

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky



Diplomová práce

**Analýza variability srdeční frekvence plodu ve spektrální oblasti**

**Analysis of Fetal Heart Rate Variability Using Spectral Features**

Bc. Šárka Davidíková

2015

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

**Student:** Bc. Šárka Davidíková  
**Studijní program:** Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)  
**Obor:** Biomedicínské inženýrství  
**Název tématu:** Analýza variability srdeční frekvence plodu ve spektrální oblasti

### Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou hypoxie plodu a jejího vlivu na srdeční frekvenci.
2. Seznamte se frekvenční analýzou a metodami pro odhad spektra signálu.
3. Navrhněte a implementujte metody pro analýzu.
4. Pomocí zvolených metod analyzujte signály srdeční frekvence plodu z CTU-UHB databáze.
5. Výsledky vyhodnoťte vzhledem k metabolické acidóze a lékařskému ohodnocení.
6. Zhodnoťte vliv decelerací (a jiných morfologicky významných změn FHR signálu) na výsledky.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Sovka, P.; Pollák P.: Vybrané metody číslicového zpracování signálů. Skripta ČVUT, Praha, 2001.  
[2] Uhlíř, J.; Sovka, P.: Číslicové zpracování signálů. Ediční středisko ČVUT, Praha, 2002.  
[3] Malik, M.; Camm, J.: Dynamic Electrocardiography, Blackwell, 2004.

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

**Platnost zadání:** do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

doc. Dr. Ing. Jan Kybic  
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 10. 1. 2014

## **Prohlášení**

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

V Praze dne 5. ledna 2015

.....

Podpis autorky práce

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Václavu Chudáčkovi, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, za rady a připomínky.

Poděkování patří také mé rodině a blízkým za jejich podporu nejen během mého studia, ale i v průběhu dosavadního života.

## **Abstrakt:**

Tato diplomová práce se zabývá spektrální analýzou srdeční frekvence plodu (FHR) naměřené během první doby porodní pomocí kardiokografie (KTG). Teoretická část přibližuje problematiku KTG jako diagnostického nástroje pro klasifikaci intrapartální fetální hypoxie. Mimoto se věnuje také metodám spektrální analýzy a předzpracování signálu.

Hlavním obsahem praktické části je výpočet spektrálních parametrů FHR a posouzení jejich diagnostické hodnoty pro klasifikaci hypoxie plodu. Těmito parametry jsou spektrální výkonové hustoty (PSD) v pásmech: velmi nízkých frekvencí (VLF), nízkých frekvencí (LF), vysokých frekvencí (HF) a poměr parametrů LF a HF (LF/HF). K jejich výpočtu byla použita Welchova metoda založená na teorii Fourierovy transformace. Analyzováno bylo celkem 552 reálných signálů z databáze CTU-UHB, které byly podle hodnoty pH 7,05 rozděleny na 508 fyziologických a 44 patologických záznamů. Mimoto byla provedena spektrální analýza vybrané vyvážené množiny 16 FHR signálů rekonstruovaných pomocí singulární spektrální analýzy.

Pro získání informace o vývoji hodnot spektrálních parametrů v čase byl proveden výpočet PSD v segmentech s délkou 5 a 7 minut. Hodnoty LF a HF parametrů jsou v případě hypoxických plodů vyšší. Nejvhodnějším spektrálním parametrem pro klasifikaci hypoxie je LF příznak. S použitím LF a HF příznaků byl vytvořen klasifikátor, jehož výsledná specifita je 80 % a senzitivita je 40 %.

## **Klíčová slova:**

Srdeční frekvence plodu, analýza, Welchova metoda, spektrální příznaky, kardiokografie

## **Abstract:**

The theme of this thesis is a spectral analysis of the fetal heart rate (FHR) recorded during the first stage of labor with the utilization of cardiotocography (KTG). In the theoretical part there is an overview of the KTG as a diagnostic tool for classification of the intrapartum fetal hypoxia. Apart from that, it also summarizes various methods of spectral analysis and signal preprocessing.

The main goal of this thesis' practical part is the calculation of the FHR spectral parameters and the description of their diagnostic value for the assessment of fetal hypoxia. These parameters are the power spectral densities (PSD) in these bands: very low frequencies (VLF), low frequencies (LF), high frequencies (HF) and also the ratio of LF and HF parameters (LF/HF). The Welch method which is based on the Fourier transformation has been used in the process. A total of 552 real-life signals from the CTU-UHB database have been analyzed. These signals were divided by the value of pH 7,05 into two groups – 508 physiological signals and 44 pathological signals. Apart from this, a balanced group of 16 FHR signals, reconstructed with the singular spectral analysis, was analyzed.

A calculation of the PSD in 5 and 7 minutes long segments has been used to obtain the information about the progress of spectral parameters values in time. In case the fetus is hypoxic, the LF and HF values are higher. The most relevant parameter for hypoxia classification is the LF parameter. Combining LF and HF parameters creates a classifier with the total specificity of 80 % and sensitivity of 40 %.

## **Keywords:**

Fetal heart rate, analysis, Welch method, spectral features, cardiotocography

# Obsah

Seznam zkratk	VIII
Seznam obrázků	IX
Seznam grafů	X
Seznam tabulek	XI
1. Úvod	1
2. Medicínský úvod	2
2.1 Fyziologie plodu	2
2.1.1 Fetální oběh	2
2.1.2 Autonomní nervový systém (ANS)	3
2.2 Fetální intrapartální hypoxie	4
2.2.1 Hypoxémie	4
2.2.2 Hypoxie	4
2.2.3 Asfyxie	5
2.3 Metody diagnostiky hypoxie	6
2.3.1 Kardiotokografie	6
2.3.2 Acidobazická analýza	10
3. Aktuální stav problematiky	11
3.1.1 Použitá data	11
3.1.2 Předzpracování dat	12
3.1.3 Metody	12
3.1.4 Hodnotící parametry	13
3.1.5 Výsledky	13
4. Metody spektrální analýzy a filtrace signálu	16
4.1 Fourierova transformace	16
4.1.1 Spojitá Fourierova transformace	16
4.1.2 Diskrétní Fourierova transformace	17
4.1.3 Rychlá Fourierova transformace	17
4.2 Spektrální výkonová hustota	17
4.2.1 Periodogram	18
4.2.2 Welchova metoda	18

4.3 Singulární spektrální analýza (SSA).....	19
4.4 Vlnková transformace.....	21
4.4.1 Spojitá vlnková transformace .....	21
4.4.2 Diskrétní vlnková transformace.....	22
4.4.3 Rychlá vlnková transformace .....	22
4.5 Savitzky-Golay filtr .....	25
5. Praktická část .....	28
5.1 Databáze signálů .....	28
5.1.1 Rozdělení záznamů.....	28
5.2 Předzpracování.....	29
5.2.1 Oříznutí signálů podle začátku druhé doby porodní.....	29
5.2.2 Odstranění impulzů.....	29
5.2.3 Po částech kubická interpolace .....	30
5.2.4 Savitzky-Golay filtr .....	32
5.2.5 Oříznutí signálů na jednotnou délku.....	33
5.3 Výpočet spektrální výkonové hustoty.....	33
5.4 Rekonstrukce vybrané množiny dat pomocí SSA .....	36
5.4.1 Postup rekonstrukce dat .....	36
5.5 Výsledky spektrální analýzy.....	38
5.5.1 Dvouvýběrový Wilcoxonův test.....	38
5.5.2 Celá databáze .....	39
5.5.3 Vybraná množina dat .....	42
5.6 Vliv decelerací a jiných morfologických změn na PSD.....	45
5.7 Návrh klasifikátoru .....	48
6. Závěr .....	51
Použitá literatura .....	53
Zdroje obrázků .....	58



## Seznam zkratek

<b>ANS</b>	autonomní nervový systém
<b>bpm</b>	úderů za minutu (Beats Per Minute)
<b>CWT</b>	spojitá vlnková transformace (Continuous Wavelet Transform)
<b>DFT</b>	diskrétní Fourierova transformace (Discrete Fourier Transform)
<b>DP</b>	dolní propust
<b>EKG</b>	elektrokardiogram
<b>FFT</b>	rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transform)
<b>FHR</b>	srdeční frekvence plodu (Foetal Heart Rate)
<b>FHRV</b>	variabilita srdeční frekvence plodu (Foetal Heart Rate Variability)
<b>FT</b>	Fourierova transformace (Fourier Transform)
<b>FWHM</b>	šířka vlnky v polovině amplitudy (Full Width at Half Maximum)
<b>FWT</b>	rychlá vlnková transformace (Fast Wavelet Transform)
<b>HF</b>	vysoká frekvence (High Frequency)
<b>HP</b>	horní propust
<b>HR</b>	srdeční frekvence (Heart Rate)
<b>IDWT</b>	inverzní diskretní vlnková transf. (Inverse Discrete Wavelet Transform)
<b>KTG</b>	kardiotokografie, kardiotokografický záznam
<b>LF</b>	nízká frekvence (Low Frequency)
<b>LF/HF</b>	poměr spektrálních výkonů nízkých a vysokých frekvencí
<b>MF</b>	střední frekvence (Middle Frequency)
<b>PCA</b>	analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
<b>PSD</b>	spektrální výkonová hustota (Power Spectral Density)
<b>SNR</b>	poměr úrovně signálu a šumu (Signal-to-Noise Ratio)
<b>SSA</b>	singulární spektrální analýza (Singular Spectrum Analysis)
<b>STFT</b>	krátkodobá Fourierova transformace (Short-time Fourier Transform)
<b>VLF</b>	velmi nízká frekvence (Very Low Frequency)

