřebě kontinuálního monitorování rizikových těhotenství a průběhu porodu. V obou těchto případech může vzniknout potřeba existence automatického systému, který je schopný na základě KTG záznamu udělat potřebná rozhodnutí - ohodnocení stavu plodu, alarm aj. Automatický systém je také schopný asistovat během samotného porodu, kdy může určovat aktuální stav plodu. Od zveřejnění prvního systému v roce 1982 bylo do současnosti publikováno několik dalších systémů: System 8000 (Dawes et al., 1981) (později *sonicadFetalCare* (Dawes et al., 1996)), 2CTG2 systém (Magenes et al., 2007), NST-Expert (Alonso-Betanzos et al., 1995), CAFE (Guijarro-Berdinas and Alonso-Betanzos, 2002), SisPorto systém (Bernardes et al., 1991; de Campos et al., 2000, 2008) a K2 Medical System (Greene and Keith, 2002).

Většina současných automatických systémů je založena na dlouholetém výzkumu a na použití klinických doporučení či na vlastních vyvinutých postupech. Cílem této práce je využít existující FIGO doporučení, rozvinout je, a na jejich základě implementovat zdokonalené metody, které byly publikovány jinými vědeckými pracovníky v oblasti porodnictví. Z tohoto důvodu bylo implementováno a zanalyzováno mnoho metod tak, aby se docílilo optimálního řešení s respektem na nespecificky definovaná FIGO doporučení. Automatický rozhodovací proces byl implementován v programovacím jazyce a prostředí Matlab MathWorks (MATLAB, 2009).

Text této diplomové práce je strukturován následovně: První kapitola je tvořena úvodem pro uvedení do kontextu práce. Druhá kapitola je částí teoretickou a popisuje obecné údaje určené neobeznámeným čtenářům, jako potřebné minimum k pochopení práce a jejímu možnému využití. Současně druhá kapitola shrnuje i přehled aktuální problematiky a existující metody řešící dílčí problémy. Třetí kapitola je částí praktickou a má za úkol popis dat, a výběr dat na základě našeho indexu kvality. Dále pokrývá samotnou implementaci, popis řešených problémů a jednotlivé metody strukturované za sebou dle svého významu. Na konci praktické části jsou zmíněny dosažené výsledky, porovnání s expertem a diskuse nad aplikovanými postupy. Poslední čtvrtá kapitola tvoří závěrečné shrnutí práce.

Tato práce vznikla v návaznosti na moji činnost ve skupině BioDat Research Group, Gerstner Laboratory, České vysoké učení technické v Praze. Této práci předcházely následující publikace: (Zach et al., 2011, 2012; Spilka et al., 2012a, 2013).

Kapitola 2

Teoretická část

Teoretická část má za úkol podat čtenáři přehled o základních znalostech potřebných k pochopení práce. Tato kapitola zahrnuje část Porodnickovo minimum, kde jsou uvedeny fyziologické základy, dále obsahuje shrnutí o klinických doporučení a v poslední části rozebírá aktuální stav problematiky - přehled dostupných článků a jiné literatury.

2.1 Porodníkovo minimum

Tato část shrnuje všechny potřebné znalosti nutné k pochopení řešených problémů. Text této kapitoly vychází z obecně dostupných lékařských knih (Guyton and Hall, 2005; Čech et al., 2006; Sundström et al., 2000) a pokrývá potřebné základní minimum.

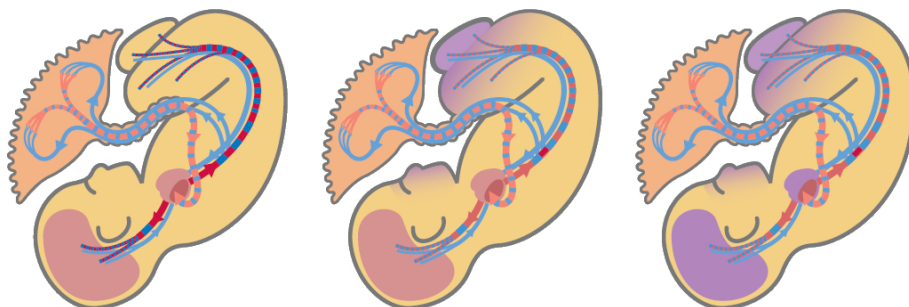
Čtenářům vyžadujícím detailnější popis doporučujeme anglicky psanou literaturu (Sundström et al., 2000), kde lze nalézt více podrobností a popisy doplněné o vysvětlující obrázky.

2.1.1 Fyziologie plodu

Vývoj plodu začíná embryem a celkově trvá kolem 40 týdnů. Během těchto týdnů jsou postupně vyvíjeny komplexní systémy, jako je nervový systém, respirační, cirkulační, trávicí a další. Fetální tlukot srdce začíná v 6. týdnu těhotenství a u zdravého jedince je počáteční srdeční frekvence mezi 90 a 110 tepy za minutu (bpm). Po několika dalších týdnech se tato frekvence dostává až ke 140 bpm.

Fetální srdce je regulováno skrze změny v autonomním nervovém systému a zajišťuje transport okysličené krve z placenty do plodu přes jednu umbilikální věnu, provádí výměnu v orgánech, a pumpuje odkysličenou krev zpátky do placenty dvěma umbilikálními arteriemi. V samotné placentě dochází k hlavní výměně krve mezi matkou a plodem. Placenta funguje podobně jako dospělé plíce, zajišťuje oxygenaci.

Plod může opakovaně trpět na nedostatek kyslíku, který se může vyvinout až v metabolickou acidózu. Nedostatek kyslíku bývá rozdělen do tří stupňů: hypoxémie, hypoxie, asfyxie. Hypoxémie je počáteční fáze, kdy začíná klesat saturace kyslíku ovlivňující arteriální krev, aniž by došlo k ovlivnění buněčných a orgánových funkcí. Hypoxie, jako druhý stupeň, způsobuje pokles obsahu kyslíku ovlivňující periferní tkáně při přerodělování krevního toku upřednostňujícím centrální orgány. Poslední stupeň, asfyxie, je nejkritičtější fází nedostatečné kyslíkové saturace, kdy je saturace natolik nízká, že nebezpečí selhání orgánů velice rychle vzrůstá. Energie je při asfyxii získávána z jater a myokardu.



Obrázek 2.1: Problémy s nedostatkem kyslíku, zleva: a) hypoxémie, b) hypoxie, c) asfyxie (Sundström et al., 2000).

Během těhotenství jsou některé mateřské problémy, jimž může být plod vystaven, považovány za riskantní, a které mohou plod během porodu ovlivnit. Tyto rizikové faktory mohou ovlivnit schopnost plodu vypořádat se se stresem, a proto jejich znalost může být velice důležitá. Běžně známými faktory jsou: preeklampsie, hypertenze, zkalená plodová voda, předčasný odtok plodové vody, gestační diabetes, diabetes mellitus, obezita matky, chorioamnionitida.

Po porodu dochází k vyšetření novorozence a určení jeho fyzické kondice. Další dodatečné informace zjištěné při vyšetření mohou pomoci včasné detekci novorozeneckých komplikací. Současně se využívají dvě metody vyšetření: Apgar skóre a acidobazická analýza.

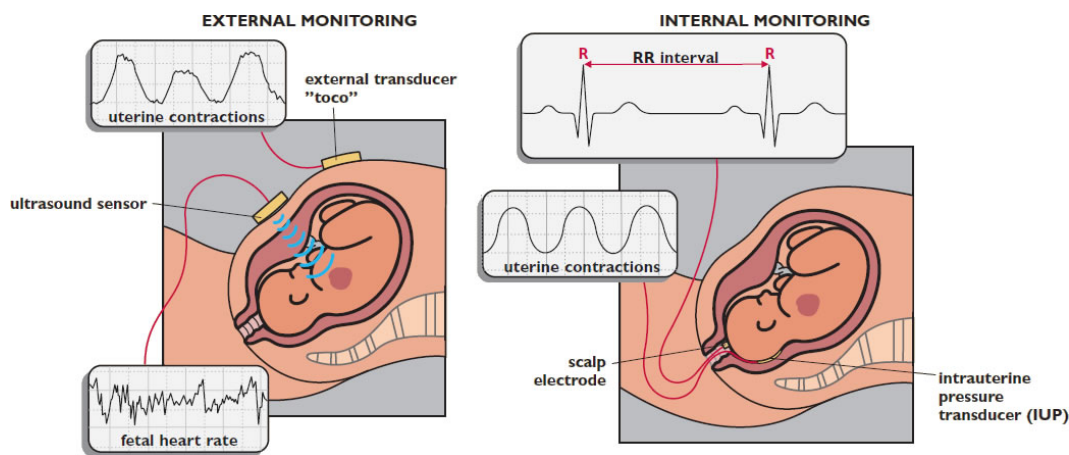
Apgar skóre bylo navrženo Virginíí Apgar v roce 1953 a od té doby se začalo rozšiřovat do klinické praxe. Tato metoda je založena na subjektivním zhodnocení několika parametrů (srdeční frekvence, dýchání, barva kůže, vnímání vzruchů a svalový tonus) během 1., 5. a 10. minuty věku novorozence. Ze zmíněných parametrů, z nichž má každý váhu 0 až 2 body, je pro každé hodnocení (1., 5. a 10. minuta)

zvlášť spočtena výsledná hodnota s maximem 10 bodů. Jedním z možných příčin nízkého Apgar skóre může být i asfyxie (Sundström et al., 2000).

Acidobazická analýza je založena na analýze vzorků odebraných okamžitě po porodu z vény a arterie pupeční šňůry. Pomocí analýzy je možný přímý odhad stupně metabolické acidózy. Kombinace hodnoty pH a obsahu oxidu uhličitého umožňuje zanalyzovat nedostatek bazí (base deficit = BD_{ecf}), což vyjadřuje nedostatek bazí v extracelulární tekutině. BD_{ecf} udává množství pufrů (bílkoviny, hydrogenuhličitany a hemoglobin) v krvi a tkáních, které je využíváno k vyrovnání vodíkových iontů, jenž způsobily pokles hodnoty pH. Dle několika publikací (Chung et al., 1995; Georgoulas et al., 2006; Salamalekis et al., 2002) a na základě doporučení od zkušených porodníků z 1. lékařské fakulty, Univerzita Karlova v Praze, hranice pro normální pH odpovídá 7.15, a hodnota BD_{ecf} leží mezi -2.5 a 12.0 mmol/l (Sundström et al., 2000; Westerhuis et al., 2007).

2.1.2 Kardiokografie

Kardiotokografie (KTG) v sobě kombinuje monitorování fetální srdeční frekvence (FHR) a děložního tlaku (TOCO). Kardiotokogram může být získán buď externí (neinvazivní) anebo interní (invazivní) metodou. Externí monitorování je prováděno pomocí Dopplerovského ultrazvuku s užitím autokorelačního procesu a externím snímačem pro TOCO. Interní monitorování naopak využívá elektrody umístěné na hlavičce plodu, což může být použito až po protržení membrán. V případě interního monitorování je výsledná FHR spočtena ze záznamu EKG a R-R intervalů. TOCO může být měřeno například pomocí snímače nitroděložního tlaku umístěného ve vagíně. Oba dva způsoby měření znázorňuje obr. 2.2.



Obrázek 2.2: Monitorování srdeční frekvence plodu a děložního tlaku, zleva: a) externí monitorování, b) interní monitorování (Sundström et al., 2000).

V průběhu těhotenství je možné provádět monitorování pomocí ultrazvuku a po protržení membrán použít ST-analýzu (STAN). Z obou je převážně užívána metoda externí s ultrazvukem, která ale má jisté problémy a omezení v porovnání s interní. Při externím monitoringu bývá problém ve správné lokalizaci plodu a zachycení srdečních pulsů. Z důvodu pohybu plodu či matky dochází ke ztrátě správného zaměření a tím ke ztrátě kontaktu. Následkem jsou objevující se artefakty v záznamech. Naproti tomu interní monitorování, které je tedy možné až po protržení membrán, využívá pevně umístěné elektrody na hlavičce plodu, popřípadě v oblasti hýždí. Uchycená elektroda přenáší kompletní elektrokardiogram bez vznikajícího zkreslení aplikováním autokorelační funkce, jenž se používá u externího monitoringu. Interním monitorováním je v porovnání s externím dosaženo lepší kvality záznamu a vyššího odstupu signál-šum.

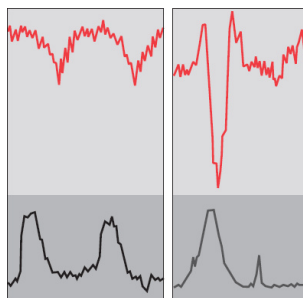
Bazální linie Základní linie srdeční frekvence je obvykle mezi 110 a 150 bpm na časovém intervalu 5 až 10 minut s absencí akcelerací a decelerací. Bazální linie nad 150 bpm značí tachykardii a linie pod

110 bpm bradykardii.

Variabilita srdeční frekvence se vyznačuje oscilací srdeční frekvence kolem bazální linie, čímž zobrazuje variaci mezi jednotlivými úderý srdce. Variabilita je v normálním případě mezi 5 a 25 bpm, a poskytuje informaci o schopnosti centrální nervové soustavy monitorovat a dle potřeby přizpůsobovat kardiovaskulární systém. Ve variabilitě existuje několik specifických vzorů. V případech, kdy variabilita převyšuje 25 bpm, se jedná o vzor se změnou ve skocích (saltatory). Dalším vzorem je úplná ztráta variability (preterminal). Tento vzor je naprosto abnormální a může znamenat problém s regulací oběhu. Krom těchto vzorů ještě existuje vzor sinusový. Tento vzor je charakteristický periodickými posuvy srdeční frekvence s chybějícími variacemi mezi jednotlivými úderý a bez známek akcelerací. Je podobný průběhu sinusové funkce a může značit poškození mozky či možnou asfyxii.

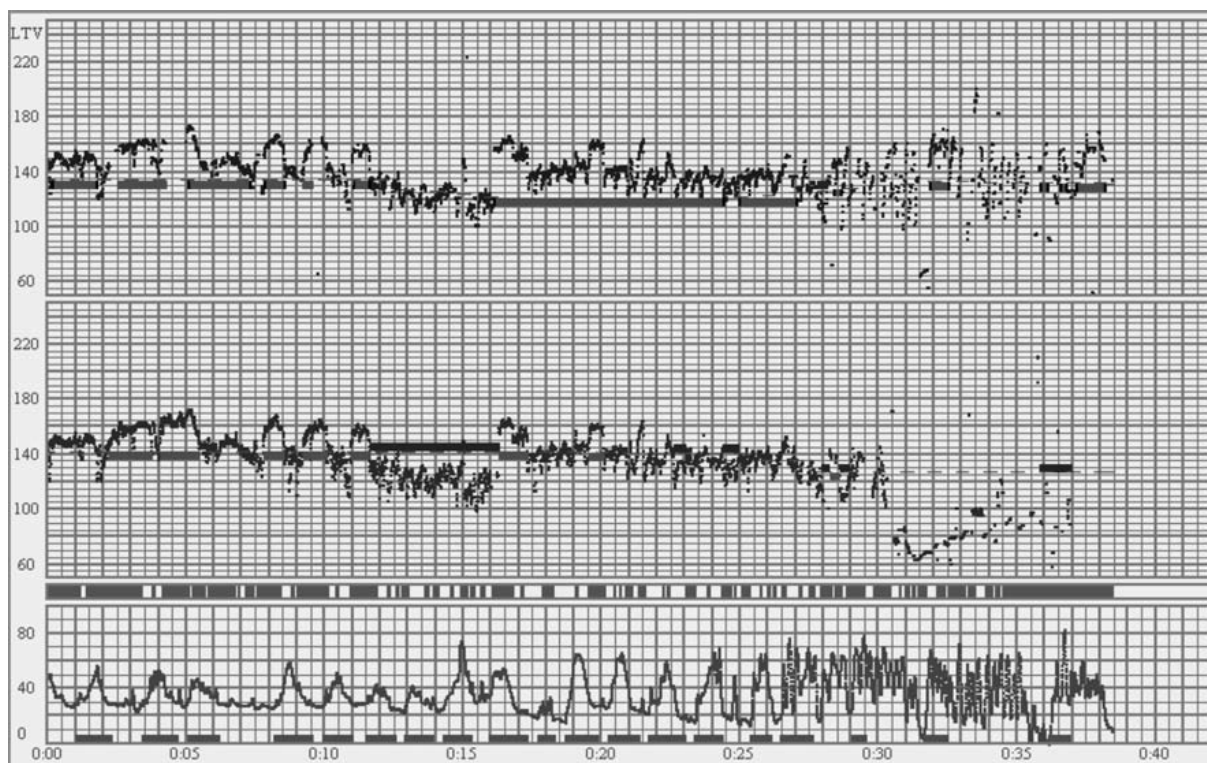
Akcelerace indikují pohyby plodu, stimulace a jsou spojovány i se zdravím plodu. Akcelerace jsou známkou normálního okysličení. V záznamech se projevují nárůstem srdeční frekvence o více než 15 bpm po dobu nejméně 15-ti sekund. Obvyklý výskyt akcelerací činí nejméně dvě během 20 minut.

Decelerace jsou definovány jako pokles srdeční frekvence o více než 15 bpm po dobu 10-ti sekund a více. Decelerace mají spojení s děložní aktivitou a objevují se ve dvou vzorech: uniformní a variabilní. Uniformní decelerace jsou podobného tvaru ve všech svých výskytech. Naopak variabilní decelerace se mohou jedna od druhé lišit. Uniformní decelerace jsou dále v závislosti na kontrakcích rozděleny na rané a pozdní dle času svého výskytu. Raná decelerace začíná ještě před tím, než odpovídající kontrakce dosáhne svého maxima. V těchto případech není problém, aby se plod s ranými deceleracemi dokázal vyrovnat. Pozdní decelerace jsou takové, kdy kontrakce a decelerace nemají společný počátek. Ty jsou spojovány s hypoxií. Variabilní decelerace jsou charakteristické časem svého trvání a jsou také rozděleny na dvě skupiny: nekomplikované a komplikované. Nekomplikované variabilní decelerace jsou charakteristické dobou trvání do 60-ti sekund. Na rozdíl od nekomplikovaných decelerací komplikované přesahují svou dobou trvání 60 sekund a jsou spojené s rizikem, že plod trpí hypoxií.



Obrázek 2.3: Uniformní a variabilní decelerace, zleva: a) uniformní (vzájemně podobné), b) variabilní (větší pokles FHR oproti uniformním) (Sundström et al., 2000).

TOCO Tokografie je technický prostředek určený k zaznamenávání děložních kontrakcí děložního hladkého svalstva. Měření je obvykle prováděno pomocí externího senzoru těsně před a během porodu - intrapartální monitorování. Kontrakce jsou plynulé nárůsty a poklesy, jsou podobné Gaussově křivce dělající kopečkovitý průběh, a nemají exaktní jednotku. Při měření se používá takzvaná Montevideiská jednotka, kterou roku 1949 vytvořil Roberto Caldeyro-Barcia a Hermogenes Alvarez z Montevidea, Uruguay. Definice Montevideiské jednotky je: Průměrná hodnota intenzit všech kontrakcí vynásobená frekvencí výskytu kontrakcí v 10-ti minutové periodě (Zimmer et al., 1998; Bakker et al., 2007). Hodnota TOCO je obecně v rozsahu 0 až 100. Externí monitorování užívá externího snímače umístěného na břicho matky. Nitroděložní tlak v případě interního monitorování může být získáván například pomocí interní elektrody umístěné ve vagíně. V počátcích první fáze porodu by frekvence kontrakcí měla být dvě až tři každých 10 minut a čtyři až pět kontrakcí na konci první fáze.



Obrázek 2.4: Záznam srdeční frekvence plodu (externí a interní monitorování) a děložního tlaku; v horní části je průběh zaznamenaný externí ultrazvukovou sondou s využitím Dopplerovy metody; ve střední části se nachází průběh zaznamenávaný elektrodou na hlavičce plodu; v dolní části je průběh děložního tlaku s podbarvenými kontrakcemi; v FHR záznamu jsou světle šedou barvou podbarveny akcelerace a tmavě šedou decelerace (Bernardes and Ayres-De-Campos, 2010).

ST Analýza fetálního elektrokardiogramu byla v klinické praxi poprvé uvedena společností Neoventa Medical, Moelndal, Švédsko, v roce 1993. ST Analýza (ST Analysis), také známa jako STAN, umožňuje nepřetržitou kompletní analýzu EKG křivky, kde se detekují morfologické změny ve fetální vlnové EKG křivce. ST Analýza pracuje s veškerými dodatečnými informacemi ohledně fyzického stavu plodu a automaticky detekuje různé vzory či upozorňuje na možné známky hypoxie plodu (Neoventa, 2000; Rosén et al., 2004).

Artefakty jsou přítomny téměř ve všech záznamech. Jejich nejčastějším zdrojem je Dopplerovského ultrazvuk. Artefakty se detekují v závislosti na stabilních segmentech. Stabilní segment může být definován jako segment, kde rozdíl mezi pěti bezprostředně za sebou jdoucími hodnotami je menší než 10 bpm (Georgoulas et al., 2007). Artefakty velice často ztěžují proces hodnocení.

Výskyt artefaktů je způsobený především nahrávací technikou. Artefakty mohou například vznikat jako důsledek pohybu matky nebo plodu, kdy se v záznamech objevují chybějící hodnoty anebo velice rychlé nefyziologické změny.

Další typ artefaktů se může objevit při špatné lokalizaci plodu, kdy namísto srdeční frekvence plodu dochází k nahrávání srdeční frekvence matky. Takový záznam je charakteristický nižší tepovou frekvencí na stabilní hladině.

2.2 Klinická doporučení pro hodnocení KTG

V současné době existuje celosvětově mnoho postupů a doporučení pro hodnocení KTG plodu. Každá země má přijatá jiná doporučení, podle kterých se řídí, a na jejichž základě tamní porodníci vyhodnocují zdravotní stav plodu. V České republice byla zákonem přijatá široce užívaná FIGO doporučení. Z toho důvodu jsme se zaměřili na jejich použití, a proto si je i podrobněji rozebereme.

FIGO guidelines (doporučení) byly zveřejněny roku 1986 FIGO (International Federation of Gynecology and Obstetrics) podvýborem na standardy v oblasti perinatální medicíny. FIGO doporučení vznikly na základě vydaného dokumentu "*Guidelines for the use of Fetal Monitoring*." (FIGO, 1986). Tyto doporučení se staly světově důležitým a rozšířeným dokumentem v oblasti monitorování FHR, protože stanovují základní termíny, parametry, techniky a interpretace. Na jejich základě vzniklo i velké množství publikací a mnoho států je i převzalo za obecně užívané postupy, mnohdy v doplnění s dalšími dokumenty. Jejich nevýhodou je neúplně přesná či spíše strohá definice některých pojmů, což způsobuje širokou variaci při interpretaci (FIGO, 1986, 1995; de Campos and Bernardes, 2010).

2.2.1 Definice pojmů

FIGO doporučení definují některé základní pojmy, jako jsou bazální linie, decelerace, akcelerace aj., ale i hodnocení stavu plodu (normální, suspektní a patologický) na základě zjištěných parametrů, přičemž se rozlišují záznamy ante- a intrapartální. Definice jsou popsány na základě (FIGO, 1986).

Bazální linie srdeční frekvence plodu odpovídá střední hodnotě FHR se stabilním průběhem, bez akcelerací a decelerací. Určuje se na intervalu 5 nebo 10 minut v jednotkách bpm.

- **Normální** je mezi 110 a 150 bpm.
- **Bradykardie** je pod 80 bpm.

Variabilita U plodu z fyziologického hlediska dochází mezi jednotlivými měřenými údery srdce ke změnám v rychlosti v jednotkách bpm. Pokud se jedná o různě malé změny, tak se jedná o *krátkodobou variabilitu*. Pokud dochází k periodicitě ve velikosti a směru těchto změn, tak vznikají oscilace FHR kolem své střední hodnoty. Takové oscilace se nazývají *dlouhodobou variabilitou*.

Krátkodobou variabilitu je obecně problém v FHR záznamech určit, protože se zakrývá za variabilitu dlouhodobou a tím její odhalení pouhým okem a se základním vybavením není možné. I z toho důvodu se v klinické praxi ujalo takové označení, že jednoduchý název variabilita označuje variabilitu dlouhodobou.

Dlouhodobá variabilita je charakteristická svojí frekvencí a amplitudou oscilací. Ačkoliv by mohla být frekvence důležitá, je její správné určení obtížné. Proto se obvykle k popisu variability používá pouze amplituda oscilací kolem bazální linie srdeční frekvence.

- **Normální** variabilita je mezi 5 a 25 bpm.
- **Redukovaná** variabilita je pod 5 bpm po dobu 40-ti minut a více (suspektní pokud je variabilita 5 až 10 bpm po dobu delší než 40 minut).
- **Zvýšená** variabilita je nad 25 bpm.

Akcelerace se značí dočasným nárůstem srdeční frekvence o nejméně 15 bpm s trváním 15 sekund a dále.

Decelerace se vyznačuje dočasným zpomalením srdeční frekvence o nejméně 15 bpm pod úroveň bazální linie s trváním 10 sekund a více.

Sinusový vzor je charakteristický opakovanými cyklickými změnami v FHR a je podobný sinusovému průběhu. Musí splňovat následující parametry: Frekvence je menší než 6 cyklů za minutu, amplituda má nejméně 10 bpm, doba trvání je 20 minut a déle.

2.2.2 Klasifikace ante- a intrapartálního FHR záznamu

Jak již bylo řečeno, FIGO doporučení, krom základních pojmů, stanovují i hodnocení záznamu na základě zjištěných parametrů a na základě rozlišení na ante- a intrapartální záznamy. Parametry pro hodnocení ukazují tabulky 2.1 a 2.2.

Tabulka 2.1: Klasifikace antepartálního FHR.

Klasifikace	Bazální linie	Variabilita	Akcelerace / Decelerace
Normální	110-150 bpm	5-25 bpm	2 a více akcelerací/10 minut, žádné nebo velmi krátké decelerace
Suspektní	150-170 bpm, 100-110 bpm	5-10 bpm za více než 40 minut, > 25 bpm	žádné akcelerace/(> 40) minut, sporadické decelerace různého typu
Patologický	< 100 bpm, > 170 bpm, sinusový vzor	< 5 bpm za více než 40 minut, > 25 bpm	periodicky opakující se decelerace, sporadické neopakující se decelerace, prodloužené nebo pozdní decelerace

Tabulka 2.2: Klasifikace intrapartálního FHR.

Klasifikace	Bazální linie	Variabilita	Akcelerace / Decelerace
Normální	110-150 bpm	5-25 bpm	-
Suspektní	150-170 bpm, 100-110 bpm	5-10 bpm za více než 40 minut, > 25 bpm	variabilní decelerace
Patologický	< 100 bpm, > 170 bpm, sinusový vzor	< 5 bpm za více než 40 minut	variabilní decelerace, rané nebo prodloužené decelerace, pozdní decelerace

Při udělování závěru (klasifikace záznamu FHR) se u tabulek 2.1, 2.2 postupuje odzadu: Patologický $\Rightarrow$ Suspektní $\Rightarrow$ Normální. Přičemž u klasifikace patologický a suspektní postačuje, aby platila alespoň jedna z vypsanych podmínek, kdežto pro normální záznam musí platit všechny podmínky. Pokud dojde ke splnění některé z podmínek u klasifikace patologický, záznam je patologický. Pokud není patologický, kontrolují se podmínky pro suspektní záznam, jestliže není alespoň jedna podmínka splněna, tak se kontrolují podmínky pro normální záznam.

2.3 Aktuální stav problematiky

Do současnosti bylo publikováno mnoho článků z různých pracovišť a výzkumných center po celém světě. Některé z publikovaných metod se uchytily, jiné zůstaly v podvědomí, či se vůbec nepoužívají. Publikace a použité metody musí především odpovídat různým požadavkům a očekáváním jednotlivých porodníků. I tak je vývoj automatického hodnotícího systému i nadále jednou z výzev nemalému počtu výzkumníků na celém světě. Použití jednotlivých metod je také závislé na zemi svého vzniku, kam byla určitá metoda či postup směřován. Cílem této části je shrnout ty nejzajímavější a teoreticky použitelné publikované metody. V této kapitole se nachází i metody, které jsou více rozvedeny, protože jsme jich využili při vypracovávání automatického systému.

Při zpracování KTG záznamu se musí postupovat po krocích. V první řadě je důležité předzpracování záznamu, které by vždy mělo předcházet samotné analýze. Pro určení akcelerací a decelerací je nutné, aby byla prvně odhadnuta bazální linie, a na jejím základě určit jednotlivé změny či výchyly. Základem pro zpracování se staly již zmiňované FIGO doporučení (FIGO, 1986), v části 2.2. Na jejich základě je postavena většina algoritmů klasifikujících plod. Jako první s automatickým systémem odhadujícím baseline, a na základě jejího odhadu i s určením akcelerací a decelerací, přišel (Dawes et al., 1982a,b). Většina hodnocení je založena na analýze a hodnocení KTG dat - průběh fetální srdeční frekvence a děložní aktivity. Kardiotokogram je pro lékaře výhodný v tom, že má přehled jak o kondici plodu, tak i o průběhu porodu vzhledem ke kontrakcím.

2.3.1 Analýza srdeční frekvence plodu

Fyziologický záznam srdeční frekvence plodu (známý jako FHR) lékaři poskytuje dostatečnou informaci pro to, aby byl schopný určit fyzickou kondici plodu. FHR je obvykle zaznamenáváno na frekvenci 4 Hz, i když se již objevily i jiné hodnoty vzorkovací frekvence, nicméně ty skončily neúspěšně. Například o frekvenci 0.5 Hz pojednává článek (Chang et al., 1995), ve kterém došli k závěru, že zmiňovaná frekvence by mohla sloužit k monitorování plodu a analýze signálu téměř v reálném čase. (Bernardes and Garrido, 1995) na tento článek kriticky zareagovali ve smyslu, že nižší vzorkovací frekvence potlačuje viditelnost a měřitelnost variability. Navíc se jedná pouze o "skoro" měření v reálném čase. Krom pokusů se snižující se vzorkovací frekvencí bylo publikováno i několik jiných článků, kde se popisovalo použití frekvence vyšší. (Singh et al., 2004) popisují použití frekvence 8 Hz, ale bohužel bez nalezení výraznější výhody (Singh et al., 2004).