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Fetální oběh [1] .....	3
Obrázek 2: Rozvoj fetální acidózy [2] .....	5
Obrázek 3: Kardiotokografický záznam [3] .....	6
Obrázek 4: Externí a interní způsob monitorování KTG [4] .....	7
Obrázek 5: Postup výpočtu PSD pomocí Welchovy metody [5].....	19
Obrázek 6: Rozklad signálu na jednotlivé komponenty pomocí SSA .....	20
Obrázek 7: Postup výpočtu jednoho stupně diskretní vlnkové transformace [6] .....	23
Obrázek 8: Třístupňová rychlá DWT [7].....	24
Obrázek 9: Inverzní transformace pro třístupňovou DWT [8] .....	24
Obrázek 10: Savitzky-Golay filtr [9] .....	26
Obrázek 11: Překryv oken při výpočtu Welchovy metody [10].....	35

## Seznam grafů

Graf 1: Odstranění impulzů pomocí Bernardes metody .....	30
Graf 2: Detail po částech kubické interpolace .....	31
Graf 3: Po částech kubická interpolace chybových hodnot signálu .....	32
Graf 4: Filtrace FHR záznamu pomocí Savitzky-Golay filtru.....	33
Graf 5: Vliv délky signálu na signifikantnost klasifikace podle PSD v LF pásmu .....	34
Graf 6: Rekonstrukce pomocí SSA.....	37
Graf 7: Průběh PSD v pásmu LF, segmenty s délkou 7 minut .....	39
Graf 8: Průběh PSD v pásmu LF, segmenty s délkou 5 minut .....	40
Graf 9: Průběh PSD v pásmu HF, segmenty s délkou 7 minut.....	40
Graf 10: Průběh PSD v pásmu HF, segmenty s délkou 5 minut.....	41
Graf 11: Průběh LF/HF parametru, segmenty s délkou 7 minut .....	41
Graf 12: Průběh LF/HF parametru, segmenty s délkou 5 minut .....	42
Graf 13: Rozdíl v hodnotách LF parametrů patologických a normálních záznamů .....	43
Graf 14: Rozdíl v hodnotách HF parametrů patologických a normálních záznamů .....	43
Graf 15: Rozdíl v hodnotách VLF parametrů patologických a normálních záznamů ....	44
Graf 16: Rozdíl v hodnotách LF/HF parametrů patologických a normálních záznamů.	44
Graf 17: Decelerace v signálu.....	45
Graf 18: Hodnoty spektrálních parametrů v závislosti na výskytu decelerací .....	46
Graf 19: Artefakt snímání srdeční frekvence matky.....	48
Graf 20: Klasifikace na základě PSD v pásmech LF a HF.....	49

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Klasifikace kardiokografického záznamu .....	10
Tabulka 2: Interpretace hodnot pH krve ze skalpu .....	10
Tabulka 3: Frekvenční pásma .....	13
Tabulka 4: Výsledky spektrální analýzy několika studií .....	15
Tabulka 5: Frekvenční pásma pro výpočet spektrální výkonové hustoty.....	38
Tabulka 6: Vliv decelerací a akcelerací na hodnoty spektrálních parametrů .....	46
Tabulka 7: Vliv artefaktu srdeční akce matky na hodnoty spektrálních parametrů .....	47
Tabulka 8: Kontingenční tabulka.....	49

# 1. Úvod

Kvalita prenatální a neonatální péče v České republice v posledních letech zaznamenala výrazný pokrok. Důkazem je velmi nízká novorozenecká úmrtnost a stále klesající procento trvalých postižení novorozenců. (Langhamrová, 2013) Jednou z nejčastějších porodních komplikací je intrapartální<sup>1</sup> hypoxie spojená s acidózou, která může v krajním případě vést k vážnému neurologickému poškození či smrti novorozence. (d'Aloja, a další, 2009) Spolehlivá a včasná detekce hypoxie je tudíž pro prevenci těchto nemocí klíčová. (Siira, 2012) Standardem pro diagnostiku acidózy plodu je acidobazická analýza krve. Jedná se však o metodu invazivní, poměrně časově náročnou a především neumožňující kontinuální sledování stavu plodu. (Sundström, a další, 2000) Pro měření během porodu tedy není příliš vhodná.

Dnes je nejběžnějším způsobem monitorování stavu plodu kardiokografie (KTG), která je založena na paralelním záznamu křivky FHR a motility<sup>2</sup> děložního svalstva. (Romano, a další, 2006) Podle několika studií vede kontinuální KTG monitorování plodu ke snížení počtu neurologických onemocnění novorozenců. (Vintzileos, et al.) Na druhé straně jsou výsledky hodnocení KTG záznamu závislé na subjektivním posouzení lékaře a tudíž jsou interpretace různých lékařů vzájemně nekonzistentní. Samotné vizuální hodnocení KTG křivky navíc vede k vysokému počtu zbytečně provedených císařských řezů. (Thacker, a další, 2003) Z tohoto důvodu se začaly vyvíjet metody automatického hodnocení KTG záznamu jako podpora pro rozhodnutí lékaře. V současné době již několik takových systémů existuje. Objektivní kritéria pro detekci hypoxie plodu jsou však zatím nedostatečně definovaná. (Alfirevic, a další, 2013)

Jednou z automatických metod je spektrální analýza FHR signálu, pomocí níž lze popsat i vizuálně nedetekovatelné změny variability FHR. Tyto změny jsou obrazem funkce autonomního nervového systému, který mimo jiné řídí obranné mechanismy organismu při hypoxii. (Siira, 2012) Díky tomu může být spektrální analýza variability FHR použita k diagnostice hypoxie plodu. (Akselrod, a další, 1981)

---

<sup>1</sup> Intrapartální – probíhající během porodu

<sup>2</sup> Motilita - pohyblivost

## 2. Medicínský úvod

Znalost základních principů fyziologie plodu je nezbytná pro pochopení souvislostí mezi ději probíhajícími v těle plodu a variabilitou jeho srdeční frekvence. Během porodu je plod vystaven různým stresovým faktorům, na které mimo jiné reaguje i změnou srdeční frekvence. Jedním z těchto faktorů je opakovaný nedostatek kyslíku vznikající v důsledku přerušení průtoku krve pupečnickem při děložních kontrakcích. Tento stav se nazývá intrapartální hypoxie a při delším přetrvávání může vést k metabolické a respirační acidóze a následnému poškození centrální nervové soustavy či smrti novorozence. V této kapitole se budeme věnovat nejen fyziologii plodu a komplikacím spojeným s porodem, ale také základním metodám monitorování zdravotního stavu plodu.

### 2.1 Fyziologie plodu

Gravidita trvá průměrně 40 týdnů a je rozdělena na embryonální a fetální období. Během embryonálního vývoje vznikají jednotlivé orgány. Fetální období začíná v 9. týdnu gravidity a končí porodem novorozence. V průběhu dochází k vývoji orgánových systémů, růstu plodu a diferenciaci orgánů. Tepová frekvence plodu se pohybuje kolem 155 tepů/min a v období před porodem klesá na hodnotu 140 tepů/min.

#### 2.1.1 Fetální oběh

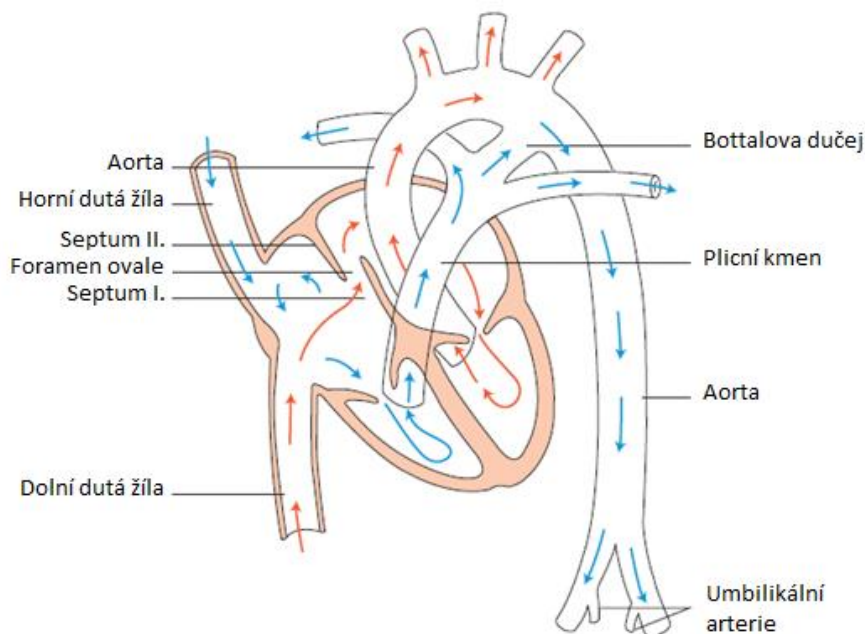
Během intrauterinního<sup>3</sup> vývoje je plod vyživován mateřskou krví procházející přes placentu. Ta zajišťuje především výměnu krevních plynů, přísun živin a extrakci zplodin metabolismu plodu. Spojení mezi plodem a placenou tvoří pupečník skládající se ze dvou arterií a vény. Odkysličená krev z těla plodu je odváděna dvěma umbilikálními arteriemi do placenty. Po okysličení, výměně metabolitů a obohacení živinami je krev vedena umbilikální vénou do dolní duté žíly, kde se mísí s odkysličenou krví z dolní poloviny těla plodu. Tato smíšená krev se dostává do pravé srdeční síně. Část následně proudí do plicní arterie a část pokračuje otvorem v síňovém septu (foramen ovale<sup>4</sup>) přímo do levé síně. Poté jde do levé komory a odtud aortou dále do těla. Srdce a mozek jsou přednostně zásobeny krví s nejvyšší koncentrací kyslíku.