Předzpracování

Problémem u každého předzpracování jsou chybějící hodnoty. V intrapartálních záznamech se jich může objevit mezi 20-40% (Struzik, 2001). V případech, kdy již chybí více jak 20%, nemá další analýza smysl, protože by tak bylo analyzováno mnoho částí bez FHR (Krupa et al., 2009). Chybějící hodnoty mezi vzorky je možno interpolovat (Georgoulas et al., 2006; de Campos et al., 2000) anebo ponechat signál s prázdnými místy (Krupa et al., 2009). V případě interpolace se interpolují i místa s výskytem artefaktů. Dle (Georgoulas et al., 2006) je artefakt interpolován tehdy, kdy nějaké dva bezprostředně za sebou jdoucí vzorky přesáhnou rozdíl 25 bpm. V takovém případě se provede interpolace mezi prvním vzorkem z této dvojice a vzorkem z pěti stabilních vzorků. Pětice stabilních vzorků je pět vzorků s rozdílem mezi za sebou jdoucími vzorky menším než 10 bpm. Další zajímavý způsob vypořádání se s chybějícími daty a artefakty přinesl článek od (Bassil et al., 1992), kde se využívá LMS adaptivního filtru s dopřednou a zpětnou predikcí a korekcí (FBPC) chybných hodnot. Tato metoda přinesla potenciálně slibné výsledky u signálů s nízkou kvalitou. (Peters et al., 2008) popisuje vliv odstranění některých artefaktů na odhad spektra signálu, a dále popisuje nízkofrekvenční a vysokofrekvenční rozsah a jejich rozdíly.

Bazální linie

Odhad bazální linie hraje nejdůležitější roli při hodnocení FHR záznamu i celkového KTG plodu, protože na základě tohoto odhadu jsou dále určovány decelerace a popřípadě akcelerace. S prvním odhadem přišel (Dawes et al., 1982a), který doporučil určitý postup a dále ze záznamu extrahoval akcelerace a decelerace. (de Campos et al., 2004) popisuje rozdíl při odhadu bazální linie odborníky a laiky na základě rozdělení do 3 skupin: *Laici s doporučeními* od (de Campos et al., 2004) pro hodnocení bazální linie, *zkušené lékaři* a *laici s FIGO doporučeními*. Na základě výsledků vyhodnotili vlastní doporučené postupy jako vhodnější. (de Campos and Bernardes, 2004) porovnávají výsledky mezi třemi experty, kteří odhadují bazální linii na stejných záznamech, vůči počítačovému softwaru SisPorto 2.01 odhadujícímu bazální linii na stejných záznamech jako experti (de Campos and Bernardes, 2004). V závěru tento software dosáhl velice shodných výsledků s lékaři, ale s určitým rozdílem u intra- a antepartálních záznamů. Dále můžeme zmínit odhad bazální linie pomocí filtrů (Taylor et al., 2000; Pardey et al., 2002) či pomocí histogramu (Pardey et al., 2002; Jimenez et al., 2002; Georgieva et al., 2011) a další jiné postupy (Mantel et al., 1990b; Mongelli et al., 1997; Kupka et al., 2006). Z nich například (Kupka et al., 2006) popisuje testování odhadu bazální linie na základě statistického modelu.

Z těchto metod bychom měli zmínit následující: (Taylor et al., 2000; Pardey et al., 2002; Jimenez et al., 2002; Georgieva et al., 2011). Na tyto zmiňované metody jsme se rozhodli soustředit více naší pozornosti, protože buď měly nové myšlenky s něčím novým, neobvyklým anebo znatelně rozvinuly již existující postupy.

(Taylor et al., 2000) Zajímavý přístup k odhadu jak bazální linie, tak i decelerací a akcelerací. Tento článek popisuje postup několikanásobného použití filtrů na různých zlomových frekvencích. Popisovaná procedura se skládá ze tří hlavních kroků: Interpolace chybných dat, detekce bazální linie FHR a analýzy signálu. V našem případě nás zajímá především detekce bazální linie FHR. Interpolace a předzpracování probíhá stejně jako v námi popsané části 3.2.2, kde výsledek interpolace zobrazuje obr. 3.5.

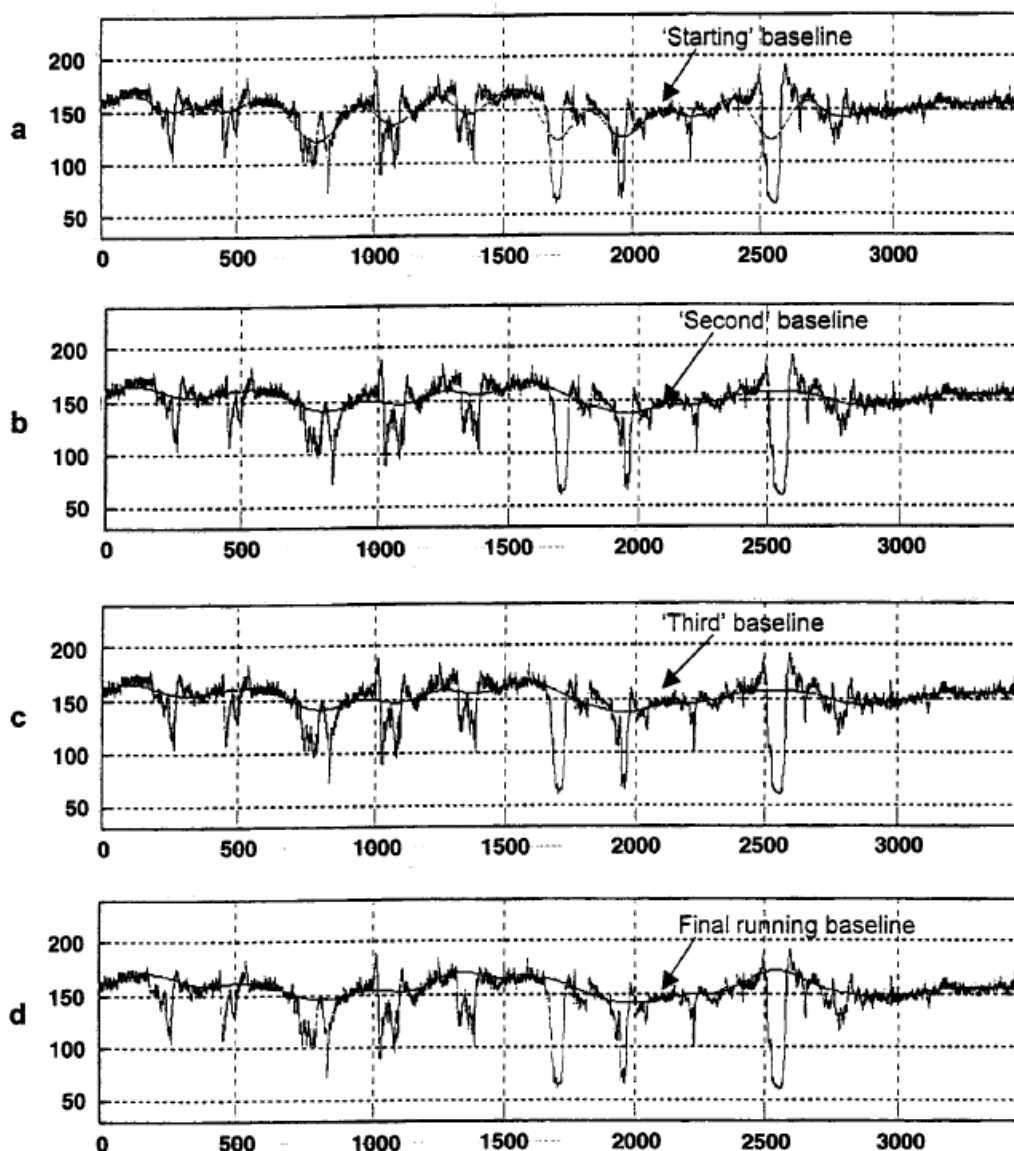
Odhad bazální linie se skládá ze tří fází. Počáteční linie se určí Butterworthovým filtrem 3. řádu s nulovou fází na frekvenci 0.008 Hz , dolní propust. Po filtraci vždy následuje proces, kdy je na základě stanového prahu oříznut původní signál vůči filtrovanému a interpolován. Takto oříznutý signál je použit při následné další filtraci. Odříznuté části tvoří ve výsledném signálu akcelerace a decelerace. Práh začíná na hodnotě $\pm 5\text{ bpm}$ pro provedení první a druhé iterace po stanovení počáteční linie, potom je ve třetí iteraci 10 bpm nad linii a 5 bpm pod ní. Po odstranění hodnot mimo první práh se provede druhá filtrace stejným filtrem, ale na frekvenci 0.006 Hz . Následně se opakuje oříznutí mimo práh, interpolace a opět filtrace. Pro lepší pochopení je zde obr. 2.5, který nabízí pohled na postupné vytváření bazální linie.

(Pardey et al., 2002) Zde zmiňovaný článek popisuje systém hodnocení záznamu *Sonicaid FetalCare* vyvinutý na univerzitě v Oxfordu, Velká Británie. Rozebrán zde bude pouze odhad bazální linie FHR záznamu. Tato metoda podobně jako (Taylor et al., 2000) používá pro odhad bazální linie filtrů s dolní propustí. Metoda spočívá v určení frekvenčního rozdělení ze zprůměrovaných intervalů (mezi epochami dlouhými 3.75 s) a skenování rozdělení zprava doleva (od nejmenšího FHR k největšímu), dokud v rozdělení nedojde k nalezení vrcholu splňujícího několik podmínek:

1. Nejméně 12.5% rozdělení leží vpravo od nalezeného vrcholu.
2. Vrchol převyšuje 5 vlevo sousedících hodnot.
3. Vrchol má hodnotu alespoň 0.5% z maximálního počtu hodnot v rozdělení nebo se nalezený vrchol liší od nejvyššího vrcholu o méně než 30 milisekund.

Pokud jsou podmínky splněny, tak došlo k nalezení vrcholu. Pokud splněny nejsou, tak je za vrchol považován nejvyšší vrchol v rozdělení. Od hodnoty vrcholu se stanoví interval zahrnující $\pm 60\text{ milisekund}$. Po vytvoření intervalu se provede výběr dat z původního signálu dle nalezeného intervalu a provede se filtrace dolní propustí. Možný výsledek tohoto odhadu je na obr. 2.6.

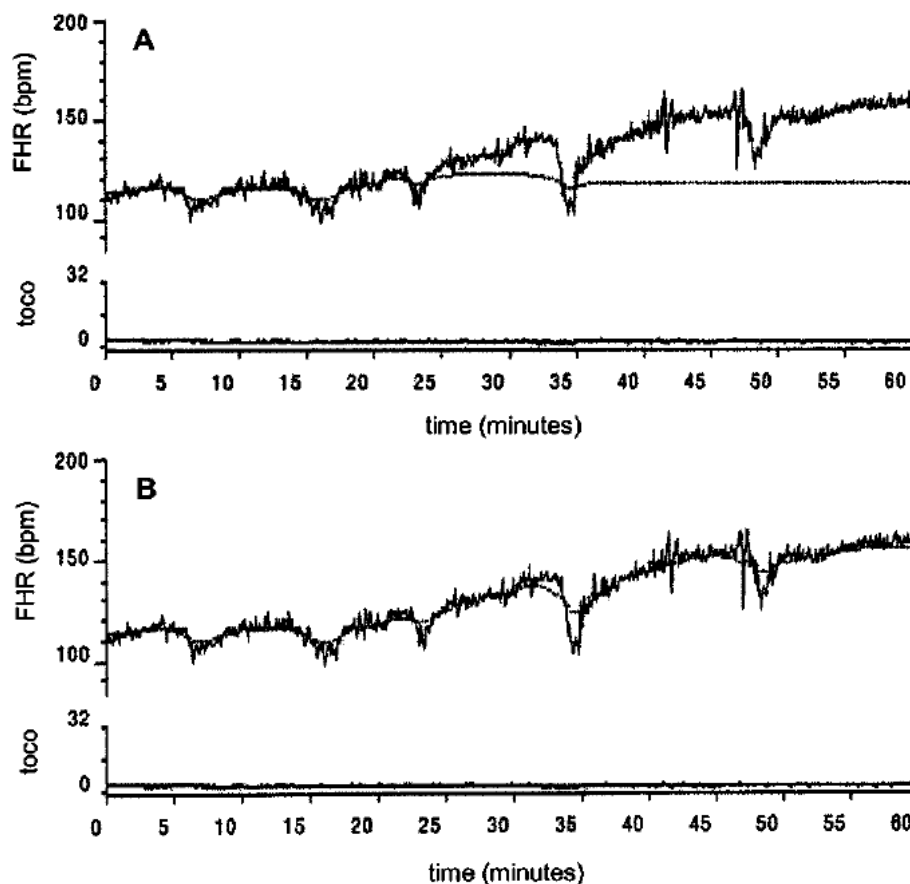
(Jimenez et al., 2002) Metoda se skládá ze tří hlavních kroků viz obr. 2.7. Prvním krokem je vyhlazení celého záznamu klouzavým průměrem s *Hanning* oknem a 27 vzorky. Druhým krokem je odstranění



Obrázek 2.5: Odhad bazální linie podle Taylora a kol.: a) počáteční linie po filtraci na 0.008 Hz , b) druhá linie po odřezání částí $\pm 5\text{ bpm}$, interpolaci a filtraci na 0.006 Hz , c) třetí linie po odřezání částí $\pm 5\text{ bpm}$, interpolaci a filtraci na 0.006 Hz , d) finální bazální linie po odřezání částí 10 bpm nad linií a 5 bpm pod ní a interpolaci (Taylor et al., 2000).

prudkých a náhlých změn první derivací FHR (dFHR) a pomocí časových prahů. Všechny hodnoty dFHR přesahující $\pm 1\text{ bpm}$ jsou odstraněny a zbylé hodnoty s úseky (tzn. všechny vzorky za sebou) dlouhými alespoň 15 s jsou zprůměrovány (μ). Následně je určen možný interval pro bazální linii jako $\mu \pm 10\text{ bpm}$. Jako třetí krok se všechny zachovalé (stabilní) úseky podrobí kubické spline interpolaci, vynechaná místa mezi stabilními úseky se interpolují lineárně. Výsledná bazální linie se získá po filtraci dolní propustí s nulovou fází 3. řádu na frekvenci 0.033 Hz .

(Georgieva et al., 2011) Tato automatická metoda využívá měření stability FHR na 15-ti minutovém okně, kde je odhad stability založen na odhadu hustoty jádra (Kernel Density Estimate $\rightarrow$ KDE). KDE zjednodušeně představuje vyhlazený histogram přes dané okno, kde míru vyhlazení obecně určuje parametr h (šířka pásma). Pro určení stability signálu byl vyvinut tzv. index stability signálu (Signal Stability Index $\rightarrow$ SSI), což je maximální hodnota hustoty v daném 15-ti minutovém okně. Z toho vyplývá, že



Obrázek 2.6: Odhad bazální linie podle Pardey a kol.: A) bazální linie získaná z intervalu ± 60 milisekund, B) bazální linie s nastaveným vyšším intervalem (Pardey et al., 2002).

stabilnější signál má užší KDE a vyšší SSI. Naopak méně stabilní signál má malé SSI. Na základě těchto specifikací byla stabilita rozdělena na tři možné stavy: stabilní, na mezi stability a nestabilní. Přičemž parametr h je počítán samostatně pro každé okno na základě mediánových hodnot a rozptylu. Pro stabilní segmenty byl určen práh $T_{SSI} = 0.022$ a $T_{MEV} = 70$ bpm, kde MEV označuje minimální hodnotu FHR v hodnoceném okně.

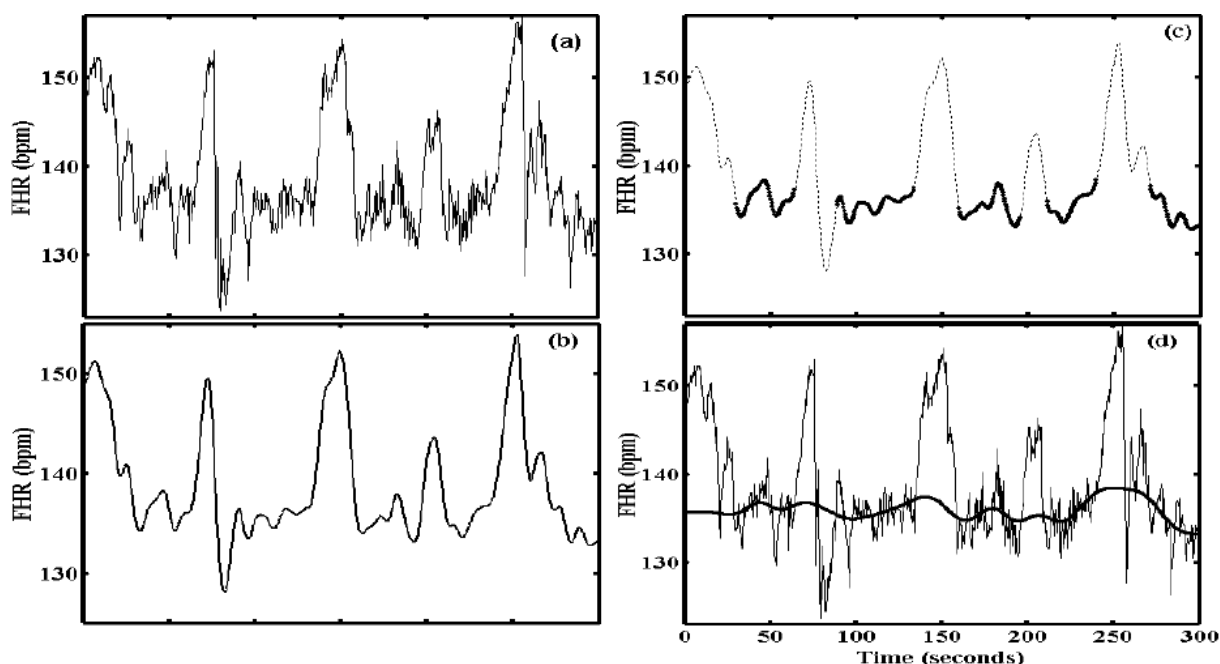
Příklady odhadu stability je možné vidět na obr. 2.8. Klasifikace včetně prahů s porovnáním s experty je zobrazena na obr. 2.9, kde jsou jednak vidět prahy, ale i shoda jednoho, dvou či tří expertů s navrženým systémem OxSys.

Ze zobrazené shody mezi experty na obr. 2.9 je patrné, že práh pro stabilní segmenty je stanoven na rozhraní, kde začalo docházelo k menší shodě expertů s navrhovaným systémem.

Akcelpace a decelerace

Detekce akcelrací a decelerací je popsána v mnoha člancích, ale vždy se víceméně drží FIGO doporučeních (FIGO, 1986). Jelikož je detekce možná až po odhadu bazální linie, tak například (Pardey et al., 2002) krom odhadu bazální linie řeší rovnou i detekci akcelrací a decelerací, stejně tak i (Mantel et al., 1990a) a další. Nicméně s první detekcí přišel (Dawes et al., 1982a), který určoval bazální linii proto, aby byl schopný detekce akcelrací a decelerací. Další popisovaná metoda (Taylor et al., 2000) akcelpace a decelerace detekuje postupně při svém zpracovávání - mezi jednotlivými filtracemi.

Důležitý je především odhad decelerací, protože ty mnohem více vypovídají o zdravotním stavu plodu a navíc se při intrapartálním monitorování pojí s kontrakcemi v záznamu TOCO.



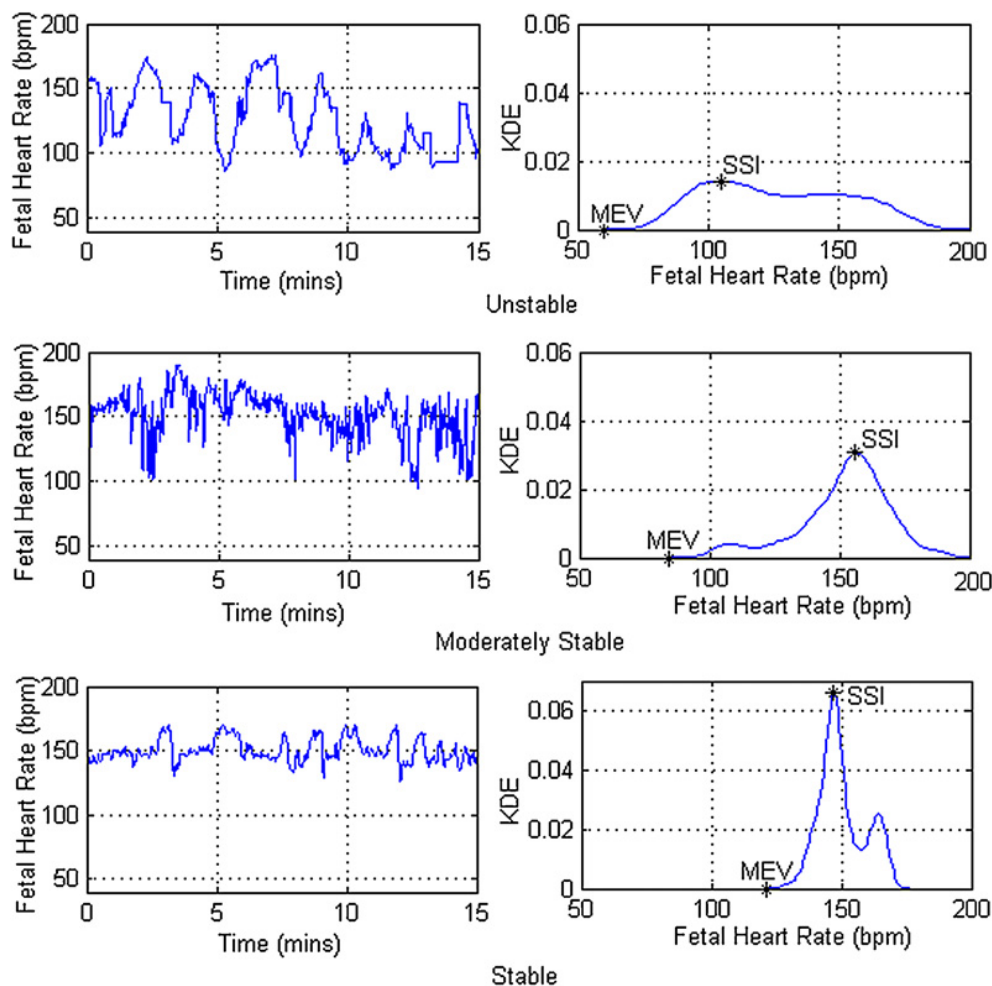
Obrázek 2.7: Odhad bazální linie podle Jiménez a kol.: a) originální signál, b) vyhlazený signál, c) odlišení stabilních úseků (tmavé čáry) a rychle se měnících hodnot (světlé čáry), d) původní signál proložený bazální linií po kubické spline interpolaci, lineární interpolaci mezi stabilními úseky a konečné filtraci (Jimenez et al., 2002).

Automatická analýza FHR

Celostvý samostatně pracující systém, který zpracovává FHR signál na základě výše popsaných postupů, můžeme označit za automatickou analýzu FHR. Předností této analýzy je automaticčnost. Ta je zajištěna již předem definovanými postupy a vznikla z potřeby kontinuálního monitorování rizikových těhotenství a průběhu porodu. Automaticky pracující systém využívá buď pouze FHR signálu anebo kompletní KTG (FHR + TOCO). Na základě těchto záznamů je automatický systém schopen učinit patřičná oznámení týkající se stavu plodu. Takové systémy jsou schopné asistovat porodníkovi, porodnímu asistentovi či jiné kompetentní osobě.

První systémy analýzy KTG vycházeli z klinických doporučení FIGO (FIGO, 1986). Analýza je založena na vyhodnocování makroskopických morfologických změn v KTG. (Mantel et al., 1990a,b) rozvinul jeden z prvních iteračních postupů pro získání bazální linie, akcelerací a decelerací. Následně (Bernardes et al., 1991) vylepšil odhady morfologických změn. Postupem času uvedené přístupy začaly vyústit v rozvoj automatických systémů.

V průběhu let od uvedení systému *System 8000* (Dawes et al., 1982a) došlo k vývoji dalších systémů. Například samotný *System 8000* se vyvinul v *sonicadFetalCare* (Dawes et al., 1996). Mezi ty známější patří *SisPorto*, dnes již *SisPorto 3.**, který je vyvíjen od roku 1990 v Portugalsku (Bernardes et al., 1991; de Campos et al., 2000, 2008). *SisPorto* má velkou výhodu ve vysokém počtu testovaných těhotenství. Dalšími systémy jsou: *NST-Expert* je zaměřený na riziková těhotenství a je založený na datech z neinvazivního monitorování. Sám dokáže analyzovat problém s návrhem možné léčby (Alonso-Betanzos et al., 1995). *CAFE* systém také využívá data z neinvazivního monitorování a je nástupcem *NST-Expert* systému (Guijarro-Berdinas and Alonso-Betanzos, 2002). Dalším systémem je *K2 Medical System* (Greene and Keith, 2002). Ten je vyvíjen ve Velké Británii a je charakteristický svým použitím. Jedná se o distribuovaný systém s centrální jednotkou a se samostatnými jednotkami umístěnými u postelí ke sběru dat. Zřejmě posledním systémem, jenž nesmíme opomenout, je *2CTG2* systém (Magenes et al., 2007), který se vyvinul z prací (Magenes et al., 2000, 2003; Signorini et al., 2003).



Obrázek 2.8: Odhad stabilních segmentů podle Georgieva a kol.; shora dolů: a) nestabilní segment, b) segment na mezi stability, c) nestabilní segment. Vlevo: klasifikovaný segment signálu (vzorkovací frekvence 4 Hz, 15-ti minutové okno); vpravo: výsledné KDE se zobrazenou hodnotou pozice SSI a minimální FHR hodnotou MEV (Georgieva et al., 2011).

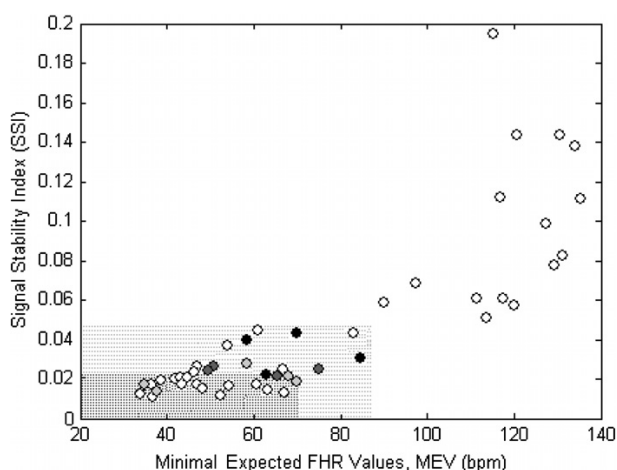
2.3.2 Tokografie

Tokogram (TOCO), ačkoli není součástí klinických doporučení FIGO, je součástí KTG monitorování v případech intrapartálního záznamu. TOCO je vedle FHR další významnou informací, která pomáhá při rozhodování. S kontrakcemi nacházejícími se v záznamu TOCO bývají spojeny decelerace v FHR záznamu. Vzájemným porovnáním obou záznamů lze přesněji rozhodnout, kdy je nutné začít s nějakým zákrokem a kdy je vše v pořádku.

Pro analýzu FHR signálu bylo již publikováno mnoho metod, ale pro TOCO analýzu jich bohužel tolik není. (Cazares et al., 2001) popisuje postup odhadu kvality TOCO záznamu na základě autoregresivního (AR) modelu. Výsledky odhadu jsou porovnávány s experty. Co se týká detekce kontrakcí, tak existuje publikovaný článek se zajímavým postupem (Georgieva et al., 2009). Popisovaná metoda je součástí automatického systému OxSys a dosahuje uspokojivých výsledků.

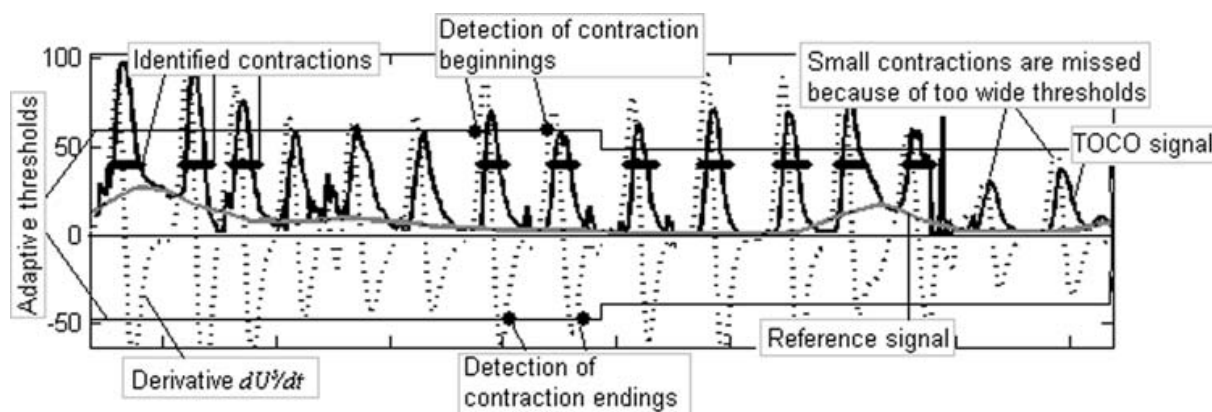
(Georgieva et al., 2009; Cazares, 2002) Postup detekce kontrakcí je v článku (Georgieva et al., 2009) strukturován do několika částí, kde se první část zabývá hodnocením kvality signálu a stanovením prahů pro zařazení. Použité TOCO záznamy jsou vzorkovány frekvencí 2 Hz. Jednou z dalších částí je samotná implementace, která vychází z disertační práce (Cazares, 2002).