---

<sup>3</sup> Intrauterinní - nitroděložní

<sup>4</sup> Foramen ovale - otvor v embryonálním a fetálním srdci v mezisíňové přepážce (Silbernagl, a další, 2004)

Další specifikací fetálního oběhu je ductus arteriosus<sup>5</sup> neboli Botallova dučej, která zajišťuje částečné obejití nerozvinutých plic. (Silbernagl, a další, 2004; Sundström, a další, 2000)



Obrázek 1: Fetální oběh [1]

### 2.1.2 Autonomní nervový systém (ANS)

Jedná se o část nervové soustavy, která řídí viscerální<sup>6</sup> funkce lidského těla. Jeho úlohou je udržet homeostázu neboli stálé vnitřní prostředí organismu. Mimo jiné reguluje kardiovaskulární systém a dechovou frekvenci. Skládá se z parasympatické a sympatické větve a srdce je pod kontrolou obou těchto větví. Hlavní cíl parasympatiky je spuštění adaptačních mechanismů při změně vnitřních nebo vnějších podmínek. Parasympatikus má vliv na snížení srdeční frekvence. Aktivace sympatické větve ANS vede k vyplavení stresového hormonu adrenalinu. Výsledkem je zvýšená srdeční akce. (Sundström, a další, 2000)

Úloha sympatického a parasympatického ANS byla zatím studována převážně na zvířatech za použití farmakologických inhibitorů. V roce 1983 byl publikován článek zabývající se účinkem sympatické a parasympatické větve ANS u plodů ovcí. Blokáda obou větví ANS vedla ke zvýšení FHR a zároveň k dramatickému snížení variability srdeční frekvence plodu (FHRV). Z toho vyplývá, že ANS je přímo odpovědný za velkou část FHRV. (Dalton, a další, 1983)

<sup>5</sup> Ductus arteriosus – tepenný zkrat zajišťující částečné obejití nerozvinutých plic plodu

<sup>6</sup> Viscerální – týkající se vnitřních orgánů

Studie (Walker, a další, 1978) prováděná na ovcích uvádí, jakým způsobem se mění poměr sympatické a parasympatické regulace srdeční činnosti během vývoje plodu. Sympatikus je aktivován dříve a jeho efekt na viscerální funkce převládá v průběhu celého vývoje plodu. S postupující gestací<sup>7</sup> roste vliv parasympatiky a tím dochází ke snižování FHR. Zároveň se v důsledku celkového dozrávání ANS zvyšuje FHRV.

## 2.2 Fetální intrapartální hypoxie

Z předešlého oddílu vyplývá, že správný průtok krve pupečnickem je velmi důležitým aspektem při vývoji plodu. V průběhu porodu však v důsledku děložních kontrakcí dochází k cyklickým změnám průtoku. Na vrcholu kontrakce je průtok v důsledku vysokého intrauterinního tlaku krátkodobě přerušen. Plod je tak během porodu vystaven opakovanému nedostatku kyslíku. Tento stav se nazývá intrapartální hypoxie a může vést k různým komplikacím, jejichž důsledkem je metabolická acidóza. Hutter jako jednu z komplikací uvádí odchod mekonia<sup>8</sup> do plodové vody, kde následně hrozí jeho aspirace<sup>9</sup> plodem. (Hutter, a další, 2010). Podle stupně nedostatku kyslíku intrapartální hypoxii dělíme na hypoxémii, hypoxii a asfyxii. Intrapartální hypoxie vede k aktivování autonomního nervového systému a tím ke změnám v průběhu FHR a FHRV. (Sundström, a další, 2000; Ježová, a další)

### 2.2.1 Hypoxémie

Hypoxémie je počáteční fází kyslíkové nedostatečnosti. Dochází ke snížení saturace krve kyslíkem a k poklesu pH pod hodnotu 7,2. Tento stav většinou nevede k ohrožení orgánových funkcí, neboť zdravý plod má dostatek kompenzačních mechanismů, aby tento stav zvládal po dobu několika dnů až týdnů. Výsledkem však může být zpomalení růstu plodu a snížená schopnost vyrovnat se s případným akutním nedostatkem kyslíku.

### 2.2.2 Hypoxie

Jako druhá fáze následuje hypoxie, kdy snížená saturace kyslíkem ovlivňuje periferní tkáň a pH klesá pod hodnotu 7,12. Dochází k vyplavení stresových hormonů a tím k redistribuci perfuze z periferních tkání do důležitých orgánů, které tak zůstávají dobře okysličené. Aktivace parasympatické větve ANS vyvolá snížení FHR, čímž se

---

<sup>7</sup> Gestace – těhotenství, gravidita

<sup>8</sup> Mekonium – první stolice novorozence

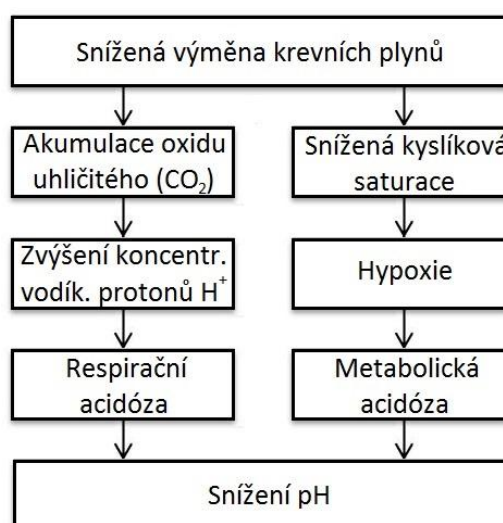
<sup>9</sup> Aspirace - vdechnutí



redukuje metabolismus srdce a organismus plodu je tak lépe schopen překlenout dočasnou hypoxii. Po hypoxické periodě stoupá vliv sympatiku, což vede k náhlému zvýšení FHR a FHRV. Další vývoj závisí na zdravotním stavu plodu, intenzitě stresu a délce trvání hypoxie. Zdravý plod má dostatek adaptačních mechanismů, pomocí nichž se s přechodným nedostatkem kyslíku během porodu dokáže vyrovnat. (Siira, 2012)

### 2.2.3 Asfyxie

Nejzávažnější forma intrapartální hypoxie se nazývá asfyxie. Nastává při přetrvávající hypoxii, kdy plod v důsledku nedostatku kyslíku přechází na anaerobní metabolismus a zároveň není dostatečně odváděn oxid uhličitý. Vlivem zvýšené produkce metabolického produktu, laktátu, dochází k metabolické acidóze. K celkovému snížení pH krve přispívá také respirační acidóza. Ta vzniká kvůli zvýšené retenci oxidu uhličitého. Tyto dvě formy acidózy se od sebe liší nejen příčinou vzniku, ale také charakteristikou průběhu. Respirační acidóza je běžnou součástí porodu. Zvýšení hladiny oxidu uhličitého vede k vyšší koncentraci vodíkových protonů  $H^+$  v krvi. Tento nástup je zpravidla poměrně rychlý a v krátké době po vybavení plodu se koncentrace dostávají do normálních hodnot. Naproti tomu metabolická acidóza vzniká a odeznívá pomaleji. Zvýšená koncentrace laktátu v krvi přetrvává i po obnovení průtoku krve pupečníkem a může se při další děložní kontrakci stupňovat. Asfyxie je tedy kombinací hypoxie, respirační a metabolické acidózy. Přetrvávající asfyxie vede k selhání cirkulace a poškození životně důležitých orgánů. (Ježová, a další) Vznik fetální acidózy je znázorněn na obrázku 2.



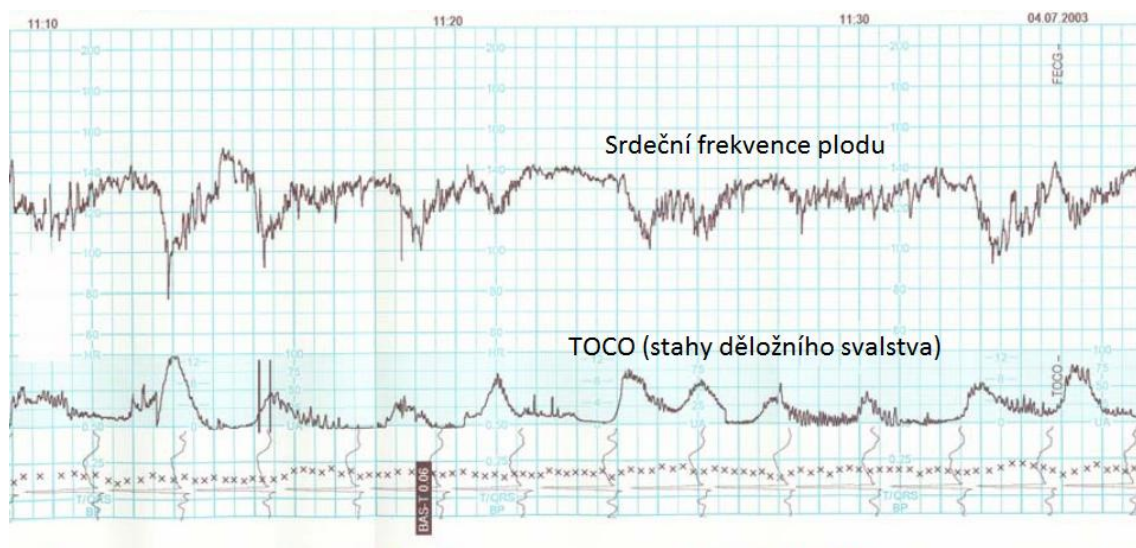
Obrázek 2: Rozvoj fetální acidózy [2]

## 2.3 Metody diagnostiky hypoxie

Diagnostika hypoxie plodu během porodu je velmi důležitá pro správný vývoj plodu. Mezi nepoužívanější metody patří kardiokografie a acidobazická analýza.