Derivace (dTOCO) signálu TOCO se provádí na oknech délky 27 min. Negativní a pozitivní práh



Obrázek 2.9: Klasifikace stability podle Georgieva a kol. (systém OxSys) oproti expertům; tmavě šrafovaná: stabilní oblast; světle šrafovaná: oblast na mezi stability; bílá: nestabilní oblast. Tmavé tečky: žádný expert se s OxSys neshodl; tmavě šedé: jedna shoda s OxSys; světle šedé: dva experti se shodli s OxSys; bílé tečky: shoda všech expertů s OxSys (Georgieva et al., 2011).

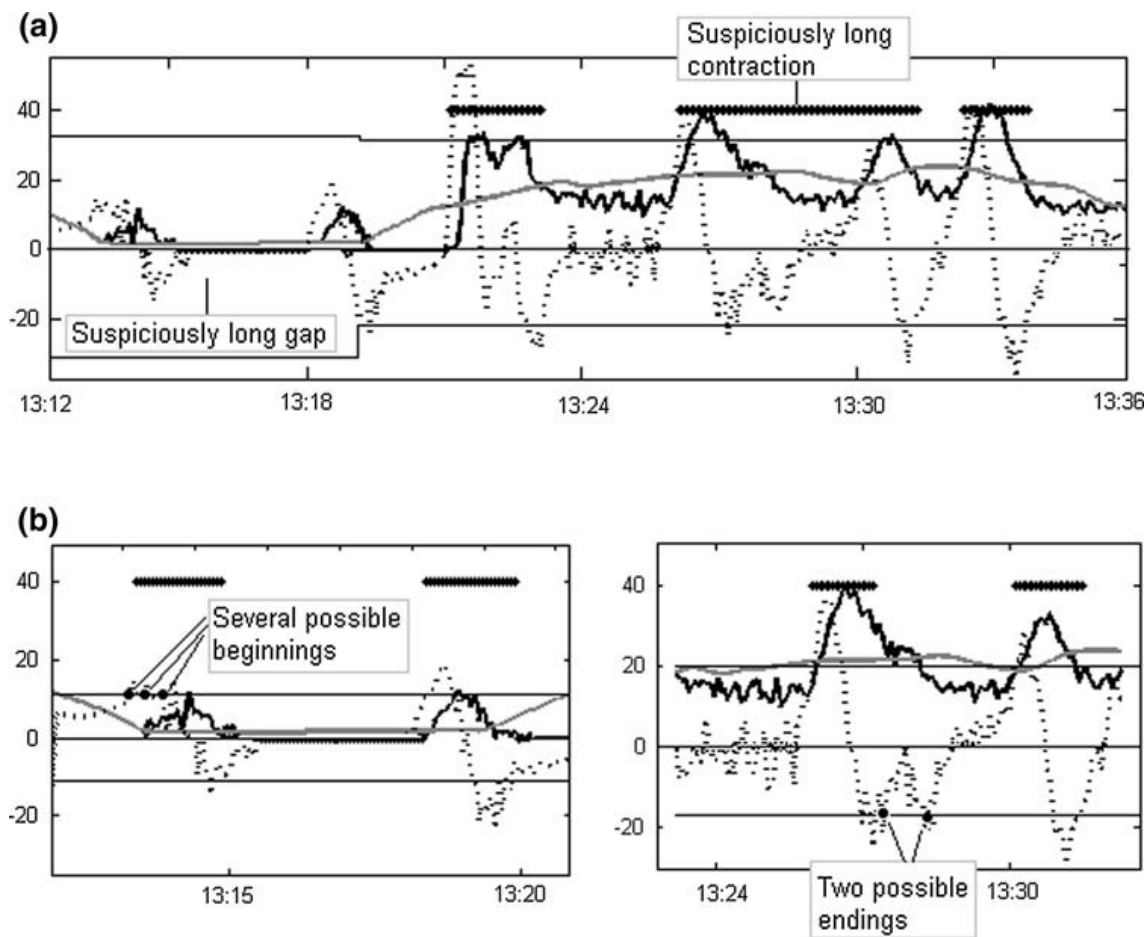
kolem nuly je spočítán z 10. percentilu pro stanovení konců a z 90. percentilu pro stanovení začátků kontrakcí z dTOCO. V případech, kdy se u identifikovaných kontrakcí objeví abnormálně dlouhé kontrakce nebo mezery mezi jinými kontrakcemi, tak jsou tyto abnormální kontrakce považovány za podezřelé a jsou nadále vyšetřovány s adaptivními prahy. Grafický popis je na obr. 2.10 a obr. 2.11.



Obrázek 2.10: Detekce kontrakcí - popis metodiky. Deterministický přístup podle (Cazares, 2002) (Georgieva et al., 2009).

OxSys metodika identifikace kontrakcí je shrnuta do následujících bodů:

1. Odhad bazální linie B vyhlazením klouzavým průměrem délky M .
2. Odečtení bazální linie ze signálu.
3. Vyhlazení odečtené bazální linie klouzavým průměrem: $[U^s = \text{smooth}(U - B)]$.
4. Určení a vyhlazení rychlých změn: $U^s : du = \text{smooth}(dU^s/dt)$.
5. Stanovení prahů kolem nuly.
6. Přiřazení konců k začátkům kontrakcí tak, aby délka kontrakce byla co nejblíže 2 minutám.
7. V případech, kdy je trvání kontrakcí delší, než předem stanovená hodnota a TOCO signál na tomto místě není plochý, tak se provede vyšetření adaptivním prahem.
8. Pokud se v TOCO signálu mezi kontrakcemi nachází mezery, které jsou delší než předem stanovená hodnota a nejsou úplně ploché, provede se nové vyšetření s adaptivním prahem.
9. Všechny nalezené suspektní části TOCO signálu z předchozích dvou bodů jsou znovu podrobeny



Obrázek 2.11: Detekce kontrakcí - identifikace s OxSys; a) abnormálně dlouhé kontrakce a prodloužené mezery indikující suspektní záznamy; b) kontrakce identifikované v suspektních intervalech z bodu (a) pomocí adaptivních prahů (Georgieva et al., 2009).

detekci kontrakcí s upraveným adaptivním prahem.

10. Jestliže znovu prohledávané části stále obsahují abnormálně dlouhé úseky, tak se začátek kontrakce stanoví na minutu před vrchol a konec minutu za vrchol kontrakce.
11. Vrchol kontrakce je stanoven z maximální hodnoty mezi začátkem a koncem kontrakce.

Kapitola 3

Praktická část

Praktickou část jsme rozdělili do čtyř částí. První část popisuje rozdělení databáze záznamů do skupin podle kvality zaznamenaného FHR signálu. Druhá část popisuje postup zpracování a analýzy kvalitně zaznamenaných signálů získaných v první části. Třetí část shrnuje dosažené výsledky a porovnává rozdíly mezi automatickým systémem a expertním hodnocením zkušeného lékaře. Čtvrtá část kriticky zhodnocuje dosažené výsledky a diskutuje potenciální možnosti pro zlepšení výsledků.

3.1 Data

Tato část popisuje použitá data a jejich rozdělení do skupin dle kvality záznamu. Kvalita byla určena pomocí našeho algoritmu, který zohledňuje různé faktory. Na jejich základě došlo k ohodnocení každého záznamu v rozsahu od 0 do 1, kde vyšší číslo znamená vyšší kvalitu. Výhodou takto rozdělených dat je upuštění od nutnosti jejich předzpracování při vyšším ohodnocení kvality. To znamená, že kvalitativně nejlépe hodnocené signály by již nemusely potřebovat další korekci údajů a jiné předzpracování. Další výhodou takto ohodnocených záznamů je jak snazší implementace a testování, tak i doladování drobných nedostatků při automatickém hodnocení. Cílem je tedy nalézt kvalitně naměřená fyziologická FHR data bez výpadků či mateřské srdeční frekvence.

FHR je aktuálně nejčastěji získávána pomocí Dopplerova ultrazvuku, a proto i v našem případě bylo využito takto získaných dat. Protože hlavní váha hodnocení a zpracování leží na intrapartálních záznamech, tak databáze obsahuje kromě FHR záznamů i TOCO záznamy. Nicméně popisovaný výběr dat je primárně zaměřen na výběr pouze podle FHR záznamů.

Zpracovávaná databáze byla získána z Fakultní nemocnice Brno (UHB), Česká republika. Databáze obsahuje 557 KTG záznamů (FHR + TOCO) s délkou 60 minut a více. Vzorkovací frekvence záznamů je 4 Hz.

Při hodnocení kvality záznamů došlo ke stanovení několika parametrů, které nám určitým způsobem dávají dříčí informaci o kvalitě. Dále byly empirickým i vizuálním zhodnocením stanoveny dva prahy. Oba slouží pro rozdělení záznamů do 3 kvalitativních skupin: Výborné, dobré a špatné. Při dalším zpracování se převážně uvažovaly záznamy *Výborné*. Protože docházelo i k "*podhodnocení*" kvality některých záznamů z důvodu výpadku na začátku některých záznamů, tak bylo ještě doplněno přehodnocení záznamů s indexem kvality *Dobré* na další dvě skupiny: Na mezi a dobré. Záznamy *Na mezi* je ještě možné považovat za kvalitní záznamy, leč z důvodu výpadku část záznamu na začátku chybí, což ale z důvodu umístění na začátku záznamu nebrání dalšímu zpracování. *Dobré* záznamy se nemění a jejich zařazení zůstává stejné.

3.1.1 Výběr dat pro hodnocení

Proces výběru dat je rozdělen na části - časová okna. Dle (FIGO, 1986) a empirického přístupu byla zvolena délka okna 10 minut. Každé toto okno je ohodnoceno samostatně. To přináší dělení signálu na 10-ti minutové úseky v počtu dle délky FHR záznamu. Každý takto vzniklý díl má stejnou maximální váhu. Součet všech částí je roven jedné.

Dělení začíná od začátku záznamu. Případně vzniklá necelá 10-ti minutová poslední část záznamu není do hodnocení započítána. Dále je při počítání parametrů kladen důraz i na hodnoty odpovídající *normálnímu* záznamu. Tím je myšleno, že se jednotlivé parametry počítají jak pro každý 10-ti minutový úsek ve své původní kvalitě, tak i pro úseky, jejichž data odpovídají pouze fyziologickým předpokladům.

Fyziologické předpoklady jsou: $FHR > 50 \text{ bpm}$ a $FHR < 200 \text{ bpm}$. (Taylor et al., 2000) zmiňuje rozsah nad 55 bpm, který jsme v tomto případě posunuli. Vzorky s hodnotou mimo tento interval jsou při druhém počítání parametrů vynechány, aby nedocházelo k ovlivňování výsledných hodnot parametrů a celkového výsledku.

Parametry pro popis kvality signálu

Mezi hlavní počítané parametry patří standardní odchylka (STD), střední hodnota (MEAN), medián (MEDIAN) a mezikvartilové rozpětí (IQR).

Výpočet střední hodnoty a standardní odchylky se provádí dle vzorců (3.1) a (3.2). MEDIAN je vypočten standardně dle své definice - prostřední hodnota uspořádaného souboru. Mezikvartilové rozpětí je určováno pomocí horního a dolního kvartilu (3.3).

$$MEAN = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n x_j \quad (3.1)$$

$$STD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \left(x_i - \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n x_j \right)^2} = \sqrt{\sigma} \quad (3.2)$$

$$IQR = Q_{0.75} - Q_{0.25} \quad (3.3)$$

Pro tyto vypočtené parametry jsme opět empiricky a vizuálně stanovili jednotlivé prahy podmínek. Stanovení prahů probíhalo na základě prozkoumání většího množství záznamů a sledováním vývoje hodnot jednotlivých parametrů. Při splnění některé z podmínek dojde k přičtení hodnoty 1/4 (4 parametry $\rightarrow$ 1/4 za parametr) dle aktuálního počtu oken (např.: 60 minut záznam $\rightarrow$ 6 segmentů $\Rightarrow 1/(4 \cdot 6) = 1/24$ na parametr). Při nesplnění podmínky dochází ke kontrole podmínky s hodnotou z dat, kde byly vynechány nefyziologické části. V případě, že zde dojde ke splnění, dojde k přičtení pouze 1/8. Celkově může být dosaženo u každého 10-ti minutového okna hodnoty 1/n, kde n značí počet oken. Po sečtení hodnot ze všech oken je maximální hodnota rovna 1. Ke splnění podmínek dochází dle tabulky 3.1.

Tabulka 3.1: Podmínky splnění parametrů při selekci dat.

MEAN	STD	MEDIAN	IQR
> 100	< 50	> 100	< 50

Krom těchto parametrů jsou kontrolovány ještě další stavy. Pro penalizaci rychlých změn - rozdíl dvou následujících vzorků -, především vzniklých nefyziologicky (např. měřící technikou), a chybějících hodnot, byl určen penalizační vzorec (3.4) v závislosti na počtu nalezených rychlých změn. Prahová hodnota pro k činí 50 bpm.

$$Y_{10} = Y_{10} \cdot 0.999^k \quad (3.4)$$

Ve vzorci (3.4) Y označuje výsledek pro dané 10-ti minutové okno spočítaný na základě základních parametrů a k počet nalezených rychlých změn.

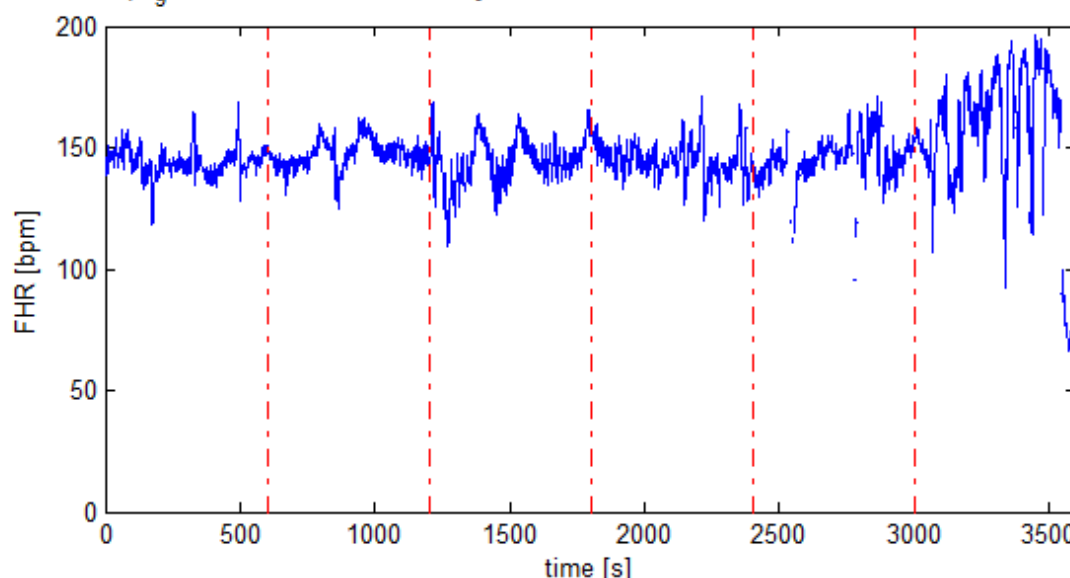
Následně byl ještě brán zřetel na výskyt mateřské srdeční frekvence, která také snižuje kvalitu záznamu, protože i když dochází k nahrávání, tak se bohužel nahrává jiný signál, než potřebujeme. Tento postup vychází z histogramu a tím i z počtu výskytů jednotlivých hodnot. V případě, že dojde dle histogramu u hodnot nižších než 100 bpm k četnosti větší než 20% ze všech hodnot, tak opět dochází k penalizaci výsledku dle vzorce (3.5). Histogram se počítá ze signálu s odebranými nefyziologickými částmi.

$$Y_{10} = Y_{10} \cdot \left(1 - \left(\frac{N_{<100}}{N} - 0.20 \right) \right) \quad (3.5)$$

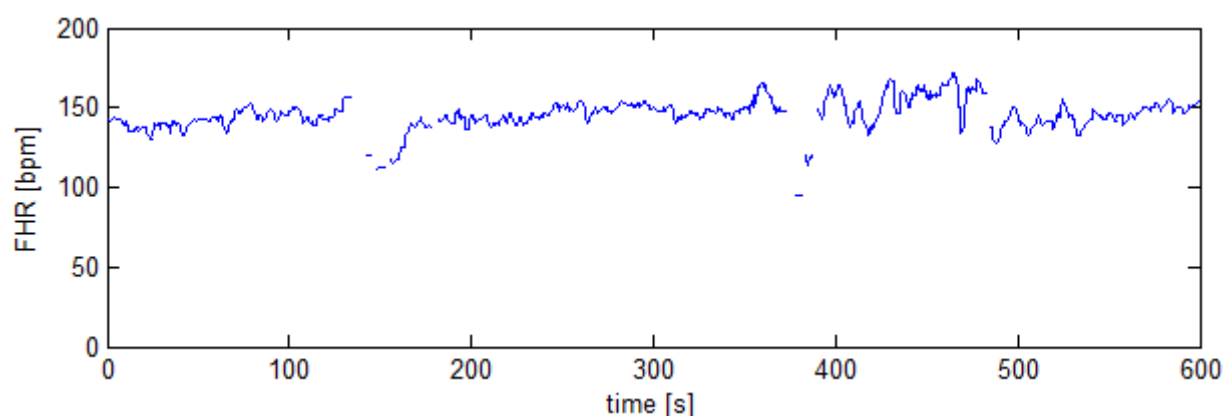
Tímto způsobem dojde k ohodnocení každého 10-ti minutového okna záznamu dle příslušných kvalitativních ukazatelů.

Pro obr. 3.1 je maximální hodnota pro jeden segment zaokrouhleně 1/6 = 0.16667. Na hodnocení je vidět, že první tři segmenty dosáhly plného hodnocení bez penalizace. Ostatní segmenty již nějakou penalizaci měly. Tímto způsobem dochází k určení výsledku pro každý záznam a na základě celkového výsledku k roztrídění do zmiňovaných skupin 3.3.

fileName: exp1_g99016 | result: 0.98031 [0.16667 + 0.16667 + 0.16667 + 0.16583 + 0.15354 + 0.16093]



Obrázek 3.1: Výběr dat - hodnocení oken. Červené svislé čáry označují 10-ti minutová okna. Nad 60-ti minutovým průběhem je vypsáný údaj o názvu souboru a za ním následuje hodnocení. Nejprve je uvedeno celkové hodnocení a následně hodnota pro každé okno samostatně.



Obrázek 3.2: Výběr dat - jeden segment. Průběh jednoho 10-ti minutového okna, v tomto případě 5. segment obr. 3.1.

Výpočet parametrů pro 5. segment obr. 3.1 Zde si ukážeme výpočet parametrů pro poslední 5. segment obr. 3.1, jehož detail je na obr. 3.2.

1. Z tohoto záznamu byly nejdříve spočítány parametry definované na začátku této části 3.1.1. Výsledky jsou v tabulce 3.2, kde koncovka *-e* značí parametry spočtené po odebrání nefyziologických částí. Při porovnání výsledků s podmínkami v tabulce 3.1 jsou všechny výsledky vyhovující a tudíž tomuto segmentu prozatím náleží hodnocení 1/6.
2. Určili jsme si počet rychlých změn (špiček) o více než 50 bpm a chybějících hodnot. Jak je vidět na obrázku, v signálu zřejmě spíše chybí hodnoty. V tomto případě algoritmus našel **82** hodnot. Po dosazení do vzorce (3.4) získáme (3.6).

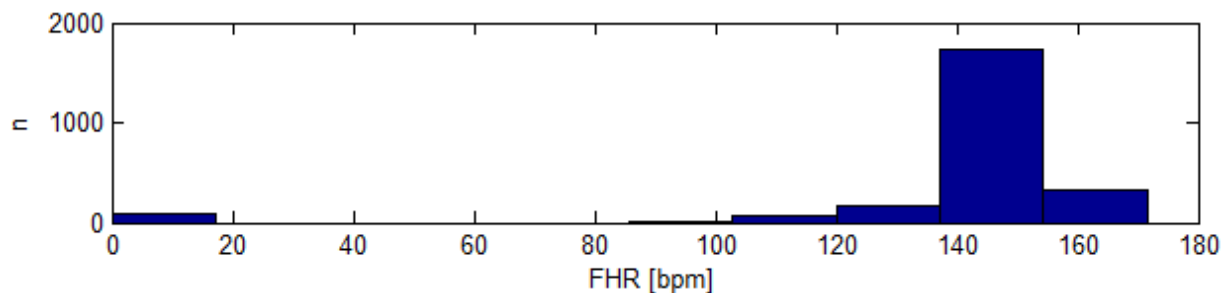
$$Y_{10} = \frac{1}{6} \cdot 0.999^{82} = 0.1535 \quad (3.6)$$

3. Určení mateřské frekvence vychází z histogramu obr. 3.2, kde se zkoumá procento výskytu hodnot pod 100 bpm u signálu bez nefyziologických částí (viz výpočty s koncovkou *-e*). Počet hodnot pod

Tabulka 3.2: Výsledky parametrů pro 5. segment.

MEAN	MEANe	STD	STDe	MEDIAN	MEDIANe	IQR	IQRe
145.2569	145.2569	10.2692	10.2692	145.25	145.25	9.1875	9.1875

100 *bpm* odpovídá číslu 17, procentuálně vyjádřeno $17/2319 = 0.0073$ (0.7%). Jelikož hodnota nepřevyšuje stanovených 20%, tak vzorec (3.5) přeskočíme.

**Obrázek 3.3:** Výběr dat - histogram segmentu. Histogram pro 5. segment obr. 3.1.

Konečný výsledek 5. segmentu vychází z poslední rovnice (3.6), **0.1535**.

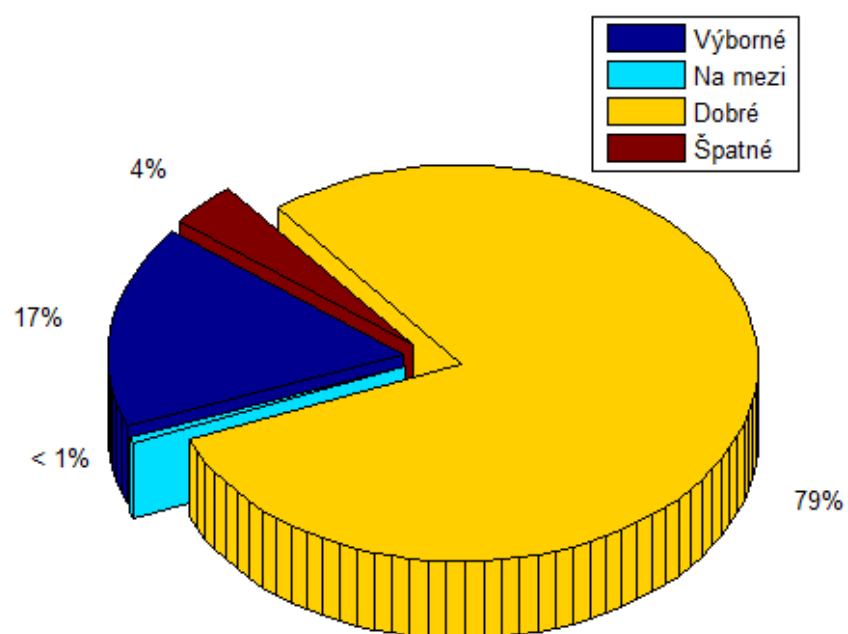
3.1.2 Výsledek výběru dat

Na základě výše uvedených postupů v části 3.1.1 bylo dosaženo následujícího rozdělení viz tabulka 3.3 a obr. 3.4. Jak je vidět na obr. 3.4, tak majoritní zastoupení mají *dobré* záznamy, následují *výborné* a teprve potom *špatné*. Z tohoto rozdělení se dá tedy usuzovat, že musí být brán zřetel především na nejvíce zastoupenou skupinu *dobré*, kdežto záznamy *špatné* již mohou být absolutně nehodnotitelné, a to jak pro lékaře, tak i pro automatické systémy.

Tabulka 3.3: Výsledek rozdělení záznamů z databáze.

Celkem záznamů (práh hodnocení)	Výborné (≥ 0.95)	Na mezi (≥ 0.95)	Dobré (< 0.95 a > 0.5)	Špatné (≤ 0.5)
557	92	3	442	20
100%	16.5%	0.5%	79.4%	3.6%

Pro další potřeby zpracování a analýzy bylo použito pouze *Výborných* záznamů v počtu 92.



Obrázek 3.4: Graf rozdělení záznamů z databáze

3.2 Zpracování signálů a analýza

Tato část se zabývá zpracováním záznamů, problémy vznikajícími při zpracování a jejich řešeními. Zde se také nacházejí všechny podstatné části pro fungování automatického vyhodnocovacího systému - automatická analýza kardiotokografického záznamu plodu. Členění kapitoly je podobné jako v části 2.3. Tyto dvě kapitoly si jsou strukturou podobné z toho důvodu, že v této kapitole implementujeme a vylepšujeme některé již publikované metody zmíněné či popsané v předešlé části 2.3.

Signálová analýza a jiná zpracování byla prováděna na KTG datech získaných z externího monitorování na frekvenci 4 Hz. Podrobnější popis těchto dat je k nalezení v části 3.1, kde je mimo jiné i zmíněný postup výběru dat. V našem případě bylo především použito záznamů označených jako *výborné*. Důvodem proč hlavně tyto záznamy je jednoduchý, na kvalitnějších datech je možné přesnější a dokonalejší odladění jednotlivých metod předtím, než dojde k nasazení na ty častěji se vyskytující kvalitativně horší záznamy.

3.2.1 Předzpracování

Předzpracování je většinou základní součástí každého signálového zpracování. Mnohá data, stejně tak i naše, obsahují mnoho nechtěných, nepotřebných či náhodných částí, které se z nějakého důvodu dostaly do signálu. V takových případech je předzpracování nezbytnou záležitostí. I když jsme na základě indexu kvality v kapitole 3.1 získali kvalitnější data, tak stále existuje vyšší zastoupení dat s nižší kvalitou. Z tohoto důvodu nesmí být předzpracování vynecháno.

3.2.2 Artefakty - špičky, chybějící hodnoty

V našem případě jsme zvolili obecný postup - interpolaci artefaktů a chybějících hodnot. Samozřejmě vliv tohoto přístupu může být diskutován. Nicméně v našem případě, kdy prozatím využíváme pouze kvalitnější záznamy, nebude dopad příliš veliký.

Artefakty byly detekovány dle své definice: Pokud rozdíl dvou bezprostředně následujících vzorků přesáhl 25 bpm, tak byla provedena interpolace (3.7) prvního z dvojice vzorků s prvním vzorkem následujícího stabilního segmentu. Stabilní segment je takový, kde pětice za sebou jdoucích vzorků má mezi jednotlivými vzorky rozdíl menší než 10 bpm.

$$p(x) = f(x_0) + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} \cdot (x - x_0) \quad (3.7)$$

Interpolace (3.7) je také prováděna u vzorků, které jsou mimo interval (3.8) (Taylor et al., 2000).

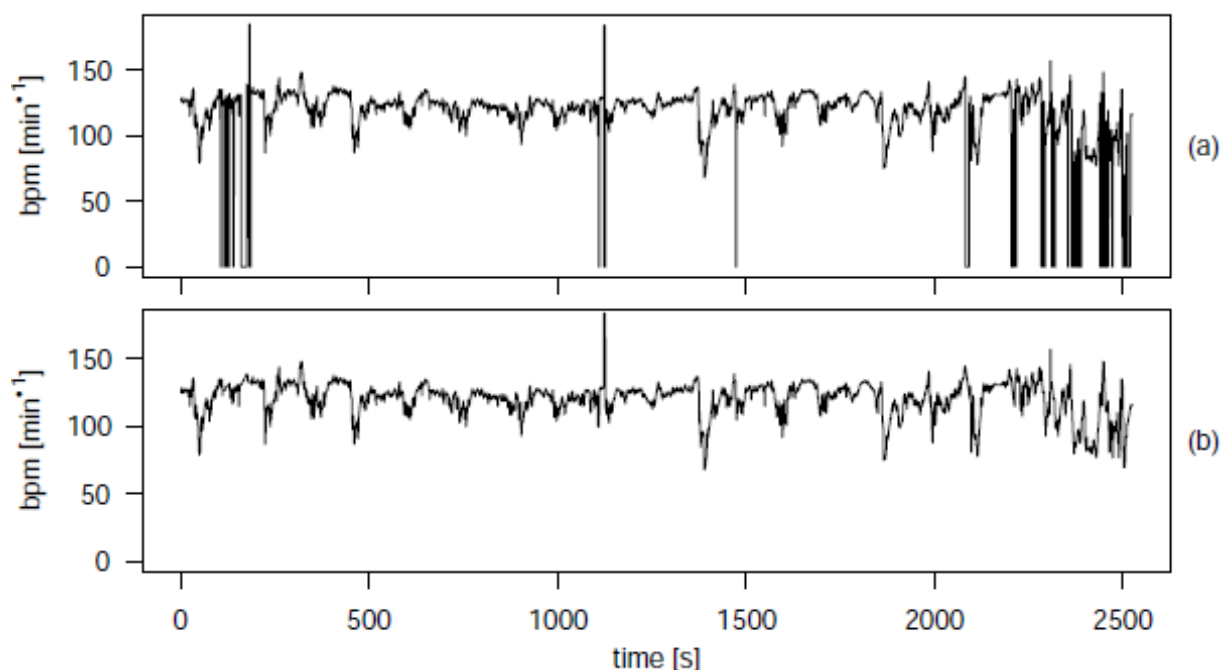
$$FHR \in < 55, 200 > [bpm] \quad (3.8)$$

Tímto způsobem došlo v záznamu k odstranění nefyziologických částí a jejich nahrazení úsečkou. Možný výsledek zobrazuje obr. 3.5.

Srdeční frekvence matky

Dalším častým problémem, který jsme prozatím vyřešili v části 3.1, je neúmyslné nahrávání srdeční frekvence matky. Jak bylo popsáno v části 2.1.2, je zapotřebí detekovat i tento nedostatek. V části 3.1 jsme toto detekovali na 10-ti minutových segmentech, kde jsme dle histogramu zkoumali rozložení jednotlivých hodnot. Z tohoto důvodu bychom takové signály v našem výběru mít neměli.

Případná detekce je možná pomocí histogramu a rozložení jednotlivých hodnot. Jelikož signály s bazální linií pod 100 bpm jsou již považovány za záznamy patologické, část 2.2.2, tak je nutné spojit tento parametr ještě s variabilitou. Pokud by se v záznamu objevil určitý úsek s hodnotami pod 100 bpm,



Obrázek 3.5: Předzpracování signálu: a) původní signál, b) signál s interpolací a odstraněnými artefakty. V záznamu jsou vidět nahrazené části rovnými čarami (úsečkami) mezi nejbližšími stabilními segmenty.

ale normální variabilitou, tak bychom tuto část mohli považovat za mateřskou srdeční frekvenci. Dalším předpokladem pro mateřskou srdeční frekvenci je v takových úsecích i absence akcelerací a decelerací - pouze stabilní segmenty na stále úrovni.

Určení mateřské srdeční frekvence je nadále problematické z dalšího důvodu. Mateřská srdeční frekvence se v signálu může maskovat za deceleraci anebo decelerace naopak může vypadat jako mateřská srdeční frekvence (Murray, 2004).

3.2.3 Určení bazální linie

Po dokončení předzpracování přichází na řadu odhad bazální linie. Bazální linie a její odhad jsou natolik důležité, že jsou stavebním kamenem každého automatického vyhodnocovacího systému. Správné určení bazální linie se odvíjí jak od kvality nahraného záznamu, tak i od předzpracování. Většina publikovaných metod bohužel není schopna pracovat s chybějícími údaji, tudíž předchozí interpolace chybějících úseků je nezbytnou součástí. Bazální linie by měla zobrazit stabilní části průběhu FHR - bez akcelerací a decelerací. Díky tomu je následně možné určit jednotlivé akcelerace a decelerace, jejichž odhad zpětně závisí na kvalitě odhadu bazální linie. To znamená kruhovou závislost - bazální linie závisí na akceleracích a deceleracích, a akcelerace a decelerace závisí na bazální linii -, což velice ztěžuje vizuální správnost odhadu bazální linie i akcelerací a decelerací.

Odhad bazální linie je možný jednak na základě definice, ale i na základě publikovaných metod zmíněných v části 2.3.1. Většina publikovaných metod byla uveřejněna s ohledem na potřeby a názory lékařů, a proto i my se těchto metod držíme. Celkově jsme implementovali několik algoritmů, které mají za úkol odhad bazální linie. V této části popíšeme jednotlivé přístupy, implementaci, úpravy oproti originálu, naše vylepšení a dosažené dílčí výsledky. V závěru této části porovnáme mezi sebou jednotlivé přístupy a pokusíme se určit nejlepší odhad(y). Zde se ale setkáme se zásadním problémem, protože nemáme žádnou referenční bazální linie, kterou bychom mohli považovat za tu správnou. Proto je naše ohodnocení založeno na našich zkušenostech, kooperaci s porodníky a na znalosti základních principů signálového zpracování.

Při odhadu bazální linie nebylo bohužel možné, abychom se exaktně drželi nastavených FIGO doporučení, část 2.2. FIGO totiž říká, že bazální linie odpovídá střední hodnotě FHR s absencí akcelerací a decelerací. Tato definice ale již nepočítá s možnou změnou úrovně bazální linie, a proto v případech s rychle rostoucím či klesajícím FHR dochází ke špatným odhadům. Navíc v případech intrapartálního monitorování již tato metodika selhává úplně. Abychom od definice příliš neutekli, tak se samozřejmě držíme předpokladu vyřazení nestabilních segmentů a v případě hodnocení po segmentech bereme v potaz 5-ti či 10-ti minutová okna, dle definice.

Výběr délky okna

Při implementaci a analýze jsme zjistili, že výběr správného okna, a tím i délky segmentu, hraje při odhadu bazální linie nemalou roli. Při výběru délky okna hraje samozřejmě další důležitou roli i použitá metodika, protože ne každý postup umožňuje libovolnou změnu délky okna. Důvodem je například rozpad návaznosti bazální linie napříč jednotlivými segmenty. V našem případě jsme správnému výběru délky okna věnovali více času, kdy jsme dle definice FIGO, vizuálním zhodnocením a dle chování dané metody zvolili nejpříjemnější řešení. V případě segmentování jsme preferovali délku oken odpovídající 5-ti či 10-ti minutám.

Dalším postupem pro kombinaci s okny (segmenty) je i použití překryvu mezi jednotlivými segmenty. Tento postup se špatně kombinuje při použití s metodikami odhadujícími okamžitou, a tím různou, linii v každém místě signálu - ne pouze jednu hodnotu pro daný segment. Naopak, dobré výsledky jsou dosahovány u metodik, které odhadují pro každý segment pouze jednu jedinou hodnotu.

Implementace

V části 2.3.1 jsme věnovali více pozornosti čtyřem metodám, které se nám dle dosahovaných výsledků jevily jako přínosné a efektivní. Popis uvedený v části 2.3.1 je pouze informativní a velice obecný. Navíc v článcích popisované postupy jsou mimo jiné i dosti zjednodušené a obvykle chybí důležité údaje. Navzdory tomu jsme tyto metody implementovali, abychom je byli schopni mezi sebou porovnat a zhodnotit. Při implementaci jsme se drželi hlavního postupu a principiálního jádra, ačkoli jsme provedli určité změny, které nám přinesly lepší výsledky anebo z nějakého důvodu pro nás byly přijatelnější, nežli původně navržené algoritmy.

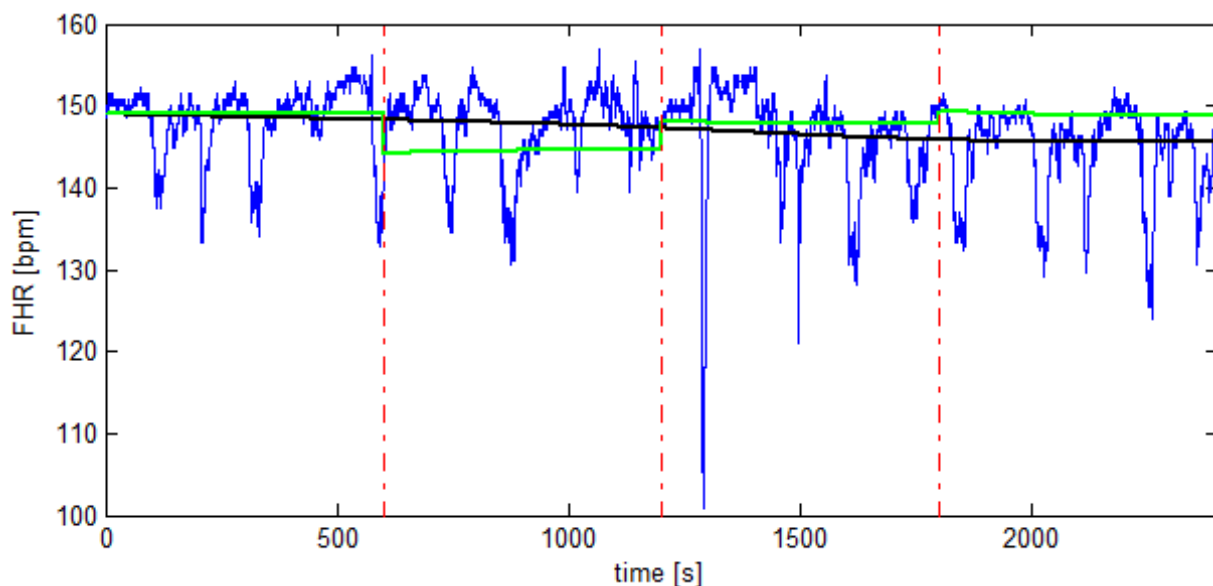
Zabývali jsme se následujícími čtyřmi navrženými postupy (Taylor et al., 2000; Pardey et al., 2002; Jimenez et al., 2002; Georgieva et al., 2011), část 2.3.1.

(Taylor et al., 2000) Tato metoda při své implementaci odpovídá svému popisu, až na použité zlomové frekvence jednotlivých filtrů. Iniciální filtrace butterworthovou dolní propustí (DP) 3. řádu probíhá na frekvenci 0.008 Hz . Všechny následující filtrace jsou také DP 3. řádu typu Butterworth. První iterace je filtrována s frekvencí 0.001 Hz a prahem $\pm 5\text{ bpm}$, druhá iterace s frekvencí 0.0005 Hz a s prahem $\pm 5\text{ bpm}$, a třetí iterace na frekvenci 0.00025 Hz a s prahem $\pm 10\text{ bpm}$.

Pro správnou funkčnost tohoto postupu je ale nutná interpolace chybějících částí. Tento algoritmus je zrovna jedním z těch, který bez interpolace nemůže fungovat. Dále je u něj problém i s použitím segmentace signálu při odhadu bazální linie FHR. Při použití filtrů na okna o určité délce dojde k rozchodu úrovně bazální linie mezi jednotlivými segmenty. Navíc i občas dochází k určitým "úštělům" bazální linie mimo úroveň FHR na začátku či na konci segmentu - způsobeno filtry.

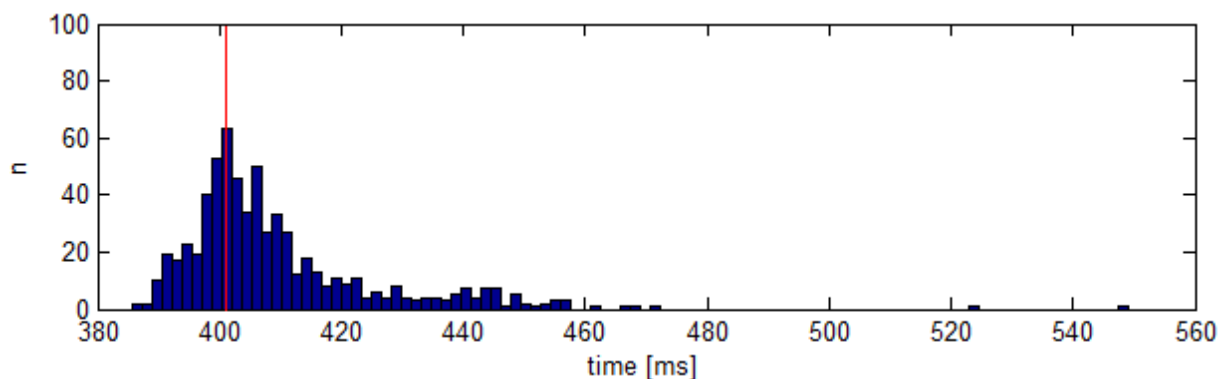
Na obr. 3.6 je porovnaný odhad bazální linie provedený bez segmentace a se segmentací pro 10-ti minutová okna. Na obrázku je například vidět, že odhad druhého segmentu "odskočil" o cca 5 bpm dolů oproti předchozímu segmentu.

Výhodou tohoto postupu je relativní jednoduchost a implementace. Krom bazální linie tato metoda určuje i přímo akcelerace a decelerace. Těchto výhod a ucelenosti celé metody bylo například využito v telemedicínské mobilní aplikaci (Zach, 2011).



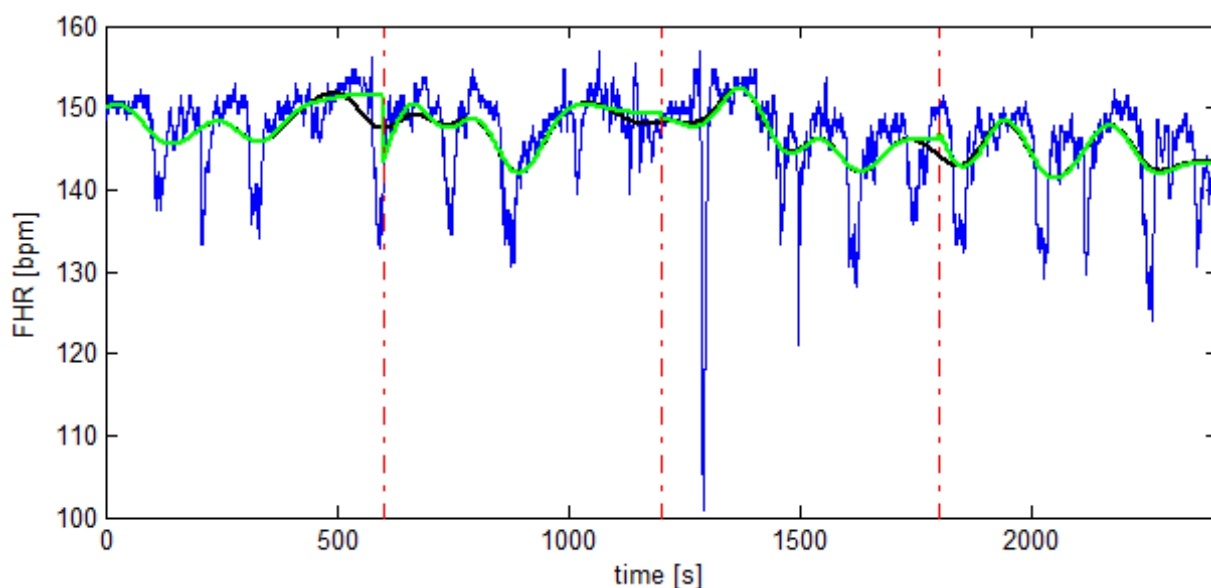
Obrázek 3.6: Odhad bazální linie (Taylor). Modrý signál zobrazuje nahraný záznam, černě je bazální linie odhadnuta z celého záznamu, zeleně je bazální linie odhadnuta po částech (mezi červenými hranicemi) s 10-ti minutovými okny.

(Pardey et al., 2002) Ve druhém případě jsme se v podstatě celou dobu drželi navrženého postupu. Na základě doporučené délky mezi epochami (přes 15 vzorků) jsme vytvořili potřebný histogram a na jeho základě dle jednotlivých bodů určili maximum, obr. 3.7. Jedinou změnu jsme provedli vynecháním části u 3. bodu - "nebo se nalezený vrchol liší od nejvyššího vrcholu o méně než 30 milisekund". Interval hledání jsme nechali dle popisu ± 60 ms. Po omezení dle nalezeného intervalu jsme provedli filtraci pomocí DP Butterworth 5. řádu na zlomové frekvenci 0.006 Hz. Filtrace je nezbytná k vyhlazení finální bazální linie.



Obrázek 3.7: Odhad bazální linie (Pardey) - histogram. Červeně je zobrazena nalezená hodnota. Zobrazený histogram pro záznam na obr. 3.8.

I v tomto případě jsme použili segmentaci podobně jako u předchozí metody. Zde již nejsou rozdíly tak razantní, jako u předchozí metody. Navíc pokud je nahraný záznam FHR klesajícího či rostoucího charakteru, tak je segmentace nanejvýš nutná, jinak by kvůli omezení intervalem došlo ke špatnému odhadu, jako je vidět na obr. 2.6 A. Odhad na základě této metody je vykreslen na obr. 3.8. Další nevýhodou při nasazení segmentace signálu na menší úseky je problém s "kopírováním průběhu" velkého počtu akcelerací či decelerací v daném segmentu, protože hledaná hodnota se počítá pouze na základě toho jednoho vybraného segmentu.



Obrázek 3.8: Odhad bazální linie (Pardey). Modrý signál zobrazuje nahraný záznam, černě je bazální linie odhadnuta z celého záznamu, zeleně je bazální linie odhadnuta po částech (mezi červenými hranicemi) s 10-ti minutovými okny.

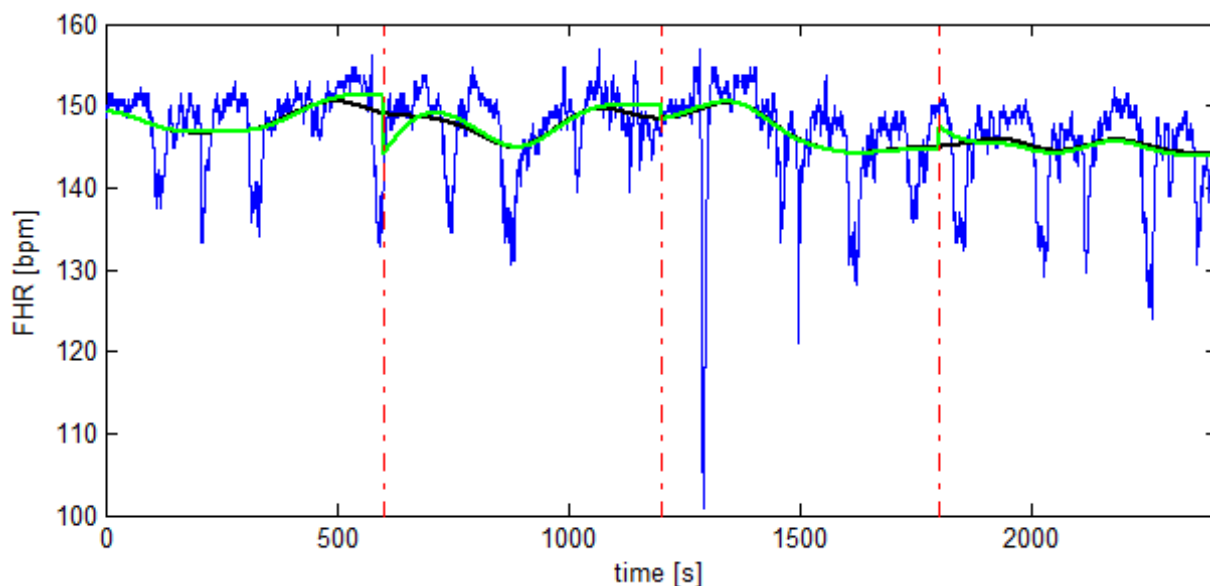
Výhodou je možnost využití této metody i pro signály bez provedené interpolace. V takovém případě ale může dojít k ovlivnění nízkými hodnotami. V tom případě je možné provést odhad histogramu s vynecháním chybějících částí při odhadu.

Nevýhodou u této metody je sestavení histogramu, kdy musíme zvolit šíři histogramu - počet intervalů (sloupců). V našem případě používáme hodnotu 100. Při špatném zvolení dostaneme špatné výsledky.

(Jimenez et al., 2002) V tomto případě jsme opět postupovali dle navrženého postupu, kde jsme nejprve provedli vyhlazení klouzavým průměrem o délce 27 vzorků. Data využitá pro filtraci jsme v první řadě interpolovali - chybějící údaje, případně artefakty. Po vyhlazení jsme degradovali hodnoty na pozicích, kde původně chyběly nějaké údaje, a následně jsme spočítali první derivaci ($dFHR$). Díky degradaci prve interpolovaných hodnot jsme zajistili, že nedojde k narušení průběhu, ale k vyřazení těchto částí. Ze zbylých úseků bez ovlivňování vyřazenými úseky jsme dopočítali střední hodnotu μ a tu rozšířili do intervalu $\mu \pm 10 \text{ bpm}$. Čas pro minimální úsek jsme zkrátili na 10 s, i když delší čas je také možný. Po praktickém ozkoušení 15 s a jiných délek jsme se ale nakonec rozhodli pro použití 10 s. Po subjektivním zhodnocení tato délka umožnila lepší odhad. Práh pro $dFHR$ jsme zachovali na $\pm 1 \text{ bpm}$. Vyřazené chybějící úseky jsme před určením finální linie lineárně interpolovali, a v posledním kroku profiltrovali filtrem DP Butterworth 3. řádu se zlomovou frekvencí 0.0033 Hz , kde je možné postřehnout sníženou frekvenci o 1 řád oproti doporučené. Zlomovou frekvenci jsme museli změnit z důvodu, aby došlo k dostatečnému vyhlazení a "vyrovnání" bazální linie i u signálů, kde nejsou příliš hluboké decelerace anebo vysoké akcelerace.

Hned z úvodu je nutné upozornit na problém odhadu bazální linie tak, aby se principiálně podobal originálu z článku. V našem případě se vyskytl problém při špatné podobnosti odhadu, který je velice pravděpodobně způsoben vzorkovací frekvencí. Článek totiž popisuje nasazení metody na záznamy získané z fetálního EKG při frekvenci 1 kHz. Tento rozdíl se zřejmě projevil u prahu pro $dFHR$, který by se pro naši vzorkovací frekvenci zřejmě musel optimalizovat, což pro obecné užití není asi možné.

Při prozkoumání výsledku na obr. 3.9 je vidět podobnost výsledku s metodou výše na obr. 3.8. Výhodou této metody je možnost nasazení i na signály bez předzpracování. Segmentace na kratší části je zde možná už z popsaného principu, který byl oproti nám demonstrován na kratších 5-ti minutových oknech.



Obrázek 3.9: Odhad bazální linie (Jimenez). Modrý signál zobrazuje nameraný záznam, černě je bazální linie odhadnuta z celého záznamu, zeleně je bazální linie odhadnuta po částech (mezi červenými hranicemi) s 10-ti minutovými okny.

Při nasazení segmentace dochází mezi segmenty k rozchodu úrovně bazální linie.

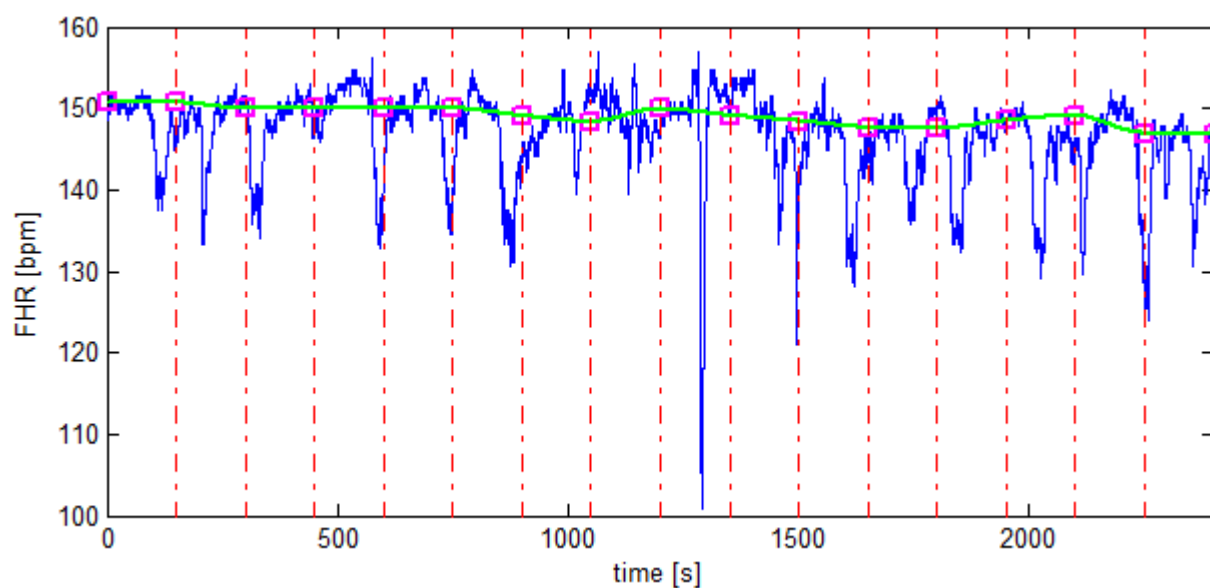
(Georgieva et al., 2011) Poslední popisovaná metoda je z našeho subjektivního pohledu asi nejoptimálnější. Její princip je založen na stabilních částech signálu, stejně jako popisují FIGO doporučení. Výsledkem implementace je vždy jedna hodnota pro odhadovaný segment, což znamená, že při odhadu delšího záznamu dostaneme buď jednu jedinou hodnotu anebo dle počtu segmentů určitý počet hodnot. Proto je tato metoda principiálně vhodnější pro segmentovaný signál. Článek popisuje odhad hodnoty bazální linie pro 15-ti minutové signály.

Popisovaná metoda tedy odpovídá FIGO doporučením, protože hodnota bazální linie je teoreticky pouze jedno číslo. Odhad jediného čísla přináší problémy především u delších signálů, kde může docházet k trvalému (dlouhodobému) nárůstu či poklesu FHR. Proto jsme se rozhodli odhadovat hodnotu bazální linie vícekrát, abychom dostali v čase se měnící křivku vývoje.

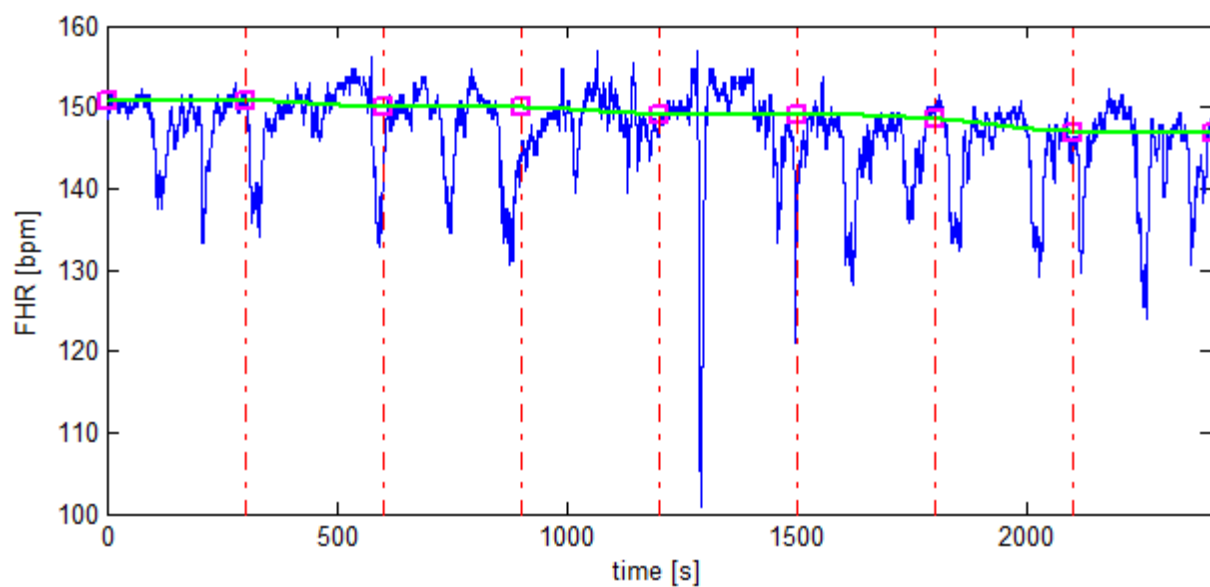
U této metody bylo zapotřebí správného nastavení potřebných prahů pro zařazení každého úseku dle vypočtených hodnot SSI na: stabilní, na mezi stability a nestabilní segmenty. Při volbě prahů jsme vycházeli z původního návrhu, ale s malou změnou: ≤ 0.02 - nestabilní, ≤ 0.05 - na mezi stability, > 0.05 - stabilní. Oproti původním hodnotám se spíše jedná o zaokrouhlené hodnoty, nikoliv zcela jiné.

Hodnoty na mezi stability jsme v konečném rozhodnutí považovali za vyhovující. V případě, že bychom u záznamů na mezi stability řekli, že hodnoty na mezi stability jsou nevyhovující a nelze u nich určit hodnotu FHR, tak bychom u každého záznamu dostali pouze malé množství vyhovujících segmentů (pouze stabilní). V případě malého počtu vyhovujících hodnot bychom měli problém s určením bazální linie anebo by finální bazální linie mohla být zkreslená. Tudíž při hodnocení segmentů považujeme za vyhovující části takové, které mají hodnotu $SSI > 0.02$.

Ze stabilních segmentů použijeme nalezenou hodnotu FHR tak, že ji umístíme na prostřední pozici v prohledávaném segmentu - to umožní interpolace. Při 5-ti minutové segmentaci, překryvem 50% a délkou záznamu 40 minut dostaneme 17 segmentů. První a poslední hodnotu není možné odhadnout, takže se pro první záznam využije hodnota následujícího 2. segmentu, a pro poslední segment se dosadí odhadnutá hodnota FHR předposledního segmentu. Tudíž odhadem bazální linie takového záznamu získáme 15 různých odhadů hodnoty FHR. Abychom zobrazili finální bazální linii, tak jsme provedli interpolaci odhadnutých hodnot. Po vizuálním zhodnocení různých typů interpolace jsme nakonec pou-



Obrázek 3.10: Odhad bazální linie (Georgieva) - 5-ti minutové okno. *Modrý* signál zobrazuje nahraný záznam, *purpurové čtverečky* značí odhad hodnoty FHR pro stabilní (na mezi stability) segmenty, *zeleně* je bazální linie odhadnuta po částech (mezi dvěma červenými hranicemi) s 5-ti minutovými okny a 50% překryvem (postup po jedné červené linii, segment zahrnuje vždy dvě hranice - $2 \times 2.5 \text{ min}$).



Obrázek 3.11: Odhad bazální linie (Georgieva) - 10-ti minutové okno. *Modrý* signál zobrazuje nahraný záznam, *purpurové čtverečky* značí odhad hodnoty FHR pro stabilní (na mezi stability) segmenty, *zeleně* je bazální linie odhadnuta po částech (mezi dvěma červenými hranicemi) s 10-ti minutovými okny a 50% překryvem (postup po jedné červené linii, segment zahrnuje vždy dvě hranice - $2 \times 5 \text{ min}$).

žili po částech kubickou Hermiteovu polynomiální interpolaci (pchip). Segmentace po 5-ti minutách a s překryvem 50% je zobrazena na obr. 3.10 a pro 10-ti minutovou segmentaci na obr. 3.11.