### 2.3.1 Kardiokografie

Kardiokografie (KTG) je založena na paralelním záznamu křivky FHR a motility děložního svalstva. Již od roku 1960 je používána k monitorování stavu plodu během porodu. Záznam KTG se nazývá kardiokogram a skládá se z kardiogramu a tokogramu. Kardiogram zaznamenává FHR v úderech za minutu a tokogram zobrazuje činnost děložního svalstva v torzech. KTG umožňuje sledovat závislost těchto průběhů. (Sundström, a další, 2000)

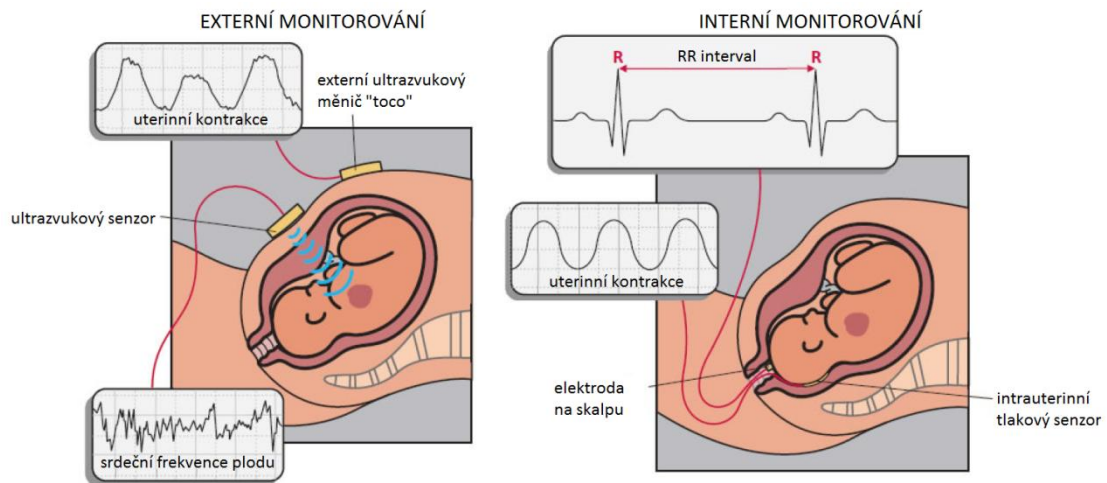


Obrázek 3: Kardiokografický záznam [3]

### **Metody snímání**

V praxi se pro získání kardiogramu používají externí a interní způsob monitorování. Externí využívá dopplerovského ultrazvukového měniče přiloženého na břicho těhotné ženy. Pro získání dobrého signálu je nezbytná správná lokalizace plodu. Změna polohy matky nebo plodu vede ke ztrátě správného zaměření a tím ke zhoršení nebo ztrátě signálu. Jak uvádí (Van Laar, a další, 2008), data získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku lze hodnotit pomocí spektrální analýzy. Nevýhodou této metody je zkreslení způsobené aplikací autokorelační funkce, která způsobí falešné snížené variability FHR. Přesto je externí způsob monitorování výrazně častější. Důvodem je především jeho neinvazivita. Pro získání kvalitnějšího signálu se používá

interní monitorování KTG, při kterém jsou elektrody přiloženy přímo na hlavičce plodu. Toto měření je však možné provést až v době před porodem, kdy jsou protrženy membrány. Výsledná FHR je získána z R-R intervalu záznamu EKG. Interním monitorováním je tak dosaženo lepší kvality záznamu. Způsoby snímání jsou znázorněny na obrázku 4. (Sundström, a další, 2000; Papírníková, 2006)



Obrázek 4: Externí a interní způsob monitorování KTG [4]

### **Hodnocení kardiokografického záznamu**

Podle článku (Alfirevic, a další, 2013) vede kontinuální kardiokografické (KTG) monitorování plodu ke snížení počtu neurologických onemocnění novorozence. Klasickým způsobem hodnocení KTG je vizuální analýza provedená lékařem během porodu. Získání diagnostické informace o stupni hypoxie pouze vizuálním hodnocením KTG křivky je subjektivní a výsledky jednotlivých lékařů se mohou velmi lišit. Největší nesoulad nastává při klasifikaci abnormálních záznamů. Samotné vizuální hodnocení KTG tak vede k vysokému počtu zbytečně provedených císařských řezů. Hodnocení na základě KTG má vysoký počet falešně pozitivních případů. Objektivní metodou popisu KTG je automatická analýza.

Pro hodnocení KTG záznamu byla v České republice zákonem přijata široce užívaná FIGO (International Federation of Gynaecology and Obstetrics) doporučení. Ta vznikla na základě dokumentu "Guidelines for the Use of Fetal Monitoring" vydaného v roce 1986. Důvodem jejich vzniku byla velká variabilita výsledků hodnocení KTG způsobená nedostatečnými znalostmi faktorů ovlivňujících FHR. Doporučení FIGO se

stala důležitým standardem v oblasti monitorování FHR. Specifikují základní termíny, parametry a klasifikaci KTG křivky. (Ayres-de-Campos, a další, 2010) Při klasifikaci KTG podle FIGO doporučení se vyhodnocuje několik parametrů. Ty můžeme rozdělit na dlouhodobé, střednědobé a krátkodobé frekvenční jevy. Krátkodobým frekvenčním jevem je variabilita. Mezi střednědobé patří akcelerace a decelerace a jako dlouhodobý jev označujeme bazální srdeční frekvenci. (FIGO, 1985)

**Variabilita** srdeční frekvence je dána malými změnami v délce trvání intervalů mezi úderů srdce. Tyto změny popisují tzv. krátkodobou variabilitu a díky své periodicitě dávají vznik oscilacím kolem bazální frekvence. Oscilace určují tzv. dlouhodobou variabilitu a jsou charakteristické svojí frekvencí a amplitudou.

Variabilita je velice důležitým aspektem při klasifikaci CTG záznamu, neboť vyjadřuje schopnost centrálního nervového systému monitorovat a řídit kardiovaskulární systém. Normální variabilita srdeční frekvence plodu během porodu se pohybuje kolem 5 až 25 tepů za minutu. Snížení variability pod 5 tepů za minutu může znamenat zhoršenou schopnost plodu reagovat na změny oběhu. Kompletní ztráta variability je pak výrazně patologickým jevem, který často doprovází asfyxii. Dalším typem variability je sinusový vzor, jenž je charakteristický periodickým průběhem srdeční frekvence bez výrazných změn. Stejně jako v případě absence variability se jedná o závažný stav. Příčinou může být poškození mozku plodu. Snížení FHRV za přítomnosti bradykardie<sup>10</sup> může znamenat déletrvající acidózu. (Papírníková, 2006)

**Akcelerace** je definována jako přechodné zvýšení srdeční frekvence nad bazální frekvenci o více než 15 tepů za minutu trvající déle než 15 sekund. Přítomnost akcelerací v záznamu je fyziologická. Jsou znakem správné oxygenace a schopnosti plodu reagovat na změny vnitřního prostředí. Běžný CTG záznam obsahuje přibližně dvě akcelerace v průběhu 20 minut. Jejich nižší výskyt může znamenat horší schopnost adaptace a větší riziko poškození plodu v důsledku acidózy. Podle příčiny vzniku dělíme akcelerace na reaktivní a periodické. Zatímco reaktivní akcelerace jsou odpovědí autonomního nervového systému na aktivitu plodu, periodické akcelerace jsou zapříčiněné zvýšením průtokem krve pupečnickem v první fázi děložní kontrakce. Nejběžnější příčinou akcelerací v průběhu gestace jsou fetální pohyby. (Siira, 2012)

---

<sup>10</sup> Bradykardie – pomalá srdeční akce

**Decelerace** je naopak snížení srdeční frekvence pod bazální linii o více než 15 tepů za minutu trvající více než 15 sekund a může značit hypoxii. Decelerace jsou běžnou součástí CTG průběhu a většina z nich je spojena se změnou intrauterinního tlaku při kontrakcích děložního svalstva. Podle charakteristiky průběhu decelerace dělíme na uniformní a variabilní. Uniformní se opakují se stejným vzorem a mají pozvolný průběh. Lze je klasifikovat podle jejich vztahu ke kontrakcím. Časné uniformní decelerace lze vyjádřit jako fyziologickou reakci plodu na děložní kontrakce. Svého minima dosahují při maximu kontrakce. Nemají tedy žádný časový odstup mezi vrcholy decelerace a kontrakce. Naopak vrchol decelerace nastávající se zpožděním za vrcholem kontrakce je charakteristickým znakem pozdních uniformních decelerací. Ty jsou často doprovázeny také zvýšením bazální srdeční frekvence. Pozdní decelerace mohou být spojeny s hypoxií a sníženou schopností plodu kompenzovat nedostatek kyslíku. Jsou tedy znakem patologického CTG.

Častější se vyskytují neuniformní decelerace, které jsou charakteristické ostrým nástupem, často dosahují vyšší amplitudy než uniformní decelerace a bývají následovány kompenzační akcelerací. Podle délky trvání je rozlišujeme jako nekomplikované a komplikované. Nekomplikované zpravidla trvají méně než 60 sekund. Naproti tomu komplikované decelerace trvají déle než 60 sekund a často jsou spojeny s hypoxií plodu.