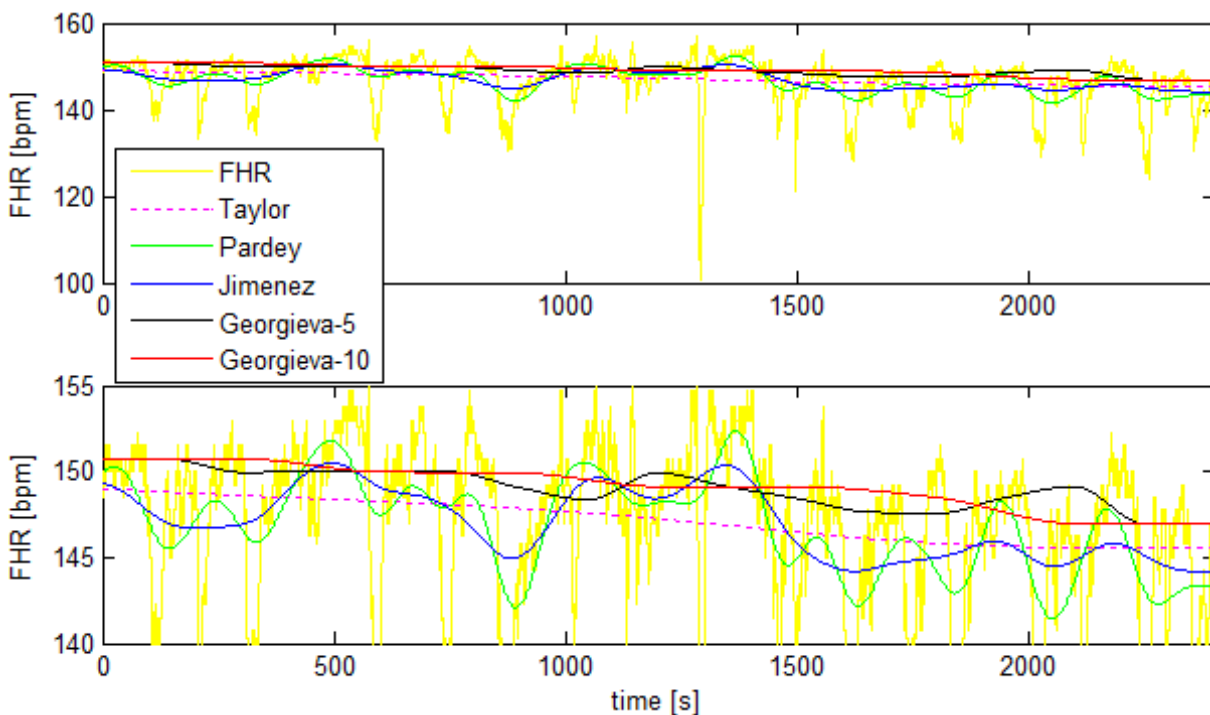
Na základě subjektivního zhodnocení a výsledků odhadů jsme 5-ti minutová okna s překrytím 50% zvolili jako neoptimálnější. Tato volba i nadále vyhovuje FIGO doporučením.

Pro lepší porovnání s předchozími odhady je zde doplněn i odhad pro delší, 10-ti minutové segmenty. Samozřejmě je možné zvolit i jiný překryv než 50%, ale tento se nám jeví jako ideální. Opět jsme využili stejného signálu (40 minut), segmentace po 10-ti minutách, překryv 50% - celkem 9 segmentů, kde je 7 různých odhadů. Výsledek na obr. 3.11. Zde je již znatelná malá flexibilita odhadu oproti 5-ti minutové segmentaci. Větší rozdíl mezi těmito různě dlouhými segmenty by se projevil až v případě porovnání na více záznamech. Srovnání si provedeme v následující části, kde porovnáme a zhodnotíme jednotlivé postupy.

Zásadní výhodou popsané metody je možnost použití segmentace, kdy vycházíme z určování stabilních segmentů. Mimo to, tuto metodu je možné použít i bez předzpracování. Za nevýhodu můžeme považovat právě zmiňovanou segmentaci, protože právě u této metody velice záleží na výběru délky segmentu a překryvu. Pokud bude začátek či konec segmentu na inflexním bodě, kde dochází ke změně bazální linie, tak se nic nestane. V případě, že inflexní bod bude na hranici dvou segmentů, tak dojde k horšímu odhadu. Tento nedostatek je částečně kompenzován krátkými segmenty a částečně překrytím jednotlivých segmentů.

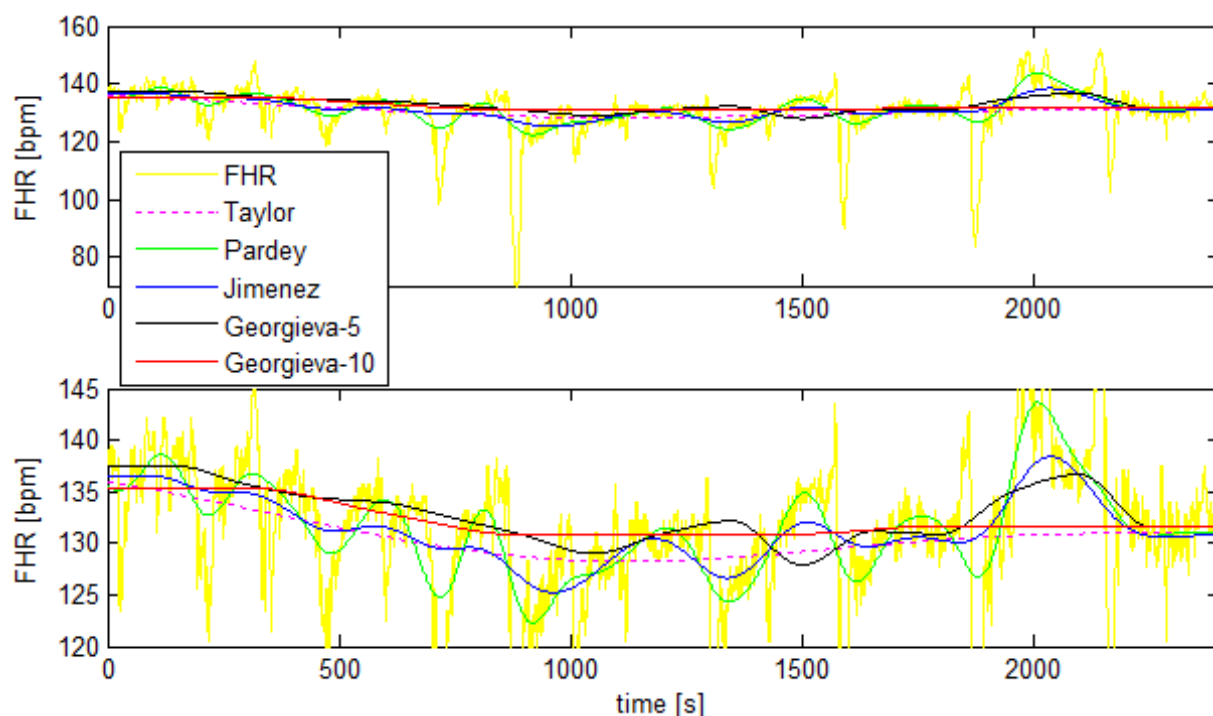
Porovnání metod

V předchozí části jsme si ukázali a popsali naši implementaci několika metod, které považujeme za zajímavé a použitelné při odhadu bazální linie FHR záznamu. Tyto metody se mezi sebou liší svými principy a postupy. Určení správného odhadu bazální linie je v našem případě pouze subjektivní záležitostí, ačkoli odhad se může lišit i lékař od lékaře. Jelikož je dle našeho názoru pro segmentaci vhodná pouze poslední metoda, tak zbylé metody zobrazujeme při odhadu přes celý záznam - bez segmentace.



Obrázek 3.12: Odhad bazální linie - 1. porovnání. Žlutý signál zobrazuje nahraný záznam, ostatní barvy odhady bazální linie dle legendy. Odhad podle Georgieva je zobrazen jak s 5-ti minutovou, tak i 10-ti minutovou segmentací.

Následující obrázky zobrazují porovnání odhadů mezi jednotlivými metodami, kde jsme u poslední zmiňované metody (Georgieva) zahrnuli jak 5-ti minutovou segmentaci, tak i 10-ti minutovou. První odhad je uveden na obr. 3.12. Detaily prvních 20-ti minut a druhých 20-ti minut jsou k nalezení v příloze B. Druhé porovnání v jiném záznamu zobrazuje obr. 3.13 a třetí porovnání obr. 3.14.



Obrázek 3.13: Odhad bazální linie - 2. porovnání. Žlutý signál zobrazuje nahraný záznam, ostatní barvy odhady bazální linie dle legendy. Odhad podle Georgieva je zobrazen jak s 5-ti minutovou, tak i 10-ti minutovou segmentací.

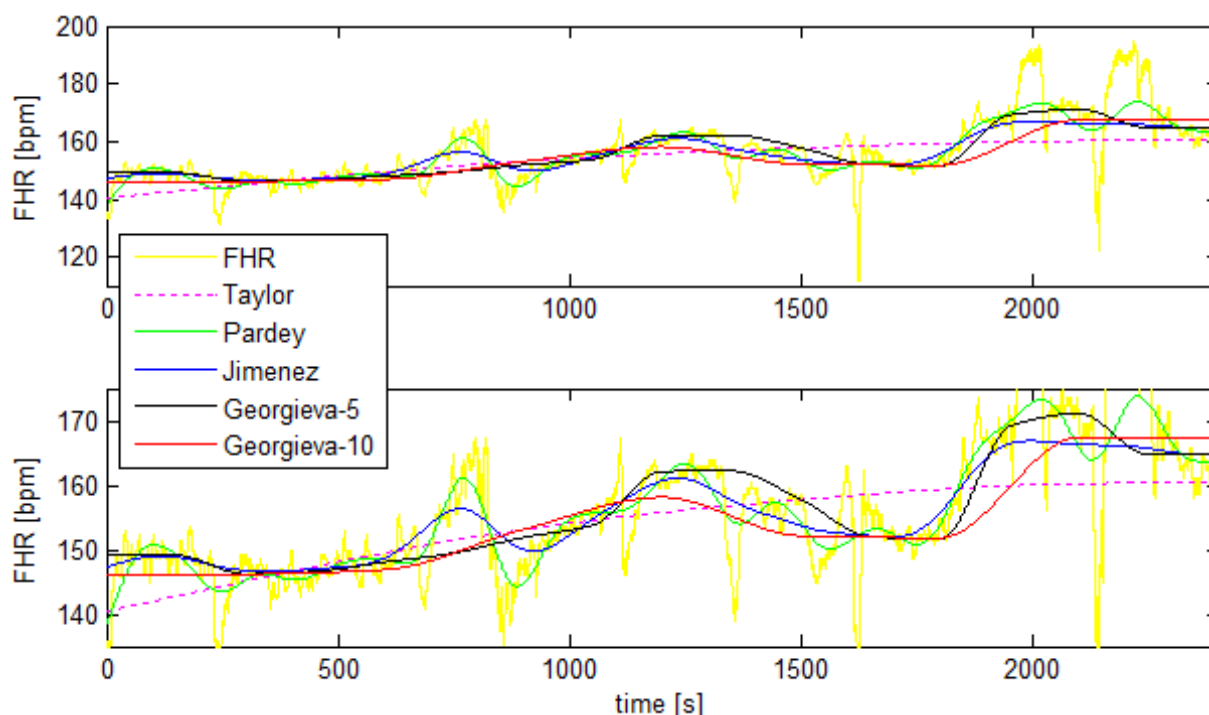
3.2.4 Detekce akcelerací

Pro vyhledání akcelerací jsme se řídili dle doporučení (FIGO, 1986). FIGO doporučení definují akcelerace jako dočasný nárůst FHR **nad** bazální linii (stabilní úseky) o nejméně 15 *bpm* s trváním 15 *s* a déle. Pro dodržení zmíněných doporučení jsme provedli přesně to, co říkají.

Při detekci hraje velkou roli v předchozí části odhadnutá bazální linie, protože ta je pro nás výchozí křivkou, nad kterou musí být nárůst FHR kontrolován. Z toho důvodu zde pro srovnání uvedeme odhad všemi čtyřmi metodami, kde pro (Georgieva et al., 2011) uvažujeme pouze segmentaci po 5-ti minutách a u (Taylor et al., 2000) je při odhadu bazální linie v rámci automatického předzpracování prováděna interpolace.

Abychom dosáhli vizuálně lepšího odhadu počátku a konce každé detekované akcelerace, jsme provedli drobné vylepšení. Při hledání akcelerací se držíme FIGO definice, ale pro přesnější detekci hraničních bodů používáme nižší práh, než je definovaných 15 *bpm* a 15 *s*. Nejdříve provedeme detekci dle definice a teprve potom, na základě detekovaných úseků, provádíme korekci počátku a konce každé akcelerace s prahem 10 *bpm* a 10 *s*. Tento postup přinesl velice dobře označené akcelerace v celé jejich délce, nikoliv jen na místě většího nárůstu (nad hranici).

Jelikož jsou i případy, kdy se pravděpodobně jedná o akcelerace, ač nebyly detekovány, jsme provedli rozšířenou detekci. V tomto případě jsou akcelerace nejprve odhadnuty se sníženým prahem oproti FIGO, s hodnotou 10 *bpm*. Po tomto odhadu jsou opět provedeny korekce hraničních bodů, jako v předchozím případě. Díky tomu došlo ke zvýšení efektivity detekce. Ačkoli se již nejedná o FIGO, bude



Obrázek 3.14: Odhad bazální linie - 3. porovnání. Žlutý signál zobrazuje nahraný záznam, ostatní barvy odhady bazální linie dle legendy. Odhad podle Georgieva je zobrazen jak s 5-ti minutovou, tak i 10-ti minutovou segmentací.

probíhat demonstrace detekce jak na základě FIGO definice s prahem 15 *bpm*, tak i s citlivější detekcí a prahem 10 *bpm*.

Detekované akcelerace jsou zobrazeny na obr. 3.15, obr. 3.16, obr. 3.17 a obr. 3.18. Nalezené akcelerace s běžným prahem jsou na obrázcích zobrazeny zeleně a s upraveným prahem žlutě.

3.2.5 Detekce decelerací

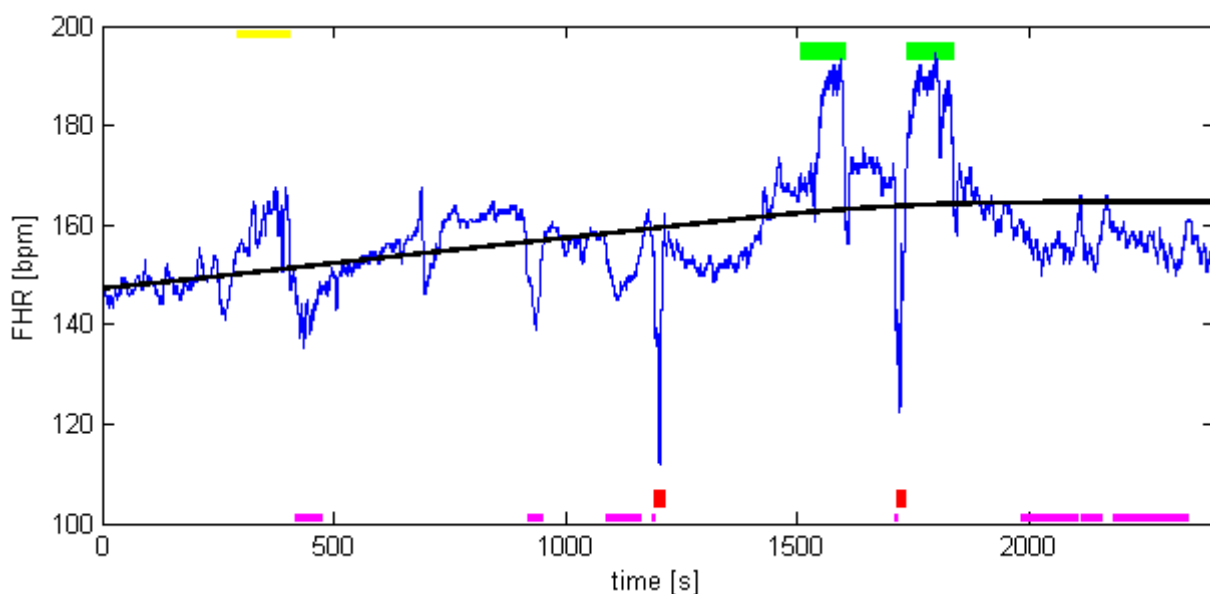
Detekce decelerací je velmi podobná detekci akcelerací z předchozí části, také na základě (FIGO, 1986). Rozdíl je v tom, že decelerace jsou definované jako dočasný pokles FHR **pod** bazální linii o nejméně 15 *bpm* s trváním 10 s a více.

Postup přípravy signálu před detekcí decelerací je kvůli odhadu bazální linie stejný, jako v případě detekce akcelerací.

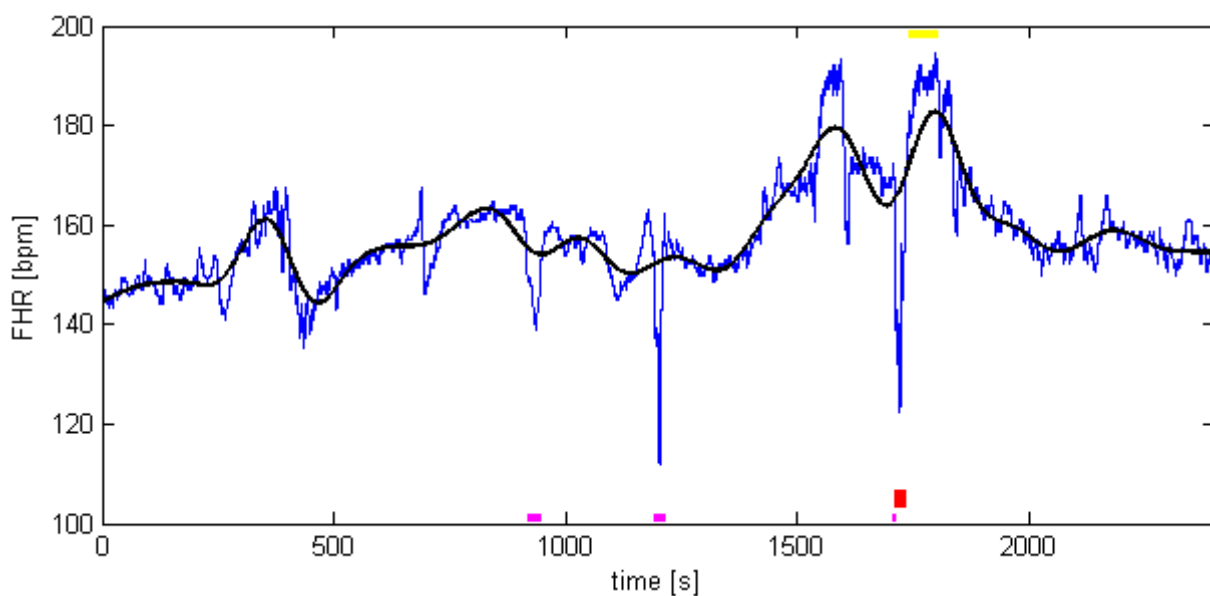
I v případě detekce decelerací jsme se drželi FIGO doporučení a práh nastavili na 15 *bpm* pro délku 10 s a více. Opět pro zlepšení detekce hranic detekovaných decelerací používáme snížený práh na 5 *bpm* při zachování délky 10 s. Stejně jako v případě akcelerací dostáváme přesnější odhad místa probíhající decelerace.

Ze stejných důvodů, které jsme uvedli pro akcelerace, i zde jsme vylepšili detekci o snížený práh s hodnotou 10 *bpm*. Se zpětnou detekcí hranic detekovaných decelerací jsme opět získali vyšší citlivost detekce, než v běžném případě využívajícím FIGO definice.

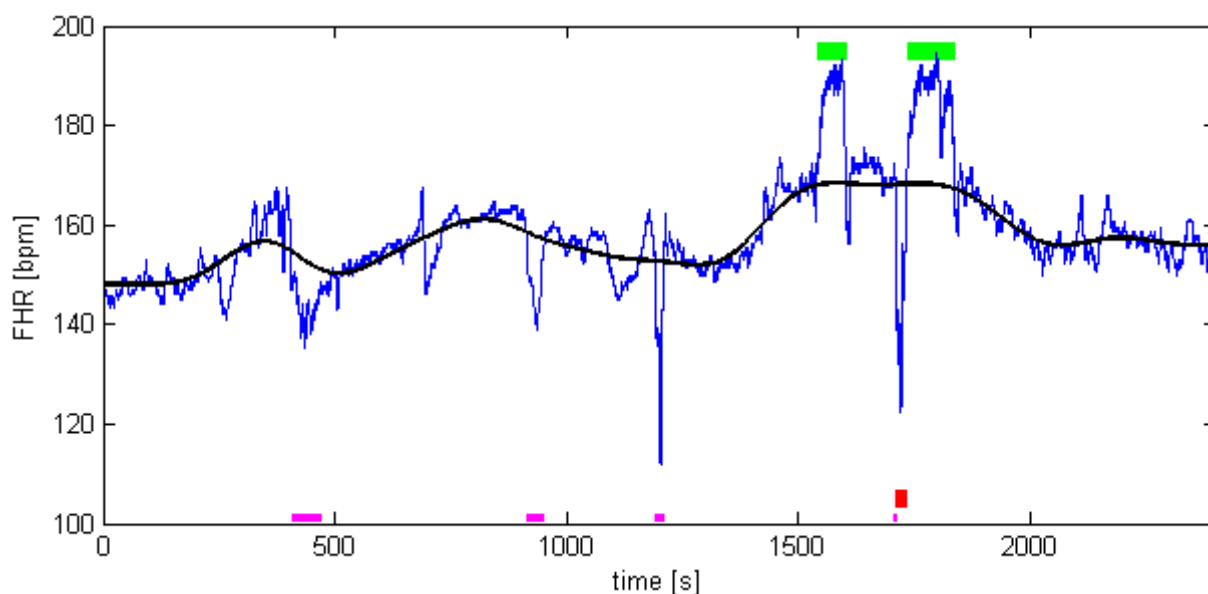
Detekované decelerace rozlišené dle použitých metod pro odhad bazální linie jsou na obr. 3.15, obr. 3.16, obr. 3.17 a obr. 3.18. Nalezené decelerace s běžným prahem jsou na obrázcích zobrazeny červeně a s upraveným prahem fialově.



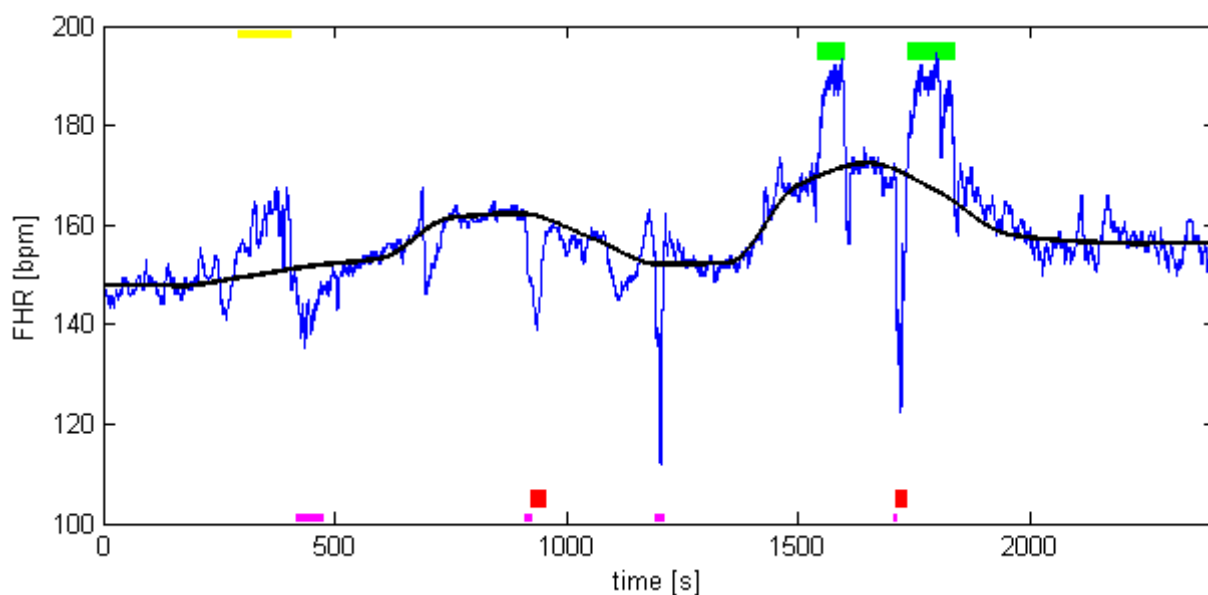
Obrázek 3.15: Detekce akcelerací a decelerací (Taylor). Modrý signál zobrazuje nahraný záznam, černě je zvýrazněna odhadnutá bazální linie dle příslušné metody, zelené pruhy značí detekované akcelerace dle FIGO, žluté pruhy označují akcelerace nalezené se sníženým prahem, červené pruhy značí detekované decelerace dle FIGO, fialové pruhy označují decelerace nalezené se sníženým prahem.



Obrázek 3.16: Detekce akcelerací a decelerací (Pardey). Modrý signál zobrazuje nahraný záznam, černě je zvýrazněna odhadnutá bazální linie dle příslušné metody, zelené pruhy značí detekované akcelerace dle FIGO, žluté pruhy označují akcelerace nalezené se sníženým prahem, červené pruhy značí detekované decelerace dle FIGO, fialové pruhy označují decelerace nalezené se sníženým prahem.



Obrázek 3.17: Detekce akcelerací a decelerací (Jimenez). *Modrý* signál zobrazuje nahraný záznam, *černě* je zvýrazněna odhadnutá bazální linie dle příslušné metody, *zelené pruhy* značí detekované akcelerace dle FIGO, *žluté pruhy* označují akcelerace nalezené se sníženým prahem, *červené pruhy* značí detekované decelerace dle FIGO, *fialové pruhy* označují decelerace nalezené se sníženým prahem.



Obrázek 3.18: Detekce akcelerací a decelerací (Georgieva). *Modrý* signál zobrazuje nahraný záznam, *černě* je zvýrazněna odhadnutá bazální linie dle příslušné metody, *zelené pruhy* značí detekované akcelerace dle FIGO, *žluté pruhy* označují akcelerace nalezené se sníženým prahem, *červené pruhy* značí detekované decelerace dle FIGO, *fialové pruhy* označují decelerace nalezené se sníženým prahem.

3.2.6 Detekce kontrakcí

Detekce kontrakcí je dalším možným způsobem (kromě FHR) pro zhodnocení fyzické kondice plodu. Kontrakce se detekují v záznamech TOCO a mají spojitost s deceleracemi v FHR záznamu. Musíme ale podotknout, že kontrakce a jejich detekce není popisována klinickými doporučeními FIGO. Kontrakce jsou charakteristické nárůstem křivky hodnot TOCO, jsou kopečkovitého tvaru (dobře formovaný zvonovitý tvar). Jedna kontrakce má obvyklé trvání, od jejího počátku ke konci, 45-90 sekund (Měchurová, 2012).

Detekci kontrakcí jsme vylepšili na základě pozic nalezených decelerací. Ačkoli jsme již na začátku provedli výběr FHR záznamů pomocí indexu kvality, neznamená to, bohužel, i dobrou kvalitu záznamu děložní aktivity. Pouze v případech, kdy nalezneme spolu související decelerace a kontrakce, jsme schopni analyzovat jejich vzájemný vztah. Vzájemný vztah decelerací a kontrakcí umožňuje včasnou detekci nastávajících či probíhajících problémů během porodu.

Jak popisuje část 2.3.2, detekce kontrakcí se skládá z mnoha kroků. Popisovaný postup dosahoval přijatelných výsledků, a proto jsme se popisovanou metodou (Georgieva et al., 2009; Cazares, 2002), uvedenou v části 2.3.2, inspirovali.

Postup analýzy

V prvním kroku analýzy TOCO záznamu bylo nutné specifikovat základní parametry a stanovit konstanty. Tyto konstanty určují délku okna, překrytí, prahy pro amplitudu, délku apod. Následně musí být pro každý segment zvlášť odhadnuta bazální linie. Aby nedocházelo k výraznějším rozdílům mezi bazálními liniemi sousedních segmentů TOCO signálu, tak byl zvolen určitý překryv, čímž se předpokládá, že se nalezené kontrakce budou mezi sousedními segmenty překrývat. Také je tím zajištěna vyšší pravděpodobnost nalezení kontrakce v případě, že by došlo ke špatným odhadům při zpracování daného segmentu.

Mezi parametry patří délka okna: $L = 20$ minut, překrytí oken: $3/4 \cdot L$, minimální délka kontrakce: 15 s, maximální délka: 240 s, práh pro minimální hodnotu signálu: 20 ($prah_{min}$), procento množství signálu nad minimální práh: 80%, minimálně jednotek signálu nad bazální linii: 5 ($prah_{plus}$), procento množství signálu nad bazální linii 50%. Posledním prahem, který je nastavitelný, je fixní práh ($prah_{fix}$) pro zafixování detekčního prahu: 20. Bližší popis uvedených parametrů si rozebereme níže v popisu detekce.

Nejdříve musí být odhadnuta bazální linie nitroděložního tlaku. Ta by v tomto případě měla ležet na stabilních segmentech v místech bez kontrakcí. Dále dle vzorců uvedených v části 2.3.2 se provede derivace z filtrem vyhlazeného rozdílu mezi původním signálem TOCO a odhadem bazální linie (3.9).

$$Udf = \frac{d(filtr(U - B))}{dt} \quad (3.9)$$

Ve vzorci (3.9) U značí vybrané okno ze záznamu TOCO, B je odhadnutá bazální linie a $filtr()$ označuje filtraci klouzavým průměrem přes 180 vzorků. Z vektoru Udf se následně určí prahy kolem nuly z 90. a 10. percentilu pro základní práh, 75. a 25. percentil pro práh snížený. První odhad kontrakcí se provede pomocí základních prahů z Udf a pak pokračuje kontrola začátků, konců a délek nalezených kontrakcí. S $prah_{fix}$ je provedena korekce pro vypočtené hodnoty prahu z percentilu na nejmenší možný kolem nuly ± 20 . Blíže k nule žádný jiný práh neexistuje.

Při kontrole délek nalezených kontrakcí se uplatní téměř všechny specifikované parametry. V případech, kdy je kontrakce kratší než nejkratší možná 15 s nebo delší než stanovených 240 s, dojde k vyřazení této "domnělé" kontrakce. V opačném případě dochází ke kontrole rozložení amplitudy nalezené kontrakce. Jedná se o drobné opatření, aby malá výchylka na vyšší bazální linii nebyla považována za kontrakci, i když jí není. Je prováděna kontrola, zda data v prohledávaném úseku mají minimální hodnotu nad práh 20, který byl předem opraven o střední hodnotu bazální linie (3.10). Dále je stanoveno, že těchto vyšších hodnot musí být $\geq 80\%$. Druhou podmínkou je, aby $\geq 50\%$ kontrakce leželo nad bazální

linií +5, která probíhá v místě kontrakce (3.11). V případě nesplnění některé z uvedených podmínek dochází k vyřazení "domnělé" kontrakce.