**Bazální srdeční frekvence** vypovídá o rovnováze autonomního nervového systému. Odpovídá ustálené hodnotě FHR bez akcelerací a decelerací a její hodnota může být v rozmezí 50 až 220 tepů za minutu. Běžná bazální frekvence pohybující se mezi 110 až 150 tepy za minutu se nazývá normokardie. Zrychlení srdeční akce neboli tachykardie nastává při vzestupu na 150 až 170 tepů. V tomto případě se jedná o mírnou tachykardii. Překročení hodnoty 170 tepů za minutu znamená nástup těžké formy tachykardie, kdy se v důsledku krátké diastoly snižuje objem plnění komor. To vede k poklesu srdečního minutového výdeje a rozvoji hypoxémie. Naopak pokles bazální frekvence se nazývá bradykardie, ta se podobně jako tachykardie vyskytuje v lehkém a těžším stupni. Lehká forma bradykardie nastává při snížení na 110 až 100 tepů za minutu. Pokud ji předchází tachykardie, může ukazovat na počínající hypoxii. Frekvence pod 100 tepů za minutu indikuje těžkou formu bradykardie, která je v případě hypoxie plodu vždy spojena se změnou variability. (Papírníková, 2006)

Klasifikace	Bazální linie	Variabilita	Akcelerace a decelerace
Fyziologické	110 - 150 bpm	5-25 bpm	Decelerace žádné nebo jen krátké 2 a více akcelerací za 10 min
Intermediární	100 - 110 bpm	> 25 bpm	Absence akcelerací déle než 40 min
	150 - 170 bpm	5-10 bpm po dobu > 40 min	Občasné decelerace různého typu
Patologické	< 100 bpm	< 5 bpm po dobu > 60 min	Opakované pozdní decelerace
	> 170 bpm	Sinusový průběh	Dlouhotrvající decelerace

Tabulka 1: Klasifikace kardiokografického záznamu

### 2.3.2 Acidobazická analýza

Referenční metodou pro hodnocení stupně intrapartální hypoxie je acidobazická analýza. Tato metoda je založena na analýze vzorku krve odebraného během porodu z hlavičky novorozence nebo pupečníku. Sledovány jsou především hodnoty pH a obsahu oxidu uhličitého v krvi. Přestože acidobazická analýza umožňuje poměrně přesné určení stupně acidózy, příliš se nepoužívá. Důvodem je především možnost odběru vzorku krve až po ruptuře plodové membrány a invaze z hlediska plodu. Další nevýhodou je to, že hodnoty se s prvním nádechem po vybavení plodu velice rychle mění. Pomocí této metody lze vyhodnotit pouze aktuální stav a pro kontinuální měření během plodu je tedy nevhodná. (Sundström, a další, 2000)

Hodnota pH krve v kůži novorozence přibližně odpovídá průměru mezi pH arteriální a venózní krve. Fyziologické pH se podle uvedených zdrojů v případě odběru krve z hlavičky novorozence pohybuje kolem hodnot 7,40 - 7,20. Jako hraniční pH se nejčastěji uvádí hodnoty v rozmezí 7,20 - 7,25. V případě pupečnickové krve mezní hodnota odpovídá pH 7,05. Dalším určujícím parametrem je koncentrace laktátu v krvi. Zde jsou mezní hodnoty okolo 5,4 - 4,2 mmol/l. (Bowler, a další, 2014; Sundström, a další, 2000)

Klasifikace	Normální	Hypoxémie	Hypoxie
Hodnota pH	> 7,20	7,12 - 7,20	< 7,12

Tabulka 2: Interpretace hodnot pH krve ze skalpu

### 3. Aktuální stav problematiky

Již v roce 1968 byla variabilita srdeční frekvence klasifikována jako klíčový parametr při analýze FHR. (Dawes, a další, 1992) Nejčastěji se variabilita srdeční frekvence plodu (FHR) hodnotí pomocí klinické analýzy provedené lékařem, která však vede k vysokému počtu falešně pozitivních případů a tím ke zvýšení počtu zbytečně provedených císařských řezů. (Thacker, a další, 2003) Z tohoto důvodu vznikl požadavek na vývoj metod automatického hodnocení KTG záznamu. V roce 1981 Akselrod jako první použil spektrální analýzu variability srdeční frekvence pro popis regulace kardiovaskulárního systému. (Akselrod, a další, 1981) Do současné doby bylo publikováno několik článků zabývajících se frekvenční analýzou FHR záznamu naměřeného během první a druhé doby porodní. Jejich hlavním cílem bylo popsat spektrální charakteristiku FHR hypoxických a normoxických plodů a nalézt takové parametry, které by umožňovaly spolehlivou diagnostiku hypoxie plodu. Výsledky jednotlivých studií jsou však částečně nekonzistentní. Důvodem mohou být mimo jiné i lišící se počty záznamů, délka analyzovaného signálu FHR, mezní hodnoty pH pro určení hypoxie, rozsah frekvenčních pásem a metoda spektrální analýzy. Tato kapitola obsahuje souhrn informací z několika publikovaných studií.

#### 3.1.1 Použitá data

Data určená pro zpracování pomocí spektrální analýzy jsou získána interním nebo externím způsobem monitorování FHR, které jsou popsány v kapitole 2.3.1. V jednotlivých studiích se objevují různá selekční kritéria pro výběr dat. Nezbytnou podmínkou pro zařazení záznamu mezi analyzovaná data byla doprovodná informace o hodnotě pH krve novorozence naměřená bezprostředně po porodu. Mezi další kritéria patří gestační věk novorozence, absence užití medikamentů ovlivňující činnost autonomního nervového systému, minimální délka záznamu, koncentrace oxidu uhličitého ( $\text{CO}_2$ ) v krvi a další.

FHR je obvykle zaznamenáváno s frekvencí 4 Hz. Některé publikace uvádí jiné frekvence, jako je např. 8 Hz a 16 Hz. V souvislosti použitím těchto frekvencí však nebyla nalezena výraznější výhoda.

### 3.1.2 Předzpracování dat

Předzpracování je nedílnou součástí každé analýzy dat. V případě intrapartálních záznamů jsou největším problémem chybějící hodnoty, jejichž podíl se v krajním případě může pohybovat až mezi 20-40 %. V několika studiích byly vybrány pouze úseky signálu bez chybějících hodnot. Siira analyzovala pouze segmenty s délkou 2 minuty. Jako důvod je uvedena malá pravděpodobnost výskytu děložních kontrakcí v takto krátkých segmentech. Salamalekis, Kwon a další ze své studie vyloučili záznamy s velkým počtem chybějících hodnot. (Salamalekis, a další, 2006) (Kwon, a další, 2011)

Dalším typickým krokem předzpracování je interpolace chybových hodnot. Nejčastěji se jedná o interpolaci lineární, ale používanou je i kubická spline interpolace. (Chung, a další, 2001) Před samotným výpočtem spektrálních parametrů je také vhodné minimalizovat efekt absolutní hodnoty FHR na variabilitu FHR. Ve většině studií je proto od signálu odečtena jeho střední hodnota.

### 3.1.3 Metody

Spektrální analýza odhaduje výkon na jednotlivých frekvencích. Při hodnocení FHR se používají frekvenční pásma typická pro dospělého člověka. Důvodem je absence ověřených studií zabývajících se určením vhodných frekvenčních pásem novorozeneckých záznamů. (Siira, 2012)

Nejčastěji používanou metodou je rychlá Fourierova transformace. Spektrální výkon v jednotlivých frekvenčních pásmech je vypočítán jako suma nebo integrál přes celé toto pásmo. Další používanou spektrální metodou je vlnková transformace, která na rozdíl od Fourierovy transformace dává i informaci o době výskytu jednotlivých frekvenčních složek. Přesto je tato metoda méně používaná.

Salamalekis použil metodu Matching pursuit. Jedná se o algoritmus rozkládající libovolný vstupní signál na součet bázových funkcí obsažených v konkrétním slovníku. Při každé iteraci je vybrána složka, která nejlépe aproximuje vstupní signál. Ta je následně odečtena od vstupního signálu a do další iterace vstupuje pouze reziduum. (Řondík, 2011) (Salamalekis, a další, 2006)



### 3.1.4 Hodnotící parametry

Spektrální analýza se nejčastěji zaměřuje na odhad výkonu v nízkých (LF) a vysokých (HF) frekvenčních pásmech. Další studie hodnotí také PSD na velmi nízkých (VLF) a středních frekvencích (MF). Krajní frekvence jednotlivých pásem mohou být různé. Hodnoty LF se pohybují v rozmezí od 0,04 Hz do 0,15 Hz a jsou spojovány s aktivací parasymptické a sympatické větve autonomního nervového systému (ANS). Naproti tomu HF pásmo se rozkládá na hodnotách od 0,15 Hz do 0,4 Hz a je spojeno pouze s vlivem parasymptiku (Siira, 2012). VLF složka spektra, do které spadají frekvence nižší než 0,04 Hz, není příliš používána.