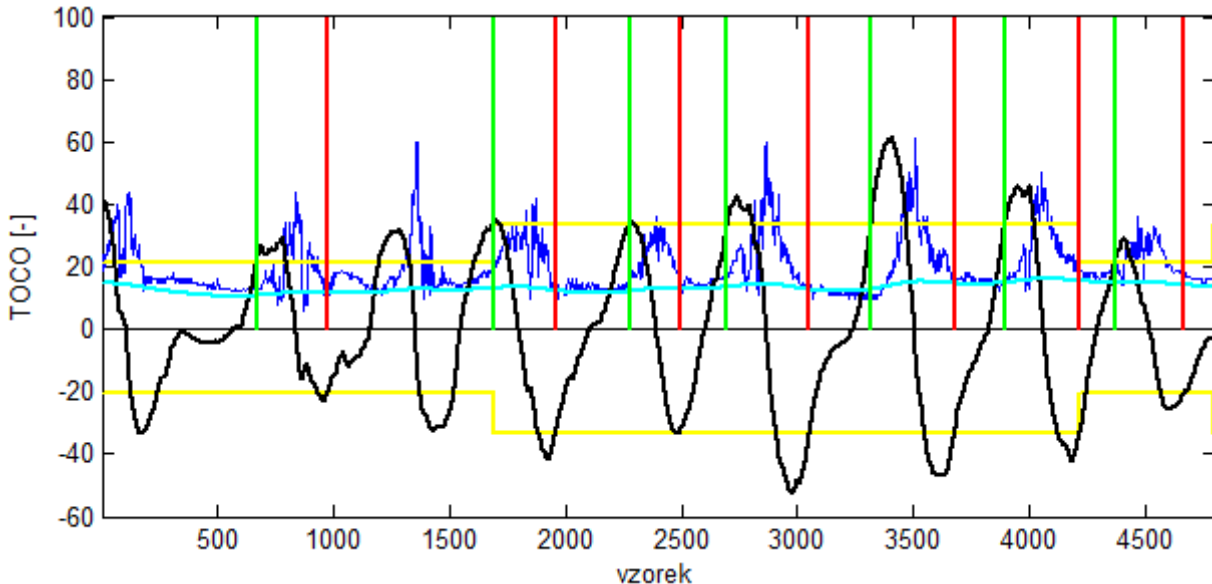
$$prah_{min2} = prah_{min} - \mu(B) = 20 - \mu(B) \quad (3.10)$$

$$prah_B = prah_{plus} + B = 5 + B \quad (3.11)$$

Po kontrole délek je ještě provedena kontrola mezi začátkem a koncem každé kontrakce, aby nedošlo k vydávání se několika kontrakcí za jedinou. Kontrola je prováděna pomocí snížených prahů a stejně jako při základní detekci je i zde prováděna kontrola začátků, konců a délek.

Na kontrolu mezi začátkem a koncem navazuje kontrola prostoru mezi koncem jedné kontrakce a začátkem kontrakce následující. Opět se využije snížených prahů pro detekci kontrakcí. I zde se musí provést kontrola začátků a konců jednotlivých kontrakcí. A samozřejmě nakonec následuje kontrola délek.

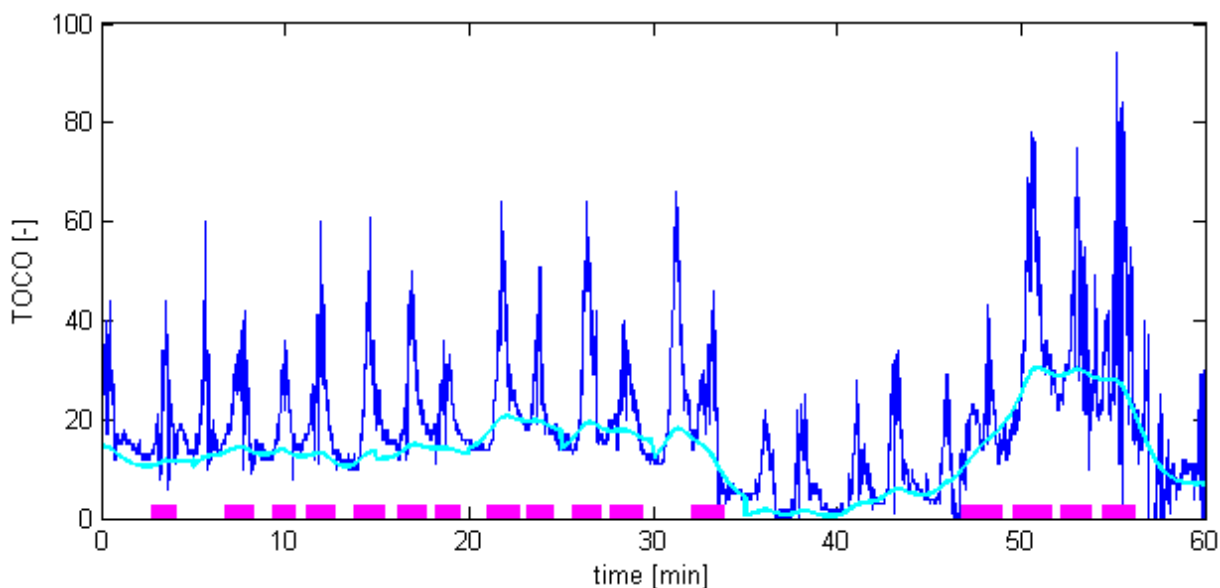
Rozbor jednoho 20-ti minutového okna je na obr. 3.19, kde jsou žlutě vyznačeny nastavené prahy pro detekci. V obrázku jsou vidět dvě různé velikosti prahu - základní a snížený. Ani jeden z nich ale nejde blíže k nule, než je nastaveno fixní hodnotou ± 20 . A na obr. 3.20 je kompletně provedená detekce kontrakcí přes 60-ti minutové okno. Zde je vidět, že některé kontrakce, ač zjevné, nebyly detekovány. Je to způsobeno nastavením fixního prahu na ± 20 a dalšími postupy při adaptaci prahů.



Obrázek 3.19: Detekce kontrakcí - popis. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam TOCO, světle modrou je vyznačena bazální linie TOCO signálu, černě je zvýrazněna určená derivace po filtraci Udf , žlutou jsou vyznačeny prahy (dle percentilu standardní a nižší s fixovanou hodnotou), zelené čáry označují detekovaný začátek jednotlivých kontrakcí, červené čáry značí detekované konce jednotlivých kontrakcí. Principiálně podobné jako na obr. 2.10.

Náš postup detekce kontrakcí by se dal shrnout do následujících bodů:

1. Určení Udf (3.9).
2. Stanovení základních a snížených prahů.
3. Oprava prahů blízkých nule na fixní hodnotu.
4. První detekce základním prahem.
5. Kontrola začátků, konců a délek nalezených kontrakcí (3.10) (3.11).
6. Prohledávání prostoru mezi začátkem a koncem každé kontrakce. Detekce se sníženými prahy.
7. Kontrola začátků, konců a délek nalezených kontrakcí (3.10) (3.11).
8. Prohledávání prostoru mezi koncem jedné kontrakce a začátkem kontrakce následující. Detekce se sníženými prahy.
9. Kontrola začátků, konců a délek nalezených kontrakcí (3.10) (3.11).



Obrázek 3.20: Detekce kontrakcí - odhad. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam TOCO, světle modrou je vyznačena bazální linie TOCO signálu, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce.

Propojení s deceleracemi

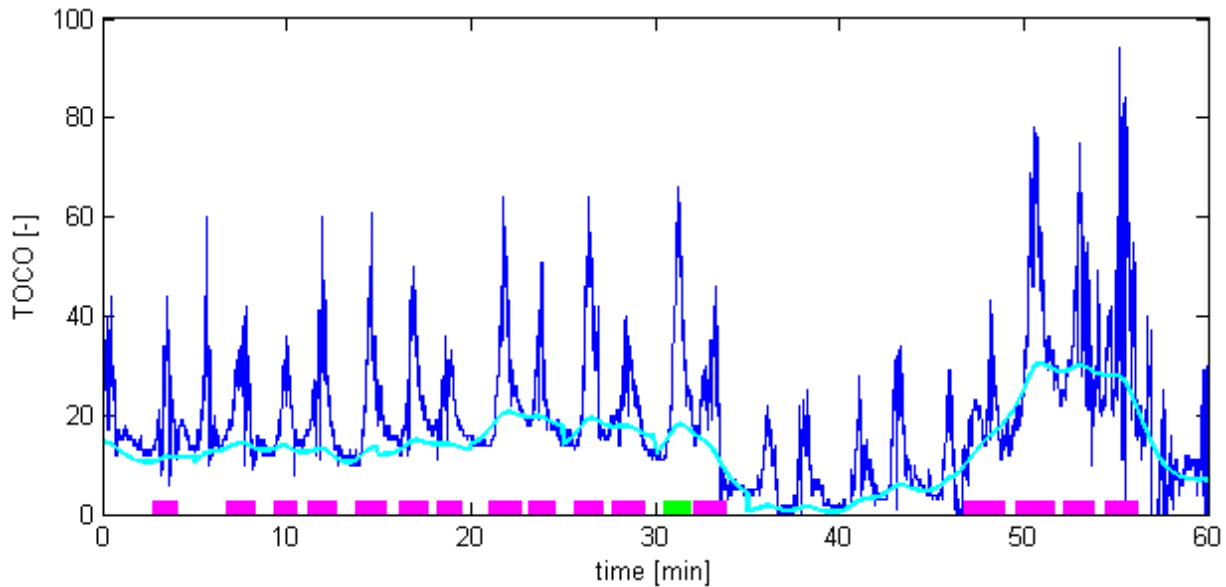
Již dříve bylo několikrát řečeno, že mezi kontrakcemi a deceleracemi existuje určitý vztah - decelerace je reakcí na kontrakci. Protože mezi těmito signály existuje určité spojení, má smysl vyšetřovat je vzájemně. Vzhledem k začátkům, koncům a vrcholům, respektive nejnižším hodnotám, lze definovat různé typy decelerací, viz 2.1.2 nebo další literatura (Sundström et al., 2000; Měchurová, 2012) aj.

Musíme určit, které decelerace a kontrakce spolu souvisí. Vzájemné souvislosti jsme využili k dohledání dalších kontrakcí, které jsme nebyli schopni odhalit anebo jsme je museli vyřadit kvůli některému z uvedených důvodů.

Detekce kontrakcí pomocí decelerací V místech, kde jsme dle předchozích popisů našli decelerace, jsme opětovně zkoušeli nalézt kontrakce. TOCO signál jsme prohledávali pouze v místě, kde se objevila decelerace a to s malou úpravou šířky okna prohledávaného signálu. Začátek okna jsme posunuli o 5 minut před začátek decelerace a konec okna o 5 minut za konec decelerace. Ve vytvořeném okně jsme dle popsaného postupu testovali existenci kontrakcí. Výsledek je zobrazen na obr. 3.21. Zelenou barvou je na obrázku vyznačena nově detekovaná kontrakce. Porovnání je možné s obr. 3.20.

Ohodnocení decelerací Po dohledání "chybějících" kontrakcí jsme provedli spojení nalezených decelerací s nalezenými kontrakcemi. Spojení probíhá na základě místa výskytu - překryvu. Nejdříve jsme porovnali intervaly decelerací a kontrakcí (1:N). V případě překryvu intervalů jsme tuto dvojici považovali za spolu korelující. Také se může stát, že dojde ke špatnému určení některé decelerace nebo kontrakce. V případě, existují-li dvě taková spojení, kdy si v obou případech decelerace odpovídají, dojde u druhého spojení k jeho vyřazení. Takto jsme schopni nalézt jedinečné, sobě odpovídající, decelerace a kontrakce.

Pro získání další informace ohledně kontrakcí a decelerací bylo nutné určit vztah pozice vrcholu kontrakce a minimální hodnoty decelerace. Aby to bylo možné, byl signál FHR i TOCO filtrován klouzavým průměrem přes 30 vzorků. Po vyhlazení obou signálů byla v FHR signálu vyhledána vždy minimální hodnota každé decelerace a v signálu TOCO naopak maximální hodnota každé kontrakce. Empirickým přístupem jsme nastavili hodnotu přesnosti pro překryv lokálních extrémů z obou signálů. Hodnotu jsme nastavili na $10 \text{ s } f = 40 \text{ Hz}$, což odpovídá ± 40 vzorkům (*pr*).



Obrázek 3.21: Detekce kontraktí - odhad deceleracemi. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam TOCO, světle modrou je vyznačena bazální linie TOCO signálu, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce, zeleně jsou vyznačeny nově detekované kontrakce.

Ohodnocení decelerací je prováděno pro periodické decelerace, kde využíváme vzájemné informace decelerací (D) a kontraktí (C). Ohodnocení vychází z literatury (Měchurová, 2012). Podmínky a prahy, jaké jsme pro ohodnocení zvolili, jsou uvedeny v tabulce 3.4.

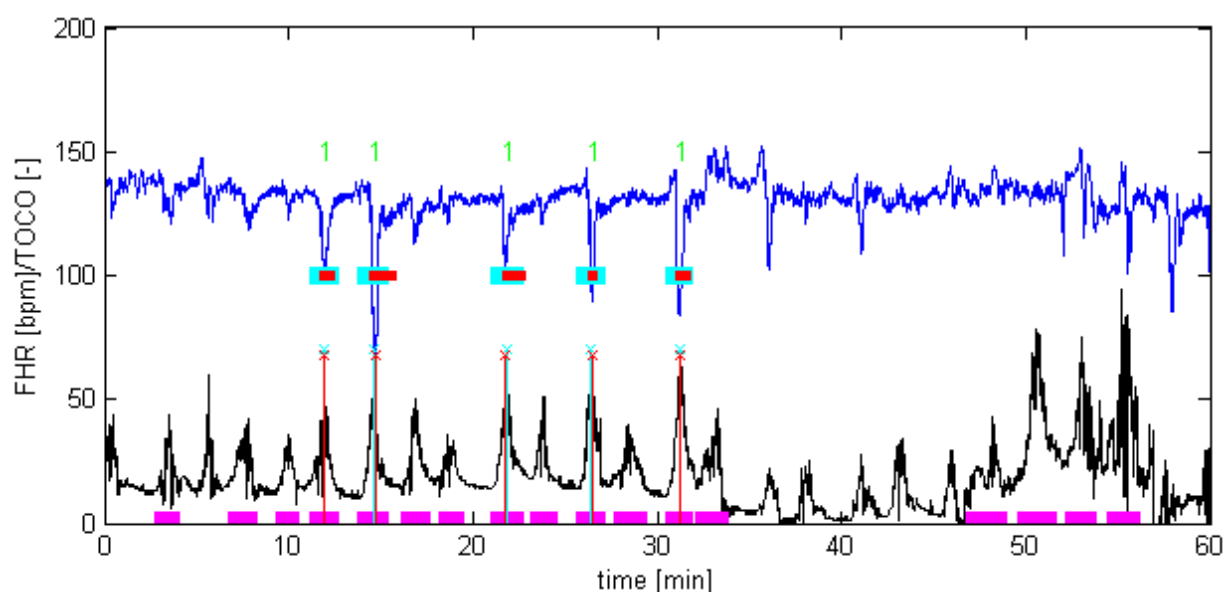
Tabulka 3.4: Podmínky ohodnocení decelerací. Hodnocení začíná odshora a jde postupně dolů. Tedy, pokud není splněna podmínka pro *Rané*, kontroluje se podmínka pro *Pozdní*. Pokud není splněna ani ta, kontrolují se podmínky pro *Variabilní* atd. Při splnění podmínek pro některou z těchto decelerací je ohodnocení decelerace hotové.

Číslo	Variabilní decelerace	Podmínky/Prahy
1	Rané	$ D - C < pr$ nebo $ D_{min} - C_{max} < pr$
2	Pozdní	$C_{max} > D_{min}$ a $D_{T-konec} + 80 > C_{T-konec}$
3	Variabilní I	$B_{normal} == ANO$ a $ D_{T-start} - D_{T-konec} < 240$
4	Variabilní II	$B_{normal} == NE$ a $ D_{T-start} - D_{T-konec} \geq 240$
0	-	žádné z podmínek neodpovídají

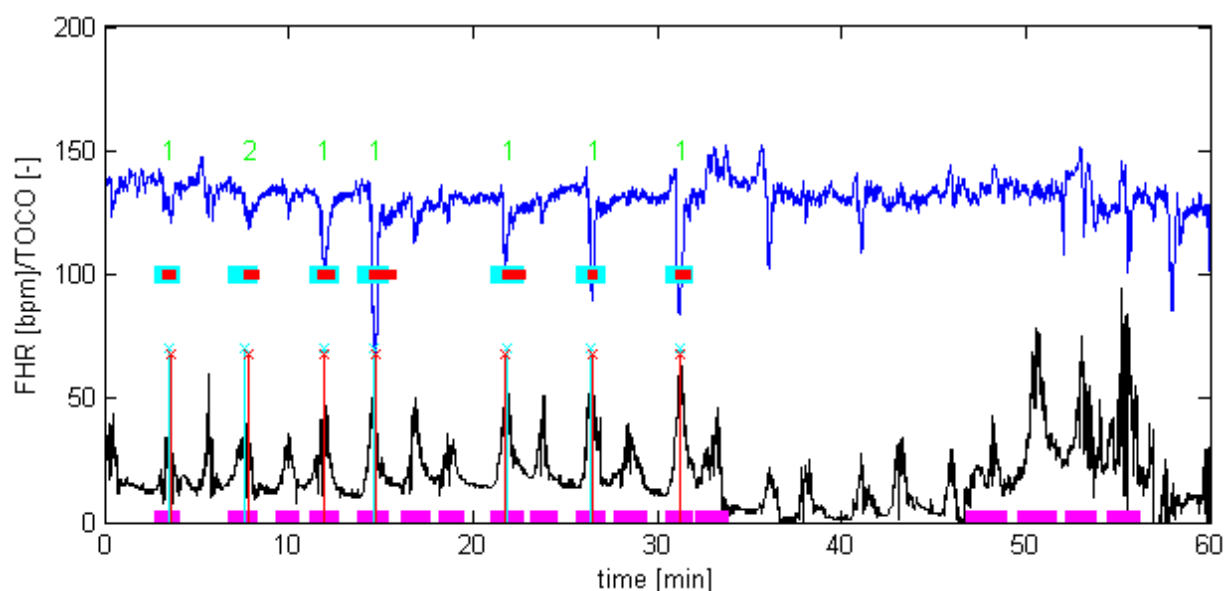
V tabulce 3.4 dolní index X_{T-} označuje čas na začátku decelerace, kontrakce nebo čas na jejich konci. B_{normal} je označení pro bazální linii FHR. Normální je v případě, že leží v intervalu $< 110; 150 > bpm$, jinak normální není. X_{min} a X_{max} je označení pro minimální, respektive maximální hodnotu kontrakce (C) či decelerace (D).

Dle výše uvedeného postupu jsme provedli ohodnocení sobě odpovídajících kontraktí a decelerací. Výsledek demonstrujeme na 60-ti minutovém záznamu na obr. 3.22.

Aby bylo možné získat tyto výsledky, tak bylo zapotřebí všech postupů a metod popsanych v předchozích částech této práce. Pro odhad bazální linie a decelerací v FHR vycházíme z postupu podle (Georgieva et al., 2011) s prahy dle (FIGO, 1986). Pokud například použijeme snížený práh pro detekci decelerací, můžeme detekovat více decelerací a tím více spojení mezi deceleracemi a kontraktí, viz obr. 3.23.



Obrázek 3.22: Ohodnocení decelerací s bazální linií podle (Georgieva et al., 2011) a prahy dle (FIGO, 1986). Modrý signál zobrazuje nahraný záznam FHR, černě je záznam TCO, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce, zeleně jsou vyznačeny čísla hodnocení kontrakce viz tabulka 3.4, červené pruhy označují korespondující decelerace a červené čáry lokální extrém každé decelerace (minimum), světle modré pruhy označují korespondující kontrakce a světle modré čáry lokální extrém každé kontrakce (maximum).



Obrázek 3.23: Ohodnocení decelerací s bazální linií podle (Georgieva et al., 2011) a upravenými prahy. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam FHR, černě je záznam TCO, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce, zeleně jsou vyznačeny čísla hodnocení kontrakce viz tabulka 3.4, červené pruhy označují korespondující decelerace a červené čáry lokální extrém každé decelerace (minimum), světle modré pruhy označují korespondující kontrakce a světle modré čáry lokální extrém každé kontrakce (maximum).

3.2.7 Variabilita

Variabilita je definována pro rozdíl úder-úder srdce. Její odhad má smysl především v případech monitorování EKG plodu invazivní metodou, protože v takovém případě přesně známe velikost jednotlivých úderů (časy mezi údery). V našem případě, kdy máme k dispozici data z externího monitorování, není její odhad úplně přesný. Je to způsobeno autokorelační funkcí při užití Dopplerovského ultrazvuku. Abychom ale dokončili analýzu KTG záznamu a tím splnili všechny předpoklady pro hodnocení dle FIGO, uvedeme si výpočet obou typů variability. Uvedené vzorce vycházejí z článku (Spilka et al., 2012b). Tento článek pojednává o odhadu variability z pohledu způsobu monitorování a kvality záznamu.

Pro výpočet krátkodobé i dlouhodobé variability existuje mnoho vzorců. V našem případě postačí pouze zde uvedené. Porovnání různých přístupů lze nalézt v uvedeném článku (Spilka et al., 2012b).

Krátkodobou i dlouhodobou variabilitu jsme počítali na stabilních úsecích - absence akcelerací a decelerací.

Krátkodobá

Krátkodobá variabilita (STV) je charakteristická na krátkém úseku mezi jednotlivými údery srdce. Základní vzorec používaný pro výpočet STV (3.12) počítá s odhadem mezi jednotlivými údery pomocí epoch. Pro signály získané externím monitorováním se počítají epochy o délce 3.5 s (3.13). Odhad pro signál delší jak 60 s je zprůměrován.

$$STV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |FHR_e(i+1) - FHR_e(i)| \text{ [bpm]} \quad (3.12)$$

$$FHR_e = \text{mean}(FHR(0 : 3.5 \text{ s})) \quad (3.13)$$

Krátkodobá variabilita má v našem případě problém kvůli zdroji dat. Signál, který sice vyjadřuje změnu srdeční frekvence plodu, není reálným ukazatelem úder-úder. Při externím monitorování s využitím Dopplerovského ultrazvuku se využívá autokorelační funkce a následkem toho vznikají ne zcela přesné hodnoty. Přesto je tento způsob monitorování nejpoužívanější.

Dlouhodobá

Dlouhodobá variabilita (LTV) se počítá přes úseky dlouhé 60 s, kde se určuje maximální a minimální hodnota. Rozdíl maximální a minimální hodnoty FHR udává LTV (3.14). Na rozdíl od STV se zde průměrují až výsledky z každého úseku.

$$LTV = FHR_{max} - FHR_{min} \text{ [bpm]} \quad (3.14)$$

LTV vyjadřuje schopnost centrálního nervového systému monitorovat a dle potřeby nastavovat kardiiovaskulární systém. LTV může upozornit na případný problém s hypoxií.

V případě FIGO hodnocení se počítá s LTV, protože STV je "skryta". Proto je pro nás určení LTV důležitější.

3.3 Dosažené výsledky

V předchozí části 3.2 jsme rozebrali použitou metodiku analýzy KTG a nastínili funkčnost jednotlivých metod. Tomu nejprve předcházela pro nás nezbytný výběr dat 3.1 a teprve potom mohla následovat samotná analýza KTG záznamů. Popsané metody jsme se snažili optimalizovat tak, aby při subjektivním zhodnocení dosahovali co možná nejlepších výsledků.

Celý postup analýzy KTG záznamu začíná u odhadu bazální linie. Před implementací jsme provedli průzkum dostupné literatury a nakonec jsme vybrali čtyři víceméně odlišné metody. Rozdíl odhadu je vidět na obr. 3.12, obr. 3.13 a obr. 3.14, kde je porovnáván odhad bazální linie čtyřmi různými způsoby, jeden z nich se dvěma různě velkými segmenty u metody s použitím segmentace. Pokud se na výsledky podíváme blíže, tak dle FIGO se bazální linie skládá ze stabilních segmentů. Tohoto postupu se drží metoda na obr. 3.10 s 5-ti minutovým oknem u segmentace, respektive obr. 3.11 s 10-ti minutovým oknem. My jsme dospěli k závěru, že tento přes stabilní segmenty probíhající odhad je tím nejlepším z navržených. Optimálně s použitím 5-ti minutových oken a překryvem 50%. Nejlepší volba může být ale určena pouze zkušeným lékařem. Je i možné, že žádný z odhadů nemusí být naprosto vyhovující.

Odhadnutá bazální linie umožňuje detekci akcelerací a decelerací. S použitou metodou odhadu bazální linie se i lišili jednotlivé výsledky, což je patrné na obr. 3.15, obr. 3.16, obr. 3.17 a obr. 3.18. Z těchto obrázků, kde byly jednotlivé metody aplikovány na stejný průběh, můžeme opět usuzovat, že nejoptimálnější může být metoda na obr. 3.18 (Georgieva). To proto, že bazální linie velice dobře kopíruje stabilní průběh signálu a z detekce podle FIGO (červené pruhy) bylo určeno nejvíce poklesů v FHR, které by mohli být deceleracemi. Další metodou, která z našeho pohledu dosahovala dobrých výsledků, je na obr. 3.17 (Jimenez). Zajisté záleží i na tom, zda budeme decelerace a akcelerace hledat dle FIGO či s námi upravenými prahy. Protože jak je i patrné na obrázcích, v případě upravených prahů došlo ke zvýšení počtu detekovaných úseků s poklesem FHR (fialové pruhy) či s nárůstem FHR (žluté pruhy). Nadále můžeme fialové pruhy považovat za potenciální decelerace a žluté pruhy za potenciální akcelerace. Opět pouze na základě expertního hodnocení můžeme posoudit kvalitu detekce.

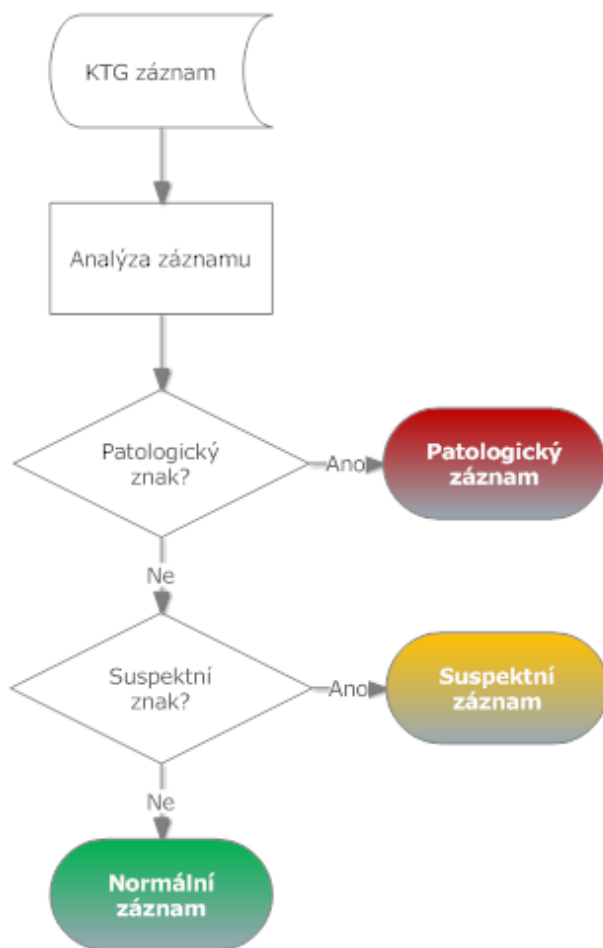
Pro další zhodnocení KTG bylo použito záznamu TOCO. TOCO jsme podrobili analýze proto, abychom dokázali v co možná nejvyšším počtu identifikovat jednotlivé kontrakce. V tomto případě jsme se také inspirovali již dříve navrženou metodou, která sama o sobě dosahovala zajímavých výsledků. Detekci kontrakcí jsme provedli přes derivaci signálu viz obr. 3.19. Výsledek detekce je závislý na kvalitě signálu TOCO - hodnoty bazální linie, kvalita zachycených kontrakcí aj. Pokud zhodnotíme obr. 3.20, kde jsme se pokoušeli detekovat co možná nejvyšší počet kontrakcí, tak je vidět, že několik kontrakcí detekci uniklo. Problém nastal především v úseku mezi 30. a 50. minutou. V tomto místě jsou jednak nižší kontrakce, což by pro detekci až tak velký problém nebyl, ale především zde došlo k výraznému propadu bazální linie. To způsobilo pokles pod fixní hodnotu a problém s detekcí. Abychom tento problém alespoň částečně kompenzovali, tak jsme implementovali jednoduchý algoritmus, který navíc prohledává i místa v TOCO signálu, kde se na stejném místě v FHR záznamu nacházejí decelerace. Na zobrazeném obrázku se kompenzace pozitivně projevila, viz obr. 3.21. Nevýhodou je, že ostatní nedetekované kontrakce zůstávají nedetekované, protože v jejich místě nebyly detekovány žádné decelerace, viz obr. 3.22, a to ani v případě potenciálních decelerací, viz obr. 3.23. Tento postup tedy přináší uspokojení pouze někdy.

Kromě zpětného využití decelerací pro vyhledání kontrakcí jsme KTG a jeho detekované vlastnosti použili pro spojení korespondujících decelerací a kontrakcí. Výsledek spojení na základě předchozí detekce jednotlivých decelerací a kontrakcí je uspokojivý. V případech, kde byl zřejmý překryv, problém nenastal. Viditelný rozdíl nastal až v postupu hodnocení decelerací - FIGO odhad versus potencionální odhad. Rozdíl mezi výsledky je na obr. 3.22 a obr. 3.23. U obou obrázků jsme zelenými čísly dle definovaných podmínek v tabulce 3.4 označili typy decelerací.

3.3.1 Rozhodovací strom

Pro dokončení FIGO hodnocení je nutné provést závěrečnou klasifikaci celého signálu. Pro provedení klasifikace musíme nejdříve znát všechny potřebné údaje, které jsou uvedeny v tabulce 2.2. Hodnotíme intrapartální záznamy.