Frekvenční pásma	VLF	LF	MF	HF
Frekvence [Hz]	< 0,04	0,04 - 0,15	0,1 - 0,2	0,15 - 0,4

Tabulka 3: Frekvenční pásma

Celkový spektrální výkon vypovídá o variabilitě FHR. Většina studií zabývajících se vlivem intrapartálního stresu na FHRV plodu uvádí zvýšení celkového PSD v případě acidózy. Dalším častým hodnotícím parametrem při analýze FHR je poměr výkonu na nízkých a vysokých frekvencích neboli LF/HF poměr. Jeho velikost udává obecnou informaci o rovnováze autonomního nervového systému. (Akselrod, a další, 1981)

### 3.1.5 Výsledky

Výsledky studií zabývajících se frekvenční analýzou FHR záznamu naměřeného během první a druhé doby porodní jsou shrnuty v tabulce 4. Většina autorů se shoduje, že hypoxémie souvisí se zvýšením spektrálního výkonu v LF, MF a HF pásmech. Jsou tu ale i protichůdné výsledky. Podle Chung (2001) je hypoxémie spojena se snížením LF a HF spektrální hustoty a poměr LF/HF nemá vypovídací hodnotu. Naopak několik dalších studií uvádí signifikantní rozdíl v hodnotách LF/HF poměru mezi záznamy normoxických a hypoxických plodů (Siira, 2012) (Kwon, a další, 2011).

Analýzou záznamů FHR plodů s pH nižším než 7,05 se zabýval van Laar (2008). Podle něj není signifikantní rozdíl v LF a HF výkonu mezi hypoxickými a normoxickými plody během posledních 30 minut porodu. U hypoxické skupiny docházelo ke zvýšení LF a snížení HF.

Ve svém novějším článku (2012) se Siira zabývá efektem intrapartální acidózy na spektrální charakteristiky FHR. K dispozici měla celkově 817 záznamů KTG. Acidóza byla definována jako  $\text{pH} \leq 7,05$  v případě pupečnickové krve nebo  $\text{pH} \leq 7,20$  krve ze skalpu novorozence. V jedné ze svých 3 studií hodnotí souvislost mezi hodnotou pH a hodnotami spektrálních parametrů. Používá segmenty dlouhé 2 minuty. Jako důvod je uvedena nízká pravděpodobnost výskytu kontrakcí v takto krátkých segmentech. Závěr studie je, že během akutní hypoxémie dojde ke zvýšení PSD na všech frekvencích. To se projeví i zvýšením PSD u LF a HF pásem. Po následujících 10 minut při normálním dýchání se variabilita ustálí. Naopak při déletrvající hypoxémii vedoucí k těžké acidóze a velmi nízkým hodnotám pH dochází k poklesu variability srdeční frekvence, což se ve spektrální analýze projeví snížením celkové spektrální výkonové hustoty. Mimoto dochází ke změnám v LF/HF parametru. Tento fakt byl pozorován u hypoxických novorozenců v krátké době před porodem, kdy již byla plně rozvinuta metabolická acidóza. Fyziologickou příčinou je snížená schopnost autonomního nervového systému plodu reagovat na přetrvávající hypoxii. (Siira, a další, 2012)

Romano se ve své studii zabýval vlivem děložních stahů na spektrální charakteristiku FHR. Pomocí Short-time Fourierovy transformace analyzoval FHR záznamy 30 zdravých plodů a porovnával hodnoty jejich spektrálních parametrů v době před kontrakcemi a v době kontrakcí. Zjistil statisticky významné zvýšení FHR variability v pásmech nízkých frekvencí (od 0,03 Hz do 0,2 Hz) a vysokých frekvencí (od 0,2 Hz do 1 Hz) v době děložních kontrakcí. (Romano, a další, 2006)

<b>Autor Rok</b>	<b>n</b>	<b>Metoda spektrální analýzy</b>	<b>Doba měření</b>	<b>Metoda snímání</b>	<b>Stupeň hypoxie</b>	<b>Vliv hypoxie na spektrální charakteristiku</b>
<b>Siira 2005</b>	334	FFT (fs = 16 Hz)	60 min.	Intrauterinní skalpová elektroda	K: cpH $\geq$ 7,05 (n=15) Ac: cpH < 7,05 (n=319)	- LF a HF zvýšené při acidóze* - LF/HF zvýšené při acidóze*
<b>Siira 2012</b>	543	FFT (fs = 16 Hz)	14 min.	Intrauterinní skalpová elektroda	K: spH > 7,20 (n=462) Ac 1: spH 7,11-7,20 (n=58) Ac 2: spH $\leq$ 7,10 (n=23)	- LF a HF zvýšené při hypox.* - nejnižší LF a HF u pH $\leq$ 7,10* - nejnižší celk. PSD u pH $\leq$ 7,10*
<b>Chung et al. 2001</b>	76	FFT (fs = 2 Hz)	120 min.	Ultrazvuk	K: (n=36) Ac 1: spH > 7,15 (n=26) Ac 2: spH $\leq$ 7,15 (n=14)	- VLF zvýšené při acidóze* - LF a HF snižené při acidóze* - LF/HF nemá vypovídací hodnotu
<b>Salamalekis 2006</b>	74	Matching pursuit	II. doba porodní	Ultrazvuk	K: spH $\geq$ 7,20 Ac: spH < 7,20	- VLF zvýšené při acidóze* - HF snižené při acidóze*
<b>Kwon 2011</b>	470	FFT (fs = 2 Hz)	120 min.	Ultrazvuk	K: spH $\geq$ 7,20 (n=431) Ac: spH < 7,20 (n=39)	- LF a MF zvýšené při acidóze* - celk. PSD zvýšené při acidóze* - LF/HF zvýšené při acidóze
<b>van Laar 2011</b>	30	Short-time FT (fs = 4 Hz)	30 min.	Intrauterinní skalpová elektroda	K: cpH $\geq$ 7,05 Ac: cpH < 7,05	- norm. LF zvýšené při acidóze* - norm HF snižené při acidóze*

n - počet plodů, cpH - pH pupečnickové krve, spH - pH krve ze skalpu, \* signifikantně významné, norm. - normalizované, celk. – celková, Ac – acidóza, K - kontrolní

Tabulka 4: Výsledky spektrální analýzy několika studií, inspirováno: (Siira, 2012)

## 4. Metody spektrální analýzy a filtrace signálu

V této kapitole se budeme věnovat nejčastěji používaným metodám spektrální analýzy FHR. Těmi jsou Fourierova transformace, na jejímž principu je založeno několik dalších metod, a vlnková transformace. Mimoto v této kapitole popíšeme princip Savitzky-Golay filtru a singulární spektrální analýzy (SSA), pomocí které můžeme rekonstruovat nový signál z vlastních komponent signálu původního.

### 4.1 Fourierova transformace

Základní metodou pro určení frekvenční charakteristiky signálu je Fourierova transformace, která se používá pro analýzu obecných periodických a neperiodických signálů vyjádřených v čase. Fourierovu transformaci lze chápat jako souhrn matematických transformací, které jsou založeny na myšlence reprezentace signálu jako součtu harmonických kosinusových funkcí s různou frekvencí, amplitudou a fází. Slouží tedy k převodu signálu z časové do frekvenční oblasti, tj. umožňuje nám analyzovat frekvenční spektrum signálu. Nedává však žádnou informaci o době výskytu jednotlivých frekvencí. Je proto vhodná pro popis stacionárních signálů. Podle charakteristik zpracovávaného signálu rozlišujeme Fourierovu transformaci na spojitou a diskrétní.

#### 4.1.1 Spojitá Fourierova transformace

Pro analýzu analogových signálů používáme spojitou Fourierovu transformaci neboli Fourier Transform (FT), která je definována vztahem:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt, \quad (1)$$

kde  $x(t)$  je vstupní funkce v časové oblasti,  $X(f)$  je výstupní funkce ve frekvenční oblasti a  $e^{-j2\pi ft}$  je ortogonální funkce. V případě spojitě Fourierovy transformace získáme spojitě spektrum jako funkci frekvence. (Tůma, 1997)

### 4.1.2 Diskrétní Fourierova transformace

Většina biologických signálů je však zaznamenávána v číslicové podobě. Vzhledem k tomu se pro analýzu signálů velice často používána diskrétní Fourierova transformace neboli Discrete Fourier Transform (DFT), jejíž výstupy i vstupy jsou konečné posloupnosti hodnot reálných nebo komplexních čísel. Diskrétní Fourierova transformace je dána následujícím vztahem:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, \quad (2)$$

kde  $x$  je vstupní posloupnost čísel délky  $N$  v časové oblasti,  $X$  posloupnost vzorků spektra a  $e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}$  je ortogonální funkce. (Tůma, 1997)

### 4.1.3 Rychlá Fourierova transformace

Výpočet DFT mající na vstupu a výstupu vektor hodnot není příliš vhodný pro rozsáhlá data. Důvodem je jeho časová náročnost rostoucí se čtvercem délky vektorů. Proto Cooley a Tukey přišli s metodou značného urychlení výpočtu, pro kterou se používá název rychlá Fourierova transformace neboli Fast Fourier Transform (FFT). Podstatou metody FFT je volba určité délky segmentu  $N$ :

$$N = 2^m, \quad (3)$$

kde  $m$  je přirozené číslo. Můžeme tak vektor  $N$  rozdělit na dvě posloupnosti a počítat je zvlášť. Jedna bude obsahovat sudé prvky původního vektoru a druhá bude obsahovat liché prvky. Každým rozkladem vektoru  $N$  na dvě posloupnosti dosáhneme přibližně 50% úspory vůči původní složitosti. Pokud budeme mít posloupnost délky  $2^m$ , je možné rozklad posloupnosti provést až do posledního stupně. Celkem bude provedeno  $m$  úrovní rozkladu. (Jan, 2002) (Horák, 2012)

## 4.2 Spektrální výkonová hustota

Informaci o tom, jak je výkon ve spektru rozdělen do jednotlivých frekvenčních pásem, udává spektrální výkonová hustota neboli Power Spectral Density (PSD). Existuje několik metod výpočtu PSD. Ty se dělí na parametrické a neparametrické.