Jelikož z předchozího zpracování, viz 3.2, známe potřebné údaje pro klasifikaci, můžeme sestavit rozhodovací strom a podle něho zařadit každý analyzovaný signál do jedné ze tříd (podle FIGO): Normální, Suspektní, Patologický. Jednoduchý rozhodovací strom podle tabulky 2.2 je na obr. 3.24.



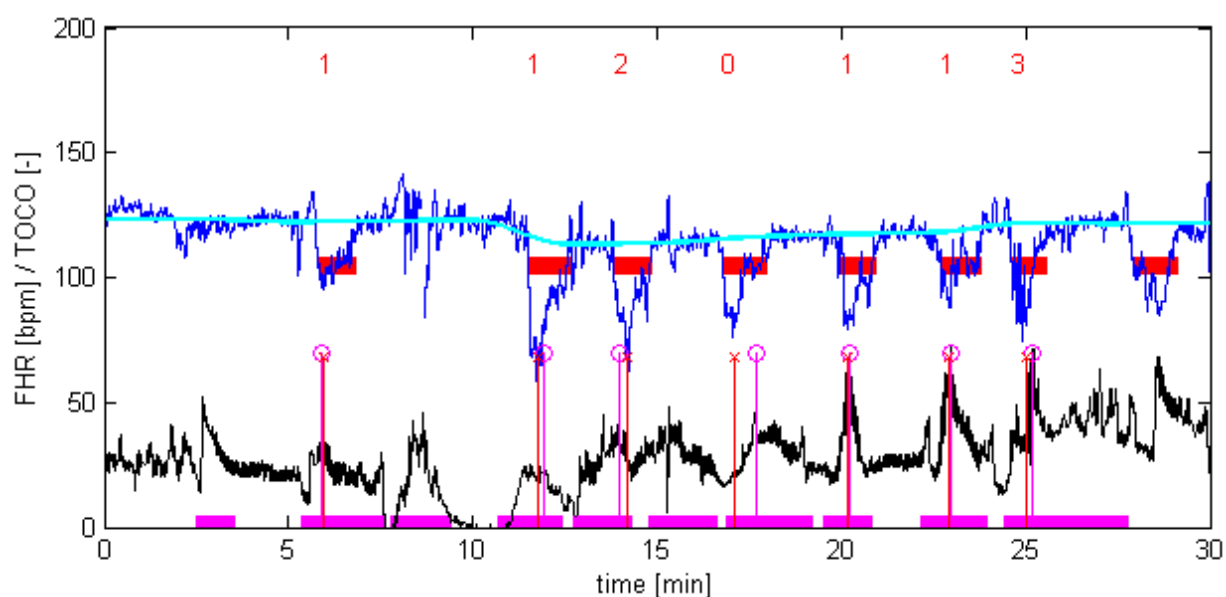
Obrázek 3.24: Rozhodovací strom pro klasifikaci záznamu podle tabulky 2.2

Klasifikace dle obr. 3.24 je prováděna v závislosti na výskytu nějakého znaku pro Patologický či Suspektní záznam. Pokud je nějaký znak nalezen, je podmínka splněna.

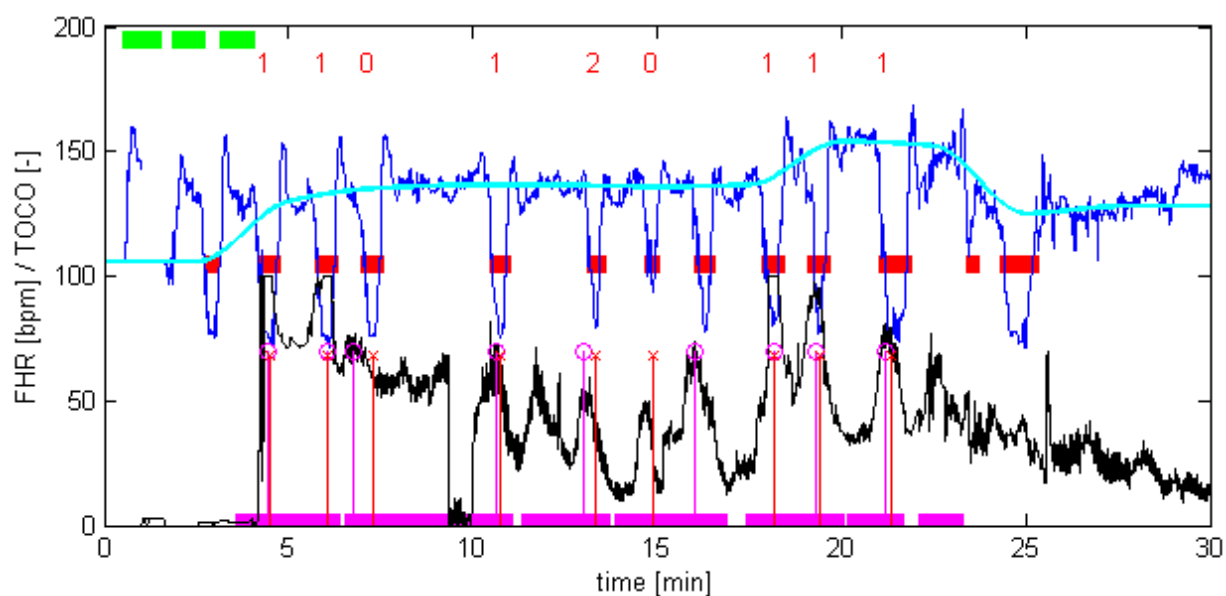
3.3.2 Shrnutí analýzy KTG

Zatím jsme si popsali dosahované výsledky dílčích postupů. Teď si uděláme shrnutí na několika KTG signálech, aby bylo vidět, jakých výsledků analýza dosahuje jako celek. Provedená analýza je na obr. 3.25 a obr. 3.26.

Podrobný popis analýzy je u každého obrázku samostatně. Jedná se o souhrnné výsledky provedené analýzy.



Obrázek 3.25: Analýza KTG - 1. ukázka. Použito nastavení dle FIGO a bazální linie Georgieva. $LTV = 27.0476 \text{ bpm}$. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam FHR, světle modrá je bazální linie FHR (Georgieva), černě je záznam TOCO, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce, zeleně jsou vyznačeny akcelerace, červeně jsou označeny decelerace, červené a fialové čáry označují lokální extrémy (minimum decelerace červeně, maximum kontrakce fialově), červená čísla označují typ decelerace dle tabulky 3.4.

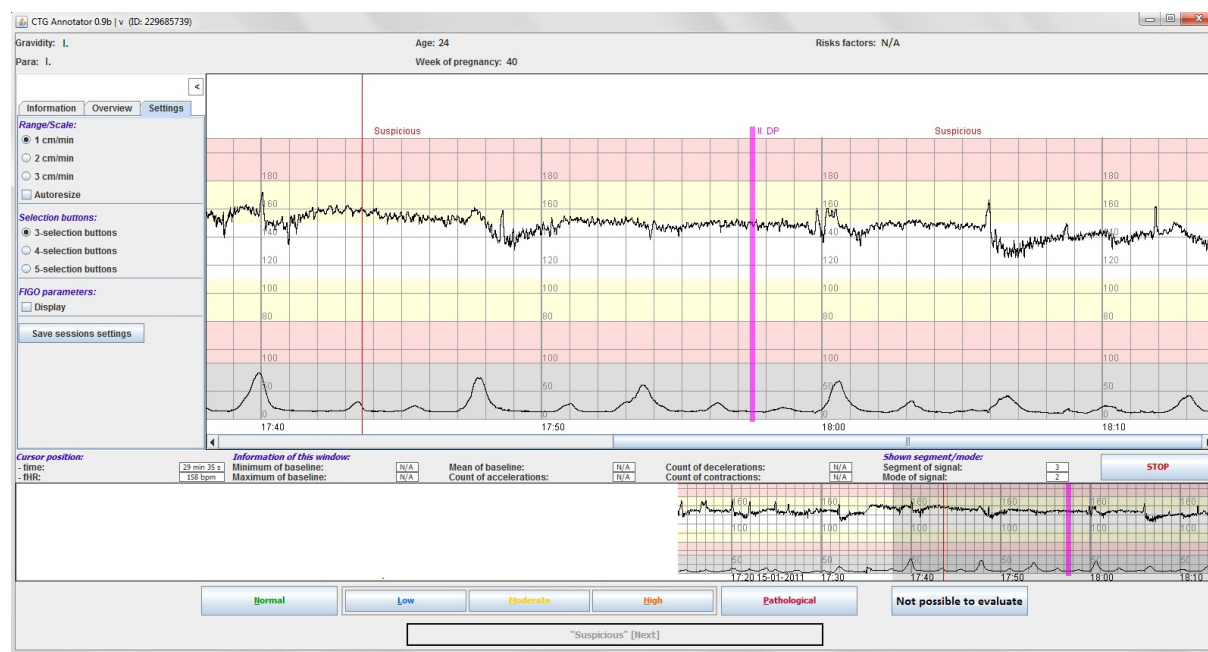


Obrázek 3.26: Analýza KTG - 1. ukázka. Použito nastavení dle FIGO a bazální linie Georgieva. $LTV = 32.6447 \text{ bpm}$. Modrý signál zobrazuje nahraný záznam FHR, světle modrá je bazální linie FHR (Georgieva), černě je záznam TOCO, fialovou jsou vyznačeny detekované kontrakce, zeleně jsou vyznačeny akcelerace, červeně jsou označeny decelerace, červené a fialové čáry označují lokální extrémy (minimum decelerace červeně, maximum kontrakce fialově), červená čísla označují typ decelerace dle tabulky 3.4.

3.3.3 Porovnání s expertem

Expertní hodnocení přináší možnost porovnání navržených algoritmů a postupů vůči zkušenému lékaři s dlouholetou praxí.

Pro získání expertního hodnocení jsme využili softwaru *CTG Anotátor* vyvinutého skupinou Biodat Research Group, ČVUT v Praze (Zach et al., 2012), viz obr. 3.27. Doplnující informace k záznamům byly zaznamenány v papírové podobě.



Obrázek 3.27: CTG Anotátor (Zach et al., 2012)

Pro porovnání bylo náhodně vybráno 22 záznamů z provedeného výběru dat v části 3.1.2 s výjimkou špatných záznamů.

Lékař vybrané záznamy hodnotil na dvě části - 2x 30 minut. V případě automatického hodnocení jsme udělali totéž s tím, že jsme ještě navíc přidali hodnocení obou částí v celku - 2x 30 minut + celých 60 minut. Více jak 40 minut přináší možnost hodnocení variability dle FIGO doporučení, viz tabulka 2.2. Tabulka mimo jiné uvádí i hodnocení podle typu decelerací. Ačkoliv jsme analýzu typu decelerací také zahrnuli, nemohli jsme ji využít.

FIGO doporučení sice jasně uvádějí, jaký typ decelerace musí být v záznamu obsažen, ale konečný závěr z nich učinit nemůžeme. Typy decelerací nejsou jasně specifikovány, a proto správný odhad typu decelerace nelze provést. Kvůli problémům vyplývajících z nejasných definic jsme se rozhodli klasifikaci na základě typu decelerací vyřadit.

Pro klasifikaci záznamů do tříd (Normální, Suspektní, Patologický) jsme využili parametrů bazální linie a variability. Pro porovnávání intervalů jsme u bazální linie spočetli její průměr v daném úseku (30 minut nebo 60 minut). Tuto průměrnou hodnotu jsme následně porovnávali s podmínkami pro hodnocení dle bazální linie. Pro variabilitu jsme využili hodnoty LTV, kterou jsme vypočítali při analýze.

Kromě porovnávání závěrečné klasifikace záznamu s expertem jsme se rozhodli i pro porovnávání odhadu akcelerací, decelerací a hladiny bazální linie. Opět jsme využili expertem ohodnocené záznamy.

V tabulce 3.5 je porovnání klasifikace automatického systému (AS) s expertem. Klasifikace je prováděna do tříd: Normální (N), Suspektní (S), Patologický (P). Při hodnocení došlo ke shodě u 23 ze 44 hodnocení (52%). Číslo záznamu slouží pro interní účely, aby záznamy bylo možné dohledat. KVD je zkratkou pro: Klasifikace výběru dat. Jedná se o hodnoty spočtené pro rozřazení kolekce dat na základě indexu kvality, část 3.1. KVD zde má informativní charakter pro doplnění analýzy a hodnocení.

Tabulka 3.5: Klasifikace v porovnání s expertem. (KVD - Klasifikace Výběru Dat, AS - Automatický Systém, N - Normální, S - Suspektní, P - Patologický)

Č. záznamu	KVD	Expert		AS		
		1. 30 min	2. 30 min	1. 30 min	2. 30 min	60 min
1/1040452	1.00	S	S	N	N	N
2/1040209	0.97	S	S	S	S	S
3/1037482	0.91	S	S	S	S	S
4/1033687	0.77	S	S	S	S	S
5/1032732	0.80	N	S	S	S	S
6/1019184	0.80	S	N	S	S	S
7/1019042	0.88	N	S	S	S	S
8/1015002	0.93	S	S	S	S	S
9/1011294	0.67	S	S	S	N	S
10/1011236	0.83	N	N	S	S	S
11/1009757	0.77	N	N	S	S	S
12/1008803	0.99	N	N	N	S	N
13/1008796	0.77	N	N	S	S	S
14/1008710	0.77	N	N	S	S	S
15/1007215	0.99	N	S	N	N	N
16/1073143	0.75	N	N	S	S	S
17/993822	0.89	S	P	S	N	S
18/1001505	0.84	S	S	S	S	S
19/998126	0.73	N	S	N	S	S
20/997545	0.80	P	P	P	P	P
21/996050	0.95	N	N	S	S	S
22/1070783	0.59	S	S	S	S	S

Při porovnávání hodnocení s expertem jsme si vyhotovili tabulku (viz tabulka 3.7), kde srovnáváme hodnocení AS a experta. Vyhodnocujeme shodu a případný rozdíl. Z těchto dat jsme pro každý záznam vypočítali senzitivitu a selektivitu podle vzorců (3.15) a (3.16). Senzitivita říká, kolik akcelerací/decelerací jsme v porovnání s expertem byli schopni nalézt - stejných jako expert. Čím větší číslo, tím více jsme jich z celkového počtu našli. Selektivita říká, kolik z identifikovaných akcelerací/decelerací bylo skutečně označeno i expertem. Čím větší selektivita, tím byl náš algoritmus přesnější, bez chybných identifikací. Souhrn úspěšnosti je v tabulce 3.6. V případech, kdy nebylo možné selektivitu spočítat, jsme buňku v tabulce proškrtli (-).

$$\text{senzitivita} = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100[\%] \quad (3.15)$$

$$\text{selektivita} = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100[\%] \quad (3.16)$$

Z výsledků v tabulce 3.6 jsme vypočítali i průměrné výsledky. Pokud si průměrné hodnoty prohlédneme, tak zjistíme, že jsme se sníženými prahy zvýšili senzitivitu, ale bohužel jsme tím snížili selektivitu. S upravenými prahy dokážeme identifikovat více decelerací i akcelerací, ale se zvýšením identifikace chybných úseků (snížení selektivity). Ani jeden z vybraných postupů není ideální a záleželo by na praktické potřebě, jestli je důležitější vyšší senzitivita či selektivita.

S expertem jsme ještě provedli porovnání v rámci odhadu bazální linie. Pro tyto účely jsme vypočetli rozdíl mezi odhadem experta (E) a automatického systému (AS). Výsledky jsou v tabulce 3.6.

Tabulka 3.6: Analýza v porovnání s expertem. Vyhodnocení detekce akcelerací, decelerací a bazální linie. (D_F/D_X - Decelerace, A_F/A_X - Akcelerace, D_F/A_F - analýza dle FIGO, D_X/A_X - analýza po naší úpravě se sníženými prahy, E - Expert, AS - Automatický Systém, $\mu(E - AS)$ - střední hodnota rozdílu mezi Expertem a Automatickým Systémem, $\sqrt{\sigma(E - AS)}$ - směrodatná odchylka rozdílu mezi Expertem a Automatickým Systémem)

Č. záznamu	Senzitivita [%]				Selektivita [%]				Bazální linie [bpm]	
	D_F	D_X	A_F	A_X	D_F	D_X	A_F	A_X	$\mu(E - AS)$	$\sqrt{\sigma(E - AS)}$
1/1040452	58	67	0	43	100	80	-	100	2.28	2.67
2/1040209	78	84	0	8	96	96	-	100	1.60	3.64
3/1037482	62	76	0	50	100	100	-	100	-1.62	8.98
4/1033687	59	59	18	36	91	91	100	100	3.46	6.91
5/1032732	78	89	21	29	58	57	75	67	3.25	11.96
6/1019184	60	60	0	0	67	60	-	-	7.63	13.62
7/1019042	73	91	18	27	100	63	100	100	3.94	4.84
8/1015002	70	90	0	17	100	95	-	100	0.27	5.29
9/1011294	67	67	18	41	100	73	100	88	4.04	7.65
10/1011236	73	82	30	45	57	56	100	90	9.50	11.27
11/1009757	29	75	71	86	100	75	100	100	-2.23	9.01
12/1008803	67	67	25	25	100	50	100	100	1.84	4.01
13/1008796	43	43	29	47	75	27	100	100	8.86	6.80
14/1008710	50	50	0	0	100	67	-	-	-0.14	5.19
15/1007215	79	86	44	44	92	71	100	100	1.11	3.98
16/1073143	33	56	42	42	60	63	100	100	2.58	5.54
17/993822	82	82	0	0	100	93	-	0	-1.60	7.71
18/1001505	63	63	30	40	56	42	100	100	1.29	8.94
19/998126	56	67	40	60	56	50	100	75	-2.53	8.95
20/997545	82	82	0	14	100	100	-	100	2.63	3.54
21/996050	0	0	31	31	0	0	100	100	6.14	14.32
22/1070783	73	73	0	33	53	53	0	50	-2.35	7.30
Průměr	61	68	19	33	80	66	91	88	2.27	7.37

Pro porovnání odhadu bazální linie jsme zvolili výpočet rozdílu mezi bazální linií odhadnutou expertem a pomocí AS. Porovnání bylo prováděno na úseku dlouhým 60 minut. Z tohoto rozdílu jsme následně vypočetli průměrnou hodnotu a standardní odchylku. Pokud je výsledná průměrná hodnota rozdílu nižší než 0 (záporná hodnota), tak je náš odhad pomocí AS průměrně vyšší než odhad experta. V případě, že je vyšší než 0 (kladná hodnota), tak je náš odhad pomocí AS průměrně nižší než odhad experta.

Závěr porovnání s expertem je takový, že podle FIGO doporučení jsme schopni při hledání akcelerací a decelerací dosáhnout vyšší selektivity, ale nízké senzitivity. Pokud se budeme řídit podle vlastních zkušeností a znalostí signálového zpracování, tak jsme schopni dosáhnout vyšší senzitivity, ale bohužel na úkor selektivity. Při zhodnocení klasifikace záznamů do tříd jsme dosáhli více jak 50-ti procentní shody s expertem. V tomto případě jsme se striktně drželi hodnot a definic podle FIGO doporučení s vyřazením typů decelerací, které jsou nereprodukovatelné a obtížně identifikovatelné - FIGO je v tomto směru velmi nejasné. Navíc odhad akcelerací a decelerací závisí na odhadu bazální linie a naopak, což celou analýzu stěžuje.

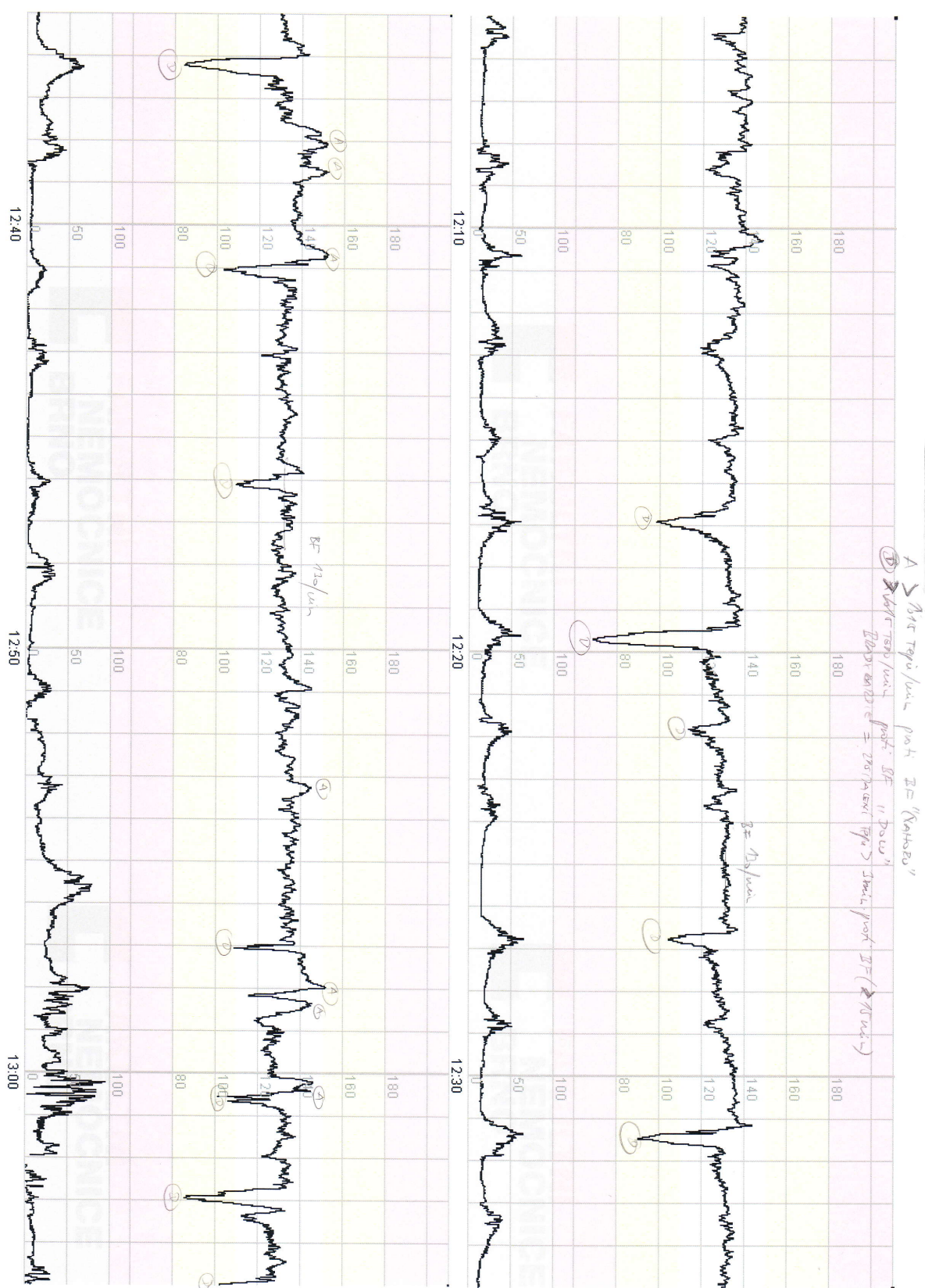
Rozdíly ve výsledcích mezi expertem a automatickým systémem z tabulky 3.6 vznikaly především z principu a přístupu hodnocení expertem. V našem případě jsme bazální linii odhadovali opakovatelným (nenáhodným) způsobem a na jejím odhadu jsme hledali odchylky o více jak 15 bpm pod či nad linii o specifické délce. Díky digitální podobě záznamů jsme vše počítali přesně na dané jednotky, kdežto expert tuto možnost nemá a tím i jeho opakovaný odhad na stejném záznamu nemusí být naprosto stejný. Expertní vyhodnocení vychází ze zobrazení (papírové nebo na monitoru), kde 1 centimetr odpovídá horizontálně 1 minutě záznamu a vertikálně 20 bpm. Daný rozsah morfologických změn je i proto poněkud

problematické přesně určit - nízké rozlišení. Lékař navíc využívá i svých dlouholetých zkušeností, a proto je jeho hodnocení pomocí automatického systému nereprodukovatelné.

Pro lepší představu přikládáme jeden vyhodnocený záznam expertem, viz obr. 3.28. V obrázku jsou vyznačeny jednotlivé akcelerace pomocí písmenka *A* a decelerace písmenkem *D*. Hladina bazální linie je vyznačena na několika místech horizontální čarou a číslem. Zde se jedná o záznam č. 1/1040452. Záznam rozměrově (1 cm na výšku a šířku pro každý čtvereček) neodpovídá správnému zobrazení, protože jsme jej museli zmenšit na velikost papíru.

Tabulka 3.7: Analýza v porovnání s expertem - shoda. Tabulka zobrazuje počet výskytů jednotlivých situací, kdy hodnocení AS odpovídalo či neodpovídalo expertovi. (*TP* - *True Positive* (skutečně pozitivní, AS odpovídá *E*), *FP* - *False Positive* (falešně pozitivní, AS označil něco navíc), *FN* - *False Negative* (falešně negativní, AS neoznačil co *E* ano), *Decelerace_F/Akceleraace_F* - analýza dle FIGO, *Decelerace_X/Akceleraace_X* - analýza po naší úpravě se sníženými prahy)

Č. záznamu	<i>Decelerace_F</i>			<i>Decelerace_X</i>			<i>Akceleraace_F</i>			<i>Akceleraace_X</i>		
	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
1/1040452	7	0	5	8	2	4	0	0	7	3	0	4
2/1040209	25	1	7	27	1	5	0	0	13	1	0	12
3/1037482	13	0	8	16	0	5	0	0	2	1	0	1
4/1033687	10	1	7	10	1	7	2	0	9	4	0	7
5/1032732	7	5	2	8	6	1	3	1	11	4	2	10
6/1019184	6	3	4	6	4	4	0	0	18	0	0	18
7/1019042	8	0	3	10	6	1	2	0	9	3	0	8
8/1015002	14	0	6	18	1	2	0	0	6	1	0	5
9/1011294	8	0	4	8	3	4	3	0	14	7	1	10
10/1011236	8	6	3	9	7	2	6	0	14	9	1	11
11/1009757	5	0	12	9	3	3	5	0	2	6	0	1
12/1008803	2	0	1	2	2	1	3	0	9	3	0	9
13/1008796	3	1	4	3	8	4	5	0	12	8	0	9
14/1008710	2	0	2	2	1	2	0	0	8	0	0	8
15/1007215	11	1	3	12	5	2	4	0	5	4	0	5
16/1073143	3	2	6	5	3	4	5	0	7	5	0	7
17/993822	14	0	3	14	1	3	0	0	4	0	1	4
18/1001505	5	4	3	5	7	3	3	0	7	4	0	6
19/998126	5	4	4	6	6	3	2	0	3	3	1	2
20/997545	9	0	2	9	0	2	0	0	7	1	0	6
21/996050	0	3	2	0	7	2	4	0	9	4	0	9
22/1070783	8	7	3	8	7	3	0	1	3	1	1	2



Obrázek 3.28: Vyhodnocení záznamu expertem (č. záznamu: 1/1040452)

3.4 Kritické zhodnocení výsledků

Analýzu jsme začali popisem dat, kde jsme se zaměřili na rozdělení databáze na základě vypočteného indexu kvality. Při stanovování indexu kvality jsme byli velice striktní, abychom dostali maximální kvalitu. Takto jsme dostali 95 FHR záznamů. Takto rozdělené záznamy byly naprosto nezbytné pro kvalitní analýzu. Problém zde ale nastal se záznamy TOCO. Záznam TOCO, jako druhořadý signál, pro rozlišení kvality vůbec neklasifikujeme. Tím vzniká problém při celkové analýze, protože TOCO záznamy nejsou natolik kvalitní. (Proto by mohlo být vhodné doplnit i dodatečné hodnocení kvality TOCO záznamu, abychom získali kvalitní KTG.)

Při doplnění klasifikace o TOCO záznam by ale mohlo dojít k výrazné redukci počtu *výborných* FHR záznamů. Proto by bylo nutné, abychom nejdříve snížili práh pro *výborné* FHR a podle požadavků nastavili hodnocení TOCO záznamů.

Parametry hodnocení jsme zvolili experimentálním postupem, z vlastních zkušeností a ze základů signálového zpracování. Spočítané ukazatele jsme opět založili na experimentálních postupech. Úpravou stávajících parametrů je pravděpodobně možné nalézt více kvalitních signálů. Avšak pro naše účely byla klasifikace a rozdělení dostatečné.

Předzpracování jsme si zjednodušili díky předem provedenému výběru kvalitnějších záznamů. Tím nebylo zapotřebí přílišného soustředění se na předzpracování. Mimo to, většina použitých metod pro odhad bazální linie již nějaké předzpracování obsahuje. Před nasazením na jakékoli záznamy by ale mohlo být více než vhodné, aby tato část byla více zpracována. Samozřejmě existují i mnohé články, které se předzpracováním zabývají. Je otázkou, zda často používaná lineární interpolace na chybějících datech je správná, protože interpolací zanášíme do hodnocení chybu - vkládáme nefyziologické hodnoty. Interpolovaným částem navíc chybí variabilita, což může vytvořit chybu při klasifikaci.

Určení bazální linie za mnoho let dosáhlo různých vylepšení, ač většina postupů vychází z článků (Dawes et al., 1982b; FIGO, 1986). Vylepšení se často dotýkala různých prahových hodnot či předzpracování. My jsme pomocí rešerše našli několik metod, které se mezi sebou lišily a dosahovaly ze subjektivního pohledu dobrých výsledků. Popsané postupy jsme se nejdříve snažili implementovat dle jejich vlastního popisu a potom jsme se je snažili rozšířit či vylepšit různými změnami a doplňky. Mezi ně často patřily prahové hodnoty. Jelikož články nepopisují přesnou strukturu algoritmu, ale pouze popisují hrubý postup, tak se i mohlo stát, že naše výsledky nemusely zcela odpovídat originálu. V případech, kdy jsme zjistili rozdíly s originálem, jsme se maximálně snažili o optimalizaci popsaného a aplikovaného principu.