Základem parametrických metod je vytvoření vhodného autoregresivního modelu, jehož parametry popisují signál. Autoregresivní model charakterizuje závislost aktuálního vzorku signálu na předchozích hodnotách vzorků. Nalezený model je určitého řádu, který je třeba správně zvolit. Spektrum je potom modelováno stejným počtem spekter. Výhodou parametrických metod jsou hladší odhady spektrálních složek, absence problému s prosakováním spektra a poměrně přesný odhad PSD i na malém počtu vzorků. Neparametrické metody k odhadu PSD využívají Fourierovu transformaci. Výhodou neparametrických metod je tedy poměrně jednoduchý a rychlý výpočetní algoritmus. Na druhou stranu ale pro získání dobrého odhadu spektrální výkonové hustoty vyžadují větší délku signálu. Nejjednodušší neparametrickou metodou je periodogram.

#### 4.2.1 Periodogram

Periodogram je základní neparametrickou metodou pro odhad výkonového spektra signálu. Je založen na výpočtu výkonového spektra signálu získaného z jednoho okna, proto může vykazovat velký rozptyl. Periodogram je definován následujícím vztahem:

$$\hat{S}[k] = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot w[n] \cdot e^{\left(\frac{-j2\pi kn}{N}\right)} \right|^2, \quad (4)$$

kde  $x$  je analyzovaný signál,  $w$  je použité váhovací okno,  $N$  délka okna. Tento vzorec platí pro případ použití obdélníkového okna. (Novotný, 2001)

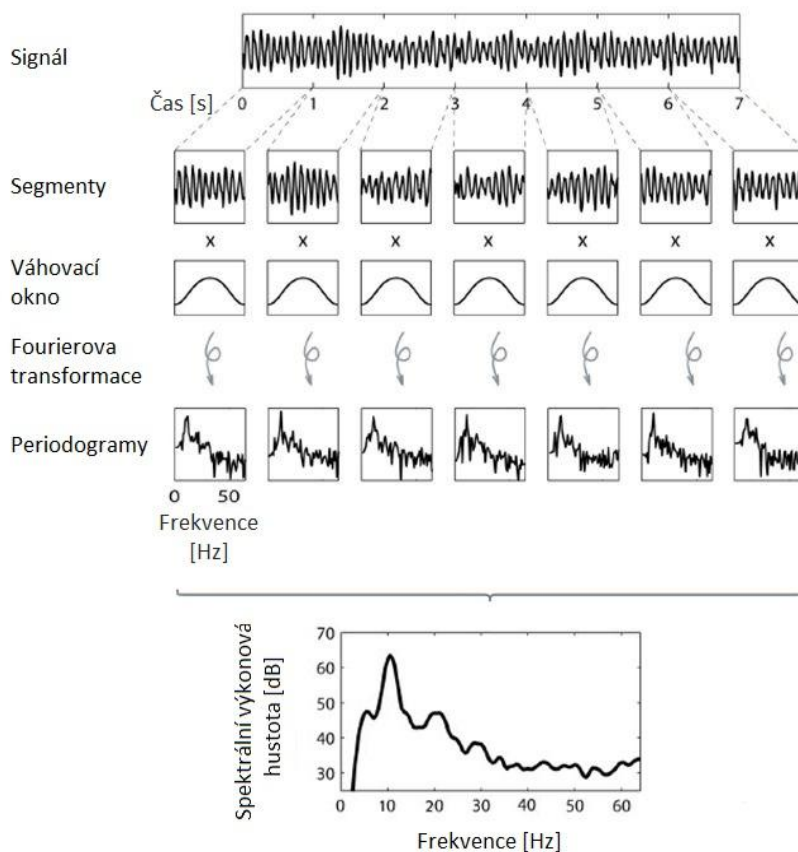
#### 4.2.2 Welchova metoda

Welchova metoda je založena na průměrování překrývajících se periodogramů. Nejprve je signál rozdělen na segmenty o stejné délce a překryvu. Pro potlačení jevu prosakování ve spektru je každý ze segmentů vynásoben váhovacím oknem. Následně je z každého segmentu vypočten periodogram. Ty se dále průměrují dle vztahu:

$$\hat{S}[k] = \frac{1}{K} \sum_{l=0}^{K-1} \hat{S}_l[k], \quad (5)$$

kde  $\hat{S}_l$  je jeden periodogram a  $K$  je celkový počet periodogramů. Při výpočtu spektrální výkonové hustoty (PSD) pomocí Welchovy metody je nutné nastavit několik parametrů. Jsou jimi délka segmentu, překryv a typ váhovacího okna. Délku segmentu volíme

podle požadovaného frekvenčního a časového rozlišení. V případě volby dlouhých segmentů získáme dobré frekvenční rozlišení. Zároveň ale dostaneme nevyhlazené spektrum. Naopak pokud rozdělíme signál na velký počet segmentů, získáme horší frekvenční rozlišení a příliš vyhlazené spektrum. Je tedy třeba najít ideální počet segmentů. (Novotný, 2001) (Drbal, 2009)



Obrázek 5: Postup výpočtu PSD pomocí Welchovy metody [5]

### 4.3 Singulární spektrální analýza (SSA)

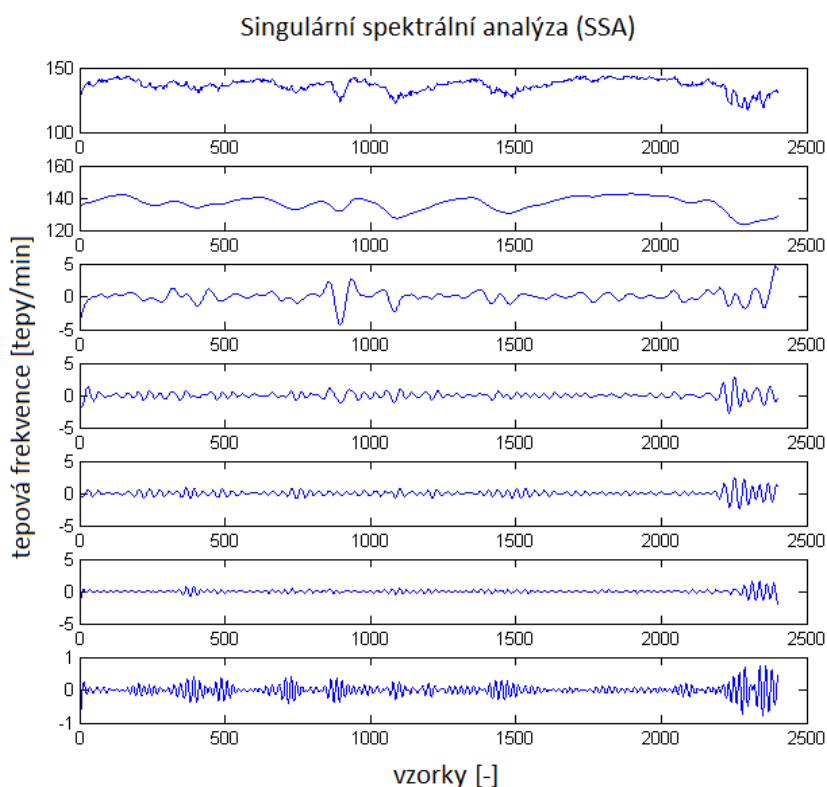
Singulární spektrální analýza neboli SSA je metodou pro modelování nelineárních časových řad. Může být využita k rozložení signálu na trend, šum a další komponenty. Na rozdíl od technik používajících Fourierovu transformaci, které jsou založeny na použití kosinových funkcí, SSA generuje set komponent vlastního analyzovaného signálu. Výhodou této metody je fakt, že není vyžadován žádný předpoklad o datech, jako je např. linearita nebo stacionarita<sup>11</sup>. (Rocco, 2013)

<sup>11</sup> Stacionarita – vlastnost signálů, jejichž pravděpodobností popis (střední hodnota, směrodatná odchylka) se v závislosti na volbě počátku osy x nemění

Hlavním principem SSA je rozložení původního signálu na množinu komponent a následná rekonstrukce nového signálu z vybraných komponent, které reprezentují požadovanou složku signálu. V prvním kroku je ze vstupního signálu  $X = [x_1 \dots x_N]$  vytvořena trajektoriální matice  $\mathbb{X}$ :

$$\mathbb{X} = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & \dots & x_K \\ x_2 & x_3 & x_4 & \dots & x_{K+1} \\ x_3 & x_4 & x_5 & \dots & x_{K+2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_L & x_{L+1} & x_{L+2} & \dots & x_N \end{bmatrix},$$

jejíž každý řádek je vůči předchozímu zpožděn o jeden vzorek. Důležitým parametrem dekompozice je délka okna  $L$ , která určuje počet řádků této matice. Jednotkami délky  $L$  jsou vzorky a volíme ji v závislosti na frekvenci složek, které nás zajímají. Parametr  $L$  by měl být větší než perioda nejnižší požadované frekvence. Z této matice o  $L$  řádcích je následně vypočítáno  $L$  komponent. Na obrázku 6 je zobrazen původní signál a pod ním 6 hlavních komponent seřazených podle intenzity zastoupení v signálu. Obecně lze říci, že náhodný šum je rozložen do velkého počtu jednotlivých komponent, které tak mají nízký podíl zastoupení v signálu. K rekonstrukci jsou následně použity pouze vybrané složky, které obsahují požadovanou část spektra. Tímto způsobem lze z naměřeného záznamu získat konkrétní spektrální složky signálu. (Zhigljavsky, 2010)



Obrázek 6: Rozklad signálu na jednotlivé komponenty pomocí SSA



## 4.4 Vlnková transformace

Vlnková transformace patří mezi frekvenčně-časové analýzy, které umožňují formulovat spektrum jako dvourozměrnou funkci závislou na frekvenci i čase. Prvním krokem k získání frekvenčně-časové analýzy je krátkodobá Fourierova transformace neboli Short-time Fourier Transform (STFT), jejíž princip je založen na výpočtu spektra z krátkého časově ohraničeného úseku signálu. Problém tohoto postupu však spočívá v použití časově konstantního okna pro všechny frekvence. Z principu neurčitosti vyplývá, že nelze získat zároveň dobré rozlišení v čase i ve frekvenci. (Šmíd, 2001)

Zatímco Fourierova transformace pro rozložení signálu používá harmonické kosinusové funkce, vlnková transformace využívá časově omezených funkcí, které se nazývají vlnky. Vhodným výběrem šířky a tvaru vlnky tak lze dosáhnout nejen dobrého frekvenčního rozlišení, ale i dobrého časového rozlišení, neboť každá vlnka osciluje jen kolem místa svého výskytu v signálu. Výhodou vlnkové transformace je možnost nadefinování vlnek podle charakteru analyzovaného signálu. Pro nízké frekvence je okno vlnky širší v čase, pro vysoké frekvence je naopak užší. Toto okno se nazývá mateřská vlnka  $\psi$  neboli mother wavelet a pro její výpočet se používá následující předpis: (Horák, 2012)

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (6)$$

kde  $b$  určuje posunutí vlnky na časové ose, parametr  $a$  je měřítko mateřské vlnky a  $t$  je čas.

### 4.4.1 Spojitá vlnková transformace

Matematickým popisem vlnkové transformace neboli Wavelet Transform (CWT) je následující vztahem: (Horák, 2012)

$$w(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt, \quad (7)$$

$w(a,b)$  jsou výsledné vlnkové koeficienty,  $f(t)$  je spojitá funkce,  $\bar{\psi}$  je komplexně sdružená mateřská vlnka,  $b$  určuje posunutí,  $a$  je měřítko mateřské vlnky,  $t$  je čas a člen  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  slouží pro normalizaci energie vlnky. Porovnáním funkce s vlnkou  $\psi$  při postupném

posuvu v čase a měnícím se měřítku získáme informaci o lokalizaci a délce trvání jevu popsaného mateřskou vlnkou. (Anisimova, a další, 2013)

Při výpočtu spojité vlnkové transformace je nejprve zvolená vlnka s určitým měřítkem umístěna na počátek analyzovaného signálu a jsou spočteny vlnkové koeficienty (CWT). Vyšší hodnota koeficientu značí větší podobnost signálu a vlnky. Dalším krokem je posun vlnky vzhledem k signálu a výpočet nových CWT koeficientů. Takto je pokračováno až na konec signálu a stejný postup se opakuje s jiným měřítkem. (Šmíd, 2001)

Inverzní spojitá vlnková transformace je superpozicí získaných vlnkových koeficientů.

$$f(t) = \sum_{a,b} w(a,b) \cdot \psi(a,b,t), \quad (8)$$

kde  $f(t)$  je původní analyzovaný signál,  $w(a,b)$  jsou vlnkové koeficienty,  $\psi(a,b,t)$  je vlnka s měřítkem  $a$  a posunutím  $b$  v čase  $t$ . Pro zachování energie musí mít vlnka  $\psi$  nulovou střední hodnotu. (Anisimova, a další, 2013)

#### 4.4.2 Diskrétní vlnková transformace

Vzhledem k tomu, že vlnkovou transformaci využíváme pro počítačové zpracování dat, bylo třeba snížit množství získaných dat a tím urychlit výpočetní proces. Proto byla vyvinuta diskrétní vlnková transformace neboli Discrete Wavelet Transform (DWT). Ta používá diskretizaci hodnot měřítka  $a$  a posunutí  $b$  pomocí vhodné mocninné funkce, kde  $p$  odpovídá původnímu měřítku a  $k$  poloze.

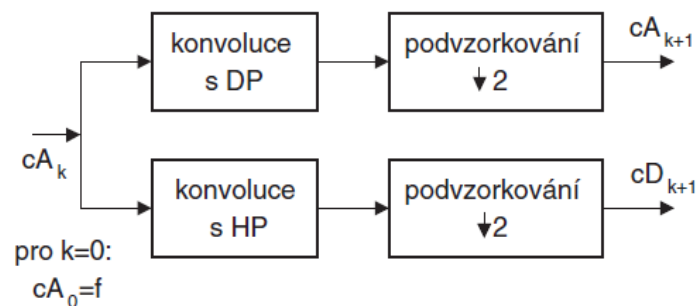
$$a = 2^p, \quad (9)$$

$$b = 2^p k, \quad (10)$$

#### 4.4.3 Rychlá vlnková transformace

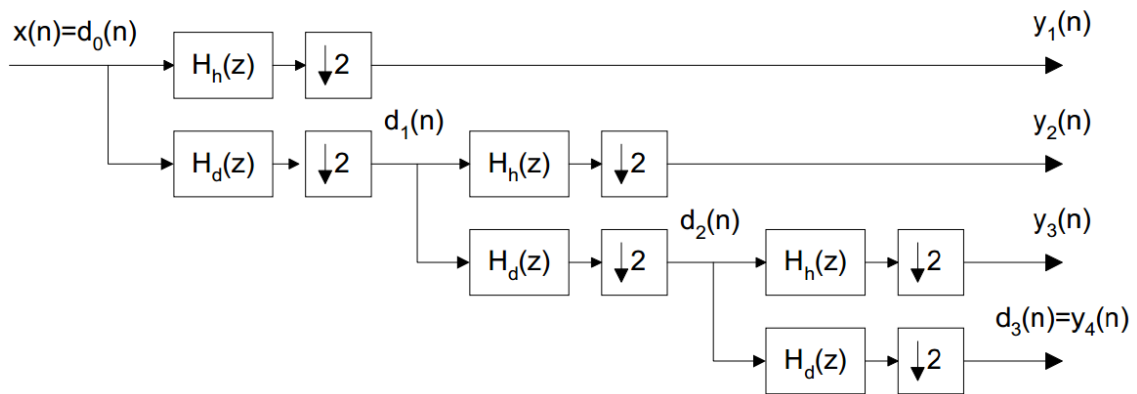
Pro urychlení výpočtu diskrétní vlnkové transformace byla vyvinuta rychlá vlnková transformace neboli Fast Wavelet Transform (FWT). Ta je založena na reprezentaci vlnky jako pásmové propusti filtrující signál kolem určité frekvence. K výpočtu koeficientů se používá filtrace signálu pomocí horní (šalovací filtr) a dolní (waveletovský filtr) propusti. Dolní propust (DP) odpovídá obrazu jedné vlnky a je vypočtena pomocí Fourierovy transformace. Horní propust (HP) je následně odvozena

z dolní propusti tak, aby oba filtry měly komplementární propustná pásma. Tím je zajištěno, že nedojde ke ztrátě původní informace. Koeficienty získané filtrací signálu dolní propustí se nazývají aproximační ( $cA$ ). Výstupem horní propustí jsou tzv. koeficienty detailů ( $cD$ ). Oba tyto vektory mají stejnou délku jako vstupní vektor. Výsledný signál má tedy délku dvojnásobnou. Aby se zabránilo tomuto nežádoucímu růstu počtu koeficientů, výstup každé filtrace je decimován s faktorem 2. Výše uvedený postup popisuje jeden stupeň diskrétní vlnkové transformace, který je znázorněn na obrázku 7, kde  $cA_k$  značí vstupní signál (odpovídající vlnkovým koeficientům aproximace z předešlého stupně),  $cA_{k+1}$  a  $cD_{k+1}$  jsou nové vlnkové koeficienty. (Michálek, 2014) (Šmíd, 2001) (Anýž, 2012)



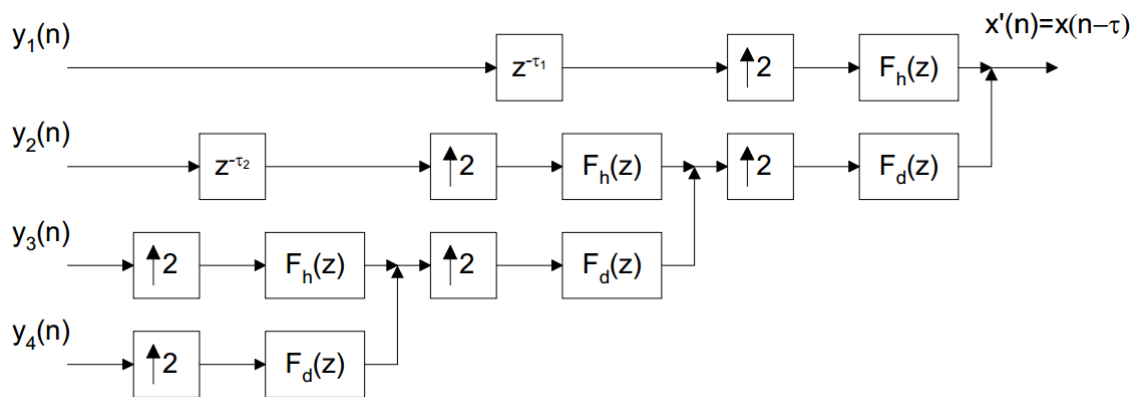