Bazální linie podle FIGO může být určována na oknech délky 5 nebo 10 minut. Dodržení těchto parametrů bylo ale v některých případech obtížné, protože segmentací signálu na příslušná okna docházelo k rozchodu konce a začátku bazální linie na hranici dvou segmentů. Navíc některé z navržených a implementovaných postupů k tomu nebyly ani primárně určeny. Jejich aplikace byla dle popisu prováděna na celém záznamu. V případě použití segmentace, kterou jsme ukázali u každého principu, by mohlo být vhodné využít interpolace na hraničních místech anebo aplikovat filtraci výsledné bazální linie. Při filtraci by mohl být nejvhodnější takový filtr, který má lineární fázi, například hojně používaný klouzavý průměr. Je nutné podotknout, že každá metoda dávala uspokojivé či neuspokojivé výsledky v závislosti na zrovna klasifikovaném záznamu. Klasifikace na některém záznamu splňovala očekávání, na jiném naopak zklamala.

Každá z použitých metod pro odhad bazální linie má nějakou přednost - jednoduchost, kvalita odhadu, či přímé určení nestabilních oblastí. Můžeme zmínit například metodu dle (Taylor et al., 2000), kde postupnou filtrací vylučujeme nestabilní úseky a ty dle postupu můžeme identifikovat jako akcelerace nebo decelerace. Jelikož se jedná o relativně známou metodu, její implementace byla již mnohokrát s uspokojením realizována. Zvláštností ale jsou definované prahy přímo v popisu metody, které se zdají být chybné. Po jejich úpravě můžeme dostat relativně dobrý odhad bazální linie na signálech s pomaleji se měnící hladinou stabilních částí. Vhodná by mohla být především na antepartální záznamy, kde není

tolik změn v FHR. Použití při segmentaci ale příliš vhodné není, protože tím vznikají docela výrazné rozdíly mezi jednotlivými segmenty.

Druhá použitá metoda (Pardey et al., 2002) byla zajímavá svým přístupem k histogramu. Na základě histogramu jsme ohodnotili určité úseky a nakonec jsme dostali finální bazální linii. Použití histogramu s přesně danými postupy a parametry se může jevit jako snadné řešení. Z definice je bohužel histogram postaven na počtu výskytů různých intervalů hodnot. Tím se stává obtížné určit, na kolik intervalů histogram rozdělit. Pokud bude příliš "*hustý*", tzn. úzké intervaly, tak se v něm objeví mnoho sloupečků. To způsobí příliš brzké splnění stanovených podmínek a naprosto špatné určení bazální linie. V opačném případě, když zvolíme malý počet sloupečků ("*řídý*" histogram), dojde vždy k určení maximální hodnoty histogramu a jiná podmínka nenastane. My jsme se snažili zvolit kompromis, jenž nemusí být úplně ideální. Z konečného odhadu je znát, že by výsledek mohl být lepší. Segmentace v tomto případě také není úplně nejvhodnější. Stejně jako v předchozím případě, dochází k odskokům na přechodech dvou segmentů.

Metoda z článku (Jimenez et al., 2002) měla dle ukázkových výsledků velice dobrý potenciál. Nejdříve se měly rozlišit stabilní a nestabilní segmenty, a nakonec zachovat jen ty stabilní odpovídající definovaným parametrům. Kamenem úrazu se zřejmě stal rozdíl ve vzorkovací frekvenci a použitý princip monitorování. Analyzované záznamy v článku jsou totiž invazivního původu z EKG plodu na frekvenci 1 kHz. Při derivaci FHR záznamu a prahem na $\pm 1 \text{ bpm}$ jsme zřejmě nevyloučili všechny nestabilní úseky (rychlé změny). Při pokusu o změnu prahu docházelo ke špatným odhadům. Jedinou možností pro zlepšení odhadu by bylo upravit interval $\mu \pm 10 \text{ bpm}$ na jiné hodnoty a testovat vliv na odhad u různých signálů.

Na základě zhodnocení výsledků přinesla vizuálně nejlepší odhad bazální linie poslední aplikovaná metoda (Georgieva et al., 2011). Zde je důležité, aby byla co nejvhodněji zvolena velikost segmentu. Tu jsme jako výchozí nastavili na 5 minut. Na tom velice záleží, ať už pro dodržení FIGO, tak i pro subjektivně kvalitní odhad. Principiálně vycházíme pouze ze stabilních úseků, takže FIGO doporučení splňujeme. Aby ale byl odhad bazální linie co neoptimálnější, využíváme oken s překryvem, abychom co nejvíce pokryli celou oblast. My jsme empiricky došli k závěru, že 5-ti minutové okno s 50% překryvem má ideální odhad. Další velkou roli hraje výsledná interpolace nalezených hladin. Pro každý segment se nejdříve určí jeho výše FHR, ale nakonec tyto části musíme propojit. Po mnoha pokusech jsme nakonec zvolili po částech kubickou Hermiteovu polynomiální interpolaci (pchip). Samozřejmě může být použita i jiná interpolace. Výsledná interpolace ovlivňuje finální odhad bazální linie, a tudíž se i bude bazální linie měnit metodou od metody použitou na interpolaci.

Detekce akcelerací a decelerací má jasně dané parametry, pokud se budeme řídit podle FIGO. V případě, že se budeme snažit provést identifikaci tak, abychom našli co nejvíce poklesů a nárůstů v FHR, budeme muset upravit parametry anebo zvolit jiný přístup. My jsme provedli identifikaci podle FIGO, ale ještě jsme provedli rozšíření o potenciální decelerace a akcelerace. Mohli bychom použít odhad z metody (Taylor et al., 2000) či jinou literaturu. Další možností by bylo využít odhadu kontrakcí a zpětně zjišťovat další decelerace - třeba se sníženým prahem. Na detekci akcelerací a decelerací má samozřejmě velký vliv i použitý odhad bazální linie. Je tedy nutné zvolit vhodnou bazální linii i pro jejich detekci. Nebo využít více možností a ty vzájemně porovnat anebo sloučit.

Kontrakce jsou samostatnou záležitostí, kde využíváme záznamu TOCO, nikoliv FHR. V tomto případě jsme se inspirovali publikovanou metodou (Cazares, 2002; Georgieva et al., 2009). Bohužel zde bylo velmi obtížné nadefinovat všechny parametry tak, aby výsledná detekce byla co neoptimálnější. Proto jsme se rozhodli udělat různé ústupky, jako je fixní práh. Použití derivace pro odhad změny má sice dobré výsledky, ale bohužel docházelo k problémům, které se v principu nedaly vyřešit. Například pokud se za sebou objevilo více kontrakcí, kde se jejich bazální linie postupně měnila, tak občas docházelo k nedetekování. Přílišný pokles bazální linie TOCO signálu měl za následek nižší derivaci, což způsobilo nedostatečnou velikost derivace pro překročení prahu. Dalším problémem byl i v počtu detekovaných začátků a konců kontrakcí, který se ne vždy shodoval. Proto jsme museli provádět odstranění nehodících

se začátků a konců - příliš krátké, několik za sebou apod.

Výpočet variability byl poslední krok pro doplnění FIGO hodnocení. Stanovili jsme si jak krátkodobou, tak i dlouhodobou variabilitu. Krátkodobá vzhledem k použití záznamů z externího monitorování nemá moc velký význam, ačkoli se mění v závislosti na změně dlouhodobé variability. Po prohlédnutí výsledků je zřejmé, že pokud se zvyšuje LTV, tak STV také a naopak. STV i LTV stanovujeme pro celý záznam bez ohledu na jeho délku. V tomto případě by mohlo být zajímavé převedení odhadu LTV do křivky a dle ní pozorovat změny variability. Možná i na základě křivky LTV zkusit upravit nalezené nestabilní segmenty - jejich interval. Takto bychom mohli být schopni vykompenzovat křivku variability "*do skoro*" roviny a tím ještě přesněji určit začátek a konec nestabilních segmentů - akcelerace a decelerace.

Kapitola 4

Závěr

V této práci jsme provedli analýzu dostupných metod, které jsme implementovali a porovnali mezi sebou. Celou dobu jsme se drželi analýzy odpovídající FIGO doporučením, které jsou přijaty a ustanoveny v České republice. Z dosažených výsledků můžeme usuzovat, že náš navržený postup byl úspěšný a detekce hledaných úseků (akcelerace, decelerace, kontrakce) byla provedena s vysokou mírou spolehlivosti. Pro detekci je nejvíce důležitá kvalita zkoumaných signálů, kde bohužel často bývá problém s TOCO signálem oproti kvalitnějším FHR záznamům.

Pro analýzu bazální linie jsme našli velice vhodnou a funkční metodu, která po našich vylepšeních a použití segmentace přinesla žádané výstupy. Jelikož jsme se v práci zaměřili na hodnocení intrapartálních záznamů, tak pro nás akcelerace dle FIGO nebyly důležité. V zásadě nás především zajímala propojení mezi kontrakcemi a deceleracemi, abychom byli schopni specifitějšího určení typu decelerací.

V porovnání s expertním hodnocením jsme se vždy neshodovali, protože lékař provádí hodnocení i z hlediska vlastních zkušeností, což ale neznamená, že my se mýlíme. Náš postup jsme založili na v České republice platném FIGO doporučení, a proto by náš výsledek neměl být chybný. Dle analyzovaných KTG záznamů jsme zjistili, že výsledek závisí především na kvalitě záznamu.

Pospojováním jednotlivých částí analýzy jsme získali automatický systém pro analýzu KTG dat založený na FIGO. Jeho nasazení je možné pro lékařské účely v průběhu monitorování plodu či při zpětné analýze záznamů. Jeho další možné nasazení je v telemedicínských aplikacích, kde by mohl zastávat serverovou funkci pro rychlé zhodnocení signálů a v případě nějaké zvláštnosti spustit alarm či provést jinou akci. Kromě zmíněných by mohl zastávat i funkci edukační pro mladé lékaře, jako nástroj pro porovnání vlastního hodnocení. Sice se nejedná o nástroj, který by mohl či měl nahradit lékaře, ale naopak by mu mohl poskytnout novou, rychlejší nebo dodatečnou informaci o stavu plodu, a tak rozšířit medicínské možnosti, popřípadě ušetřit čas.

Pevně doufáme, že by se námi navržená analýza mohla stát přínosem a v budoucnu být součástí dalších projektů a výzkumů. Nicméně stále závisí na samotném lékaři, aby provedl konečné rozhodnutí bez ohledu na to, co indikuje automatický systém.

Literatura

- ACOG. Acog technical bulletin. fetal heart rate patterns: monitoring, interpretation, and management. number 207–july 1995 (replaces no. 132, september 1989). *Int J Gynaecol Obstet*, 51(1):65–74, Oct 1995.
- ACOG. Acog practice bulletin. antepartum fetal surveillance. number 9, october 1999 (replaces technical bulletin number 188, january 1994). clinical management guidelines for obstetrician-gynecologists. *Int J Gynaecol Obstet*, 68(2):175–185, Feb 2000.
- ACOG. American college of obstetricians and gynecologists practice bulletin no. 106: Intrapartum fetal heart rate monitoring: nomenclature, interpretation, and general management principles. *Obstet Gynecol*, 114(1):192–202, Jul 2009.
- A. Alonso-Betanzos, B. Guijarro-Berdiñas, V. Moret-Bonillo, and S. López-González. The NST-EXPERT project: the need to evolve. *Artif Intell Med*, 7(4):297–313, Aug 1995.
- P. C. A. M. Bakker, P. H. J. Kurver, D. J. Kuik, and H. P. Van Geijn. Elevated uterine activity increases the risk of fetal acidosis at birth. *Am J Obstet Gynecol*, 196(4):313.e1–313.e6, Apr 2007. doi: 10.1016/j.ajog.2006.11.035. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajog.2006.11.035>.
- H. E. Bassil, J. H. Dripps, and P. M. Grant. Detection and correction of outliers in foetal heart rate time series. *Electronics Letters*, 28(4):382–383, 1992. ISSN 0013-5194. doi: 10.1049/el:19920239.
- J. Bernardes and D. Ayres-De-Campos. The persistent challenge of foetal heart rate monitoring. *Current Opinion in Obstetrics and Gynecology*, 22(2):104–109, 2010.
- J. Bernardes and A. Garrido. Computerized fetal heart rate analysis in labour based on 2-s sampling. can it proceed with confidence? *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 63(1):105–107, Nov 1995.
- J. Bernardes, C. Moura, J. P. de Sa, and L. P. Leite. The Porto system for automated cardiotocographic signal analysis. *J Perinat Med*, 19(1-2):61–65, 1991.
- S. Cazares, M. Moulden, W. G. Redman, and L. Tarassenko. Tracking poles with an autoregressive model: a confidence index for the analysis of the intrapartum cardiotocogram. *Med Eng Phys*, 23(9): 603–614, Nov 2001.
- S. M. Cazares. *Automated identification of abnormal patterns in the intrapartum cardiotocogram*. PhD thesis, Oxford University, 2002.
- A. Chang, D. S. Sahota, N. N. Reed, D. K. James, and M. P. Mohajer. Computerised fetal heart rate analysis in labour—effect of sampling rate. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 59(2):125–129, Apr 1995.
- T. K. Chung, M. P. Mohajer, Z. J. Yang, A. M. Chang, and D. S. Sahota. The prediction of fetal acidosis at birth by computerised analysis of intrapartum cardiotocography. *Br J Obstet Gynaecol*, 102(6): 454–460, Jun 1995.

- G. S. Dawes, G. H. Visser, J. D. Goodman, and C. W. Redman. Numerical analysis of the human fetal heart rate: the quality of ultrasound records. *Am J Obstet Gynecol*, 141(1):43–52, Sep 1981.
- G. S. Dawes, C. R. Houghton, and C. W. Redman. Baseline in human fetal heart-rate records. *Br J Obstet Gynaecol*, 89(4):270–275, Apr 1982a.
- G. S. Dawes, C. R. Houghton, C. W. Redman, and G. H. Visser. Pattern of the normal human fetal heart rate. *Br J Obstet Gynaecol*, 89(4):276–284, Apr 1982b.
- G. S. Dawes, M. Moulden, and C. W. Redman. Improvements in computerized fetal heart rate analysis antepartum. *J Perinat Med*, 24(1):25–36, 1996.
- D. A. de Campos and J. Bernardes. Comparison of fetal heart rate baseline estimation by sisporto 2.01 and a consensus of clinicians. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 117(2):174–178, Dec 2004. doi: 10.1016/j.ejogrb.2004.03.013. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejogrb.2004.03.013>.
- D. A. de Campos and J. Bernardes. Twenty-five years after the figo guidelines for the use of fetal monitoring: Time for a simplified approach? *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 110(1):1 – 6, 2010. ISSN 0020-7292.
- D. A. de Campos, J. Bernardes, A. Garrido, J. M. de Sa, and L. Pereira-Leite. Sisporto 2.0: a program for automated analysis of cardiotocograms. *J Matern Fetal Med*, 9(5):311–318, 2000.
- D. A. de Campos, J. Bernardes, K. Marsal, C. Nickelsen, L. Makarainen, P. Banfield, P. Xavier, and I. Campos. Can the reproducibility of fetal heart rate baseline estimation be improved? *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 112(1):49–54, Jan 2004.
- D. A. de Campos, P. Sousa, A. Costa, and J. Bernardes. Omniview-sisporto® 3.5 - a central fetal monitoring station with online alerts based on computerized cardiotocogram+st event analysis. *Journal of Perinatal Medicine*, 36(3):260–264, 2008.
- E. Čech, Z. Hájek, K. Maršál, and B. Šrp. *Porodnictví*. Grada Publishing, 2006.
- FIGO. Guidelines for the use of fetal monitoring. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 25: 159–167, 1986.
- FIGO. Intrapartum surveillance: recommendations on current practice and overview of new developments. figo study group on the assessment of new technology. international federation of gynecology and obstetrics. *Int J Gynaecol Obstet*, 49(2):213–221, May 1995.
- A. Georgieva, S. J. Payne, and C. W. G. Redman. Computerised electronic foetal heart rate monitoring in labour: automated contraction identification. *Med Biol Eng Comput*, 47(12):1315–1320, Dec 2009. doi: 10.1007/s11517-009-0538-9. URL <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-009-0538-9>.
- A. Georgieva, S. J. Payne, M. Moulden, and C. W. G. Redman. Computerized fetal heart rate analysis in labor: detection of intervals with un-assignable baseline. *Physiol Meas*, 32(10):1549–1560, Oct 2011. doi: 10.1088/0967-3334/32/10/004. URL <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/32/10/004>.
- G. Georgoulas, C. D. Stylios, and P. P. Groumpos. Predicting the risk of metabolic acidosis for newborns based on fetal heart rate signal classification using support vector machines. *IEEE Trans Biomed Eng*, 53(5):875–884, May 2006.
- G. Georgoulas, D. Gavrilis, I. G. Tsoulos, C. D. Stylios, J. Bernardes, and P. P. Groumpos. Novel approach for fetal heart rate classification introducing grammatical evolution. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2:69–79, 2007.

- K. Greene and R. Keith. K2 medical system. <http://www.k2ms.com/>, 2002.
- B. Guijarro-Berdinas and A. Alonso-Betanzos. Empirical evaluation of a hybrid intelligent monitoring system using different measures of effectiveness. *Artif Intell Med*, 24(1):71–96, Jan 2002.
- A. C. Guyton and J. E. Hall. *Textbook of medical physiology*. Saunders Book Company, 11 edition edition, 2005.
- L. Jimenez, R. Gonzalez, M. Gaitan, S. Carrasco, and C. Vargas. Computerized algorithm for baseline estimation of fetal heart rate. In *Proc. Computers in Cardiology*, pages 477–480, 2002.
- B. N. Krupa, M. A. M. Ali, and E. Zahedi. The application of empirical mode decomposition for the enhancement of cardiotocograph signals. *Physiol Meas*, 30(8):729–743, Aug 2009. doi: 10.1088/0967-3334/30/8/001. URL <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/30/8/001>.
- T. Kupka, J. Wrobel, J. Jezewski, A. Gacek, and M. Jezewski. Evaluation of fetal heart rate baseline estimation method using testing signals based on a statistical model. In *Proc. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS '06*, pages 3728–3731, Aug. 2006. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260439.
- G. A. Macones, G. D. V. Hankins, C. Y. Spong, J. Hauth, and T. Moore. The 2008 national institute of child health and human development workshop report on electronic fetal monitoring: update on definitions, interpretation, and research guidelines. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs*, 37(5):510–515, 2008.
- G. Magenes, M. G. Signorini, and D. Arduini. Classification of cardiotocographic records by neural networks. In *Proc. IEEE-INNS-ENNS International Joint Conference on Neural Networks IJCNN 2000*, volume 3, pages 637–641, 2000.
- G. Magenes, M. G. Signorini, M. Ferrario, L. Pedrinazzi, and D. Arduini. Improving the fetal cardiotocographic monitoring by advanced signal processing. In *Proc. 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pages 2295–2298 Vol.3, 2003. doi: 10.1109/IEMBS.2003.1280374.
- G. Magenes, M. Signorini, M. Ferrario, and F. Lunghi. 2ctg2: A new system for the antepartum analysis of fetal heart rate. In R. Magjarevic, T. Jarm, P. Kramar, and A. Zupanic, editors, *11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007*, volume 16 of *IFMBE Proceedings*, pages 781–784. Springer Berlin Heidelberg, 2007. ISBN 978-3-540-73044-6.
- R. Mantel, H. P. van Geijn, F. J. Caron, J. M. Swartjes, E. E. van Woerden, and H. W. Jongsma. Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 2. detection of accelerations and decelerations. *Int J Biomed Comput*, 25(4):273–286, May 1990a.
- R. Mantel, H. P. van Geijn, F. J. Caron, J. M. Swartjes, E. E. van Woerden, and H. W. Jongsma. Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 1. baseline determination. *Int J Biomed Comput*, 25(4):261–272, May 1990b.
- MATLAB. *version 7.9.0 (R2009b)*. The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, 2009.
- A. Měchurová. *Kardiotokografie. Minimum pro praxi*. Books print s.r.o., 2012.
- M. Mongelli, R. Dawkins, T. Chung, D. Sahota, J. A. Spencer, and A. M. Chang. Computerised estimation of the baseline fetal heart rate in labour: the low frequency line. *Br J Obstet Gynaecol*, 104(10):1128–1133, Oct 1997.
- M. L. Murray. Maternal or fetal heart rate? avoiding intrapartum misidentification. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs*, 33(1):93–104, 2004.

- Neoventa. *General ST-analysis*. 2000.
- NICE. National collaborating centre for women's and children's health, commissioned by the national institute for health and clinical excellence. intrapartum care. London: RCOG Press, 2007.
- NIH. Electronic fetal heart rate monitoring: research guidelines for interpretation. National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop. *Am J Obstet Gynecol*, 177(6): 1385–1390, Dec 1997.
- J. Pardey, M. Moulden, and C. W. G. Redman. A computer system for the numerical analysis of nonstress tests. *Am J Obstet Gynecol*, 186(5):1095–1103, May 2002.
- C. Peters, R. Vullings, J. Bergmans, G. Oei, and P. Wijn. The effect of artifact correction on spectral estimates of heart rate variability. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2008:2669–2672, 2008. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4649751. URL <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649751>.
- RCOG. Royal college of obstetricians and gynaecologists. the use of electronic fetal monitoring. evidence-based clinical guidelines. RCOG Press, London, 2001.
- K. G. Rosén, I. Amer-Wählin, R. Luzietti, and H. Norén. Fetal ecg waveform analysis. *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol*, 18(3):485–514, Jun 2004. doi: 10.1016/j.bpobgyn.2004.02.008. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.bpobgyn.2004.02.008>.
- E. Salamalekis, P. Thomopoulos, D. Giannaris, I. Salloum, G. Vasios, A. Prentza, and D. Koutsouris. Computerised intrapartum diagnosis of fetal hypoxia based on fetal heart rate monitoring and fetal pulse oximetry recordings utilising wavelet analysis and neural networks. *BJOG*, 109(10):1137–1142, Oct 2002.
- M. G. Signorini, G. Magenes, S. Cerutti, and D. Arduini. Linear and nonlinear parameters for the analysis of fetal heart rate signal from cardiotocographic recordings. *IEEE Trans Biomed Eng*, 50(3):365–374, Mar 2003.
- D. Singh, K. Vinod, and S. Saxena. Sampling frequency of the rr interval time series for spectral analysis of heart rate variability. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 28(6):263–272, 2004. doi: 10.1080/03091900410001662350. URL <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/03091900410001662350>.
- J. Spilka, V. Chudacek, M. Bursa, L. Zach, M. Huptych, L. Lhotska, P. Janku, and L. Hruban. Stability of variability features computed from fetal heart rate with artificially infused missing data. In *Proc. Computing in Cardiology (CinC)*, pages 917–920, 2012a. URL <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6420544>.
- J. Spilka, V. Chudáček, M. Burša, L. Zach, M. Huptych, L. Lhotská, P. Janků, and L. Hruban. Stability of variability features computed from fetal heart rate with artificially infused missing data. *Computing in Cardiology*, 39:917–920, 2012b.
- J. Spilka, V. Chudáček, P. Janků, L. Hruban, M. Burša, M. Huptych, L. Zach, A. Hudec, M. Kacerovský, M. Koucký, L. Lhotská, M. Procházka, V. Korečko, J. Seget'a, O. Šimetka, and V. Unzeitig. First step to automated obstetrics alarm system: Analysis of annotations derived from expert-obstetricians. *Journal of Biomedical Informatics*, 2013.
- Z. R. Struzik. Cumulative effective holder exponent based indicator for real time fetal heartbeat analysis during labour. Technical report, Amsterdam, The Netherlands, The Netherlands, 2001.
- A. Sundström, D. Rosén, and K. Rosén. Fetal surveillance - textbook. [online] Gothenburg, Sweden: Neoventa Medical AB, January 2000.

- G. M. Taylor, G. J. Mires, E. W. Abel, S. Tsantis, T. Farrell, P. F. Chien, and Y. Liu. The development and validation of an algorithm for real-time computerised fetal heart rate monitoring in labour. *BJOG*, 107(9):1130–1137, Sep 2000.
- M. Westerhuis, A. Kwee, A. A. van Ginkel, A. P. Drogtop, W. J. A. Gyselaers, and G. H. A. Visser. Limitations of st analysis in clinical practice: three cases of intrapartum metabolic acidosis. *BJOG*, 114(10):1194–1201, Oct 2007.
- L. Zach. Analýza srdeční frekvence plodu na mobilní platformě android. *České vysoké učení technické v Praze*, Bakalářská práce, 2011.
- L. Zach, V. Chudáček, J. Kužílek, J. Spilka, M. Huptych, M. Burša, and L. Lhotská. Mobile ctg fetal heart rate assessment using android platform. *Computing in Cardiology*, pages 66–68, 2011.
- L. Zach, V. Chudáček, M. Huptych, J. Spilka, M. Burša, and L. Lhotská. Ctg annotator novel tool for better insight into expert-obstetrician decision making processes. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, 2012.
- E. Z. Zimmer, Y. Paz, J. A. Copel, and Z. Weiner. The effect of uterine contractions on intrapartum fetal heart rate analyzed by a computerized system. *Am J Obstet Gynecol*, 178(3):436–440, Mar 1998.

Příloha A

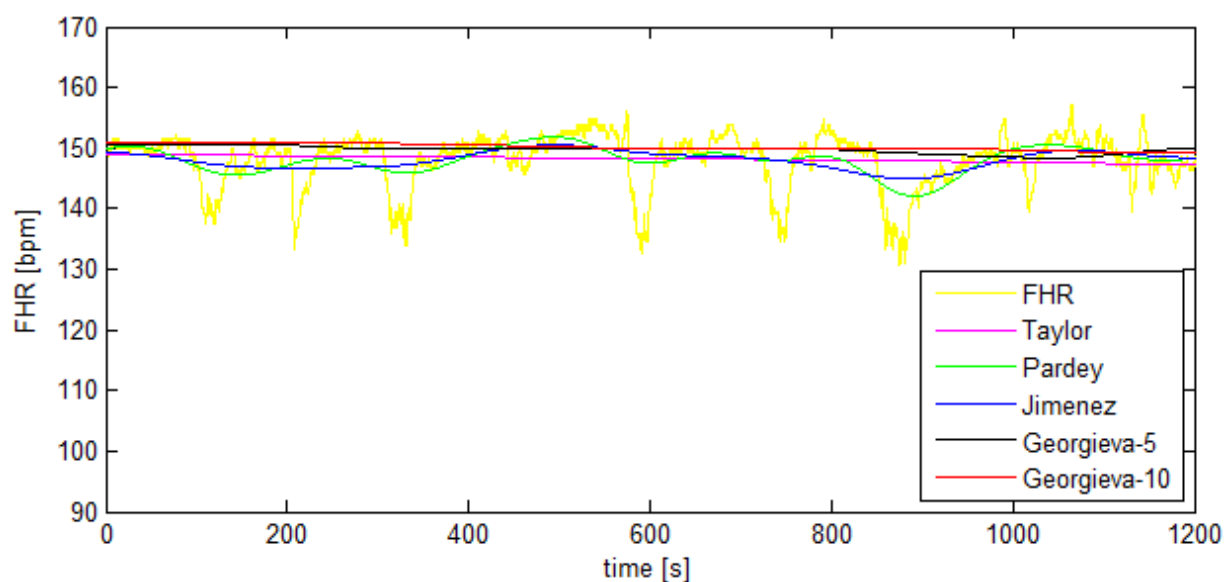
Použitý software

Práce byla kompletně vypracována v programovacím jazyce a prostředí Matlab MathWorks verze R2009b (MATLAB, 2009).

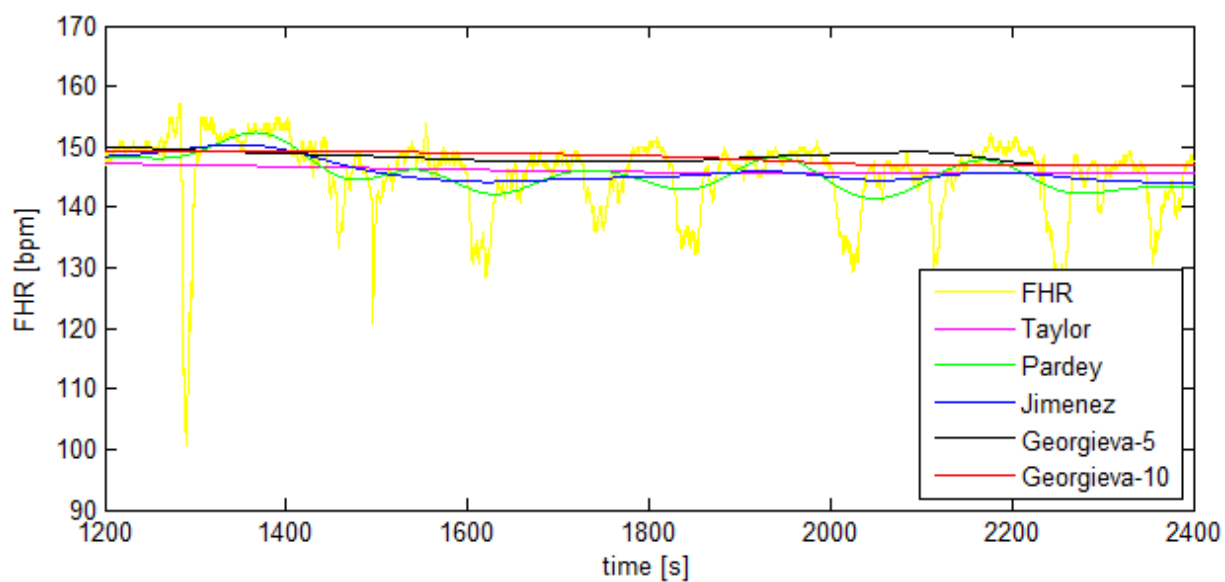
Příloha B

Porovnání odhadů bazální linie

Detail porovnání odhadů bazální linie pro prvních a druhých 20 minut záznamu. Podrobnosti v části 3.2.3.



Obrázek B.1: Odhad bazální linie - 1. porovnání (1. detail). Žlutý signál zobrazuje nahraný záznam, ostatní barvy odhady bazální linie dle legendy. Odhad podle Georgieva je zobrazen jak s 5-ti minutovou, tak i 10-ti minutovou segmentací.



Obrázek B.2: Odhad bazální linie - 1. porovnání (2. detail). Žlutý signál zobrazuje nahraný záznam, ostatní barvy odhady bazální linie dle legendy. Odhad podle Georgieva je zobrazen jak s 5-ti minutovou, tak i 10-ti minutovou segmentací.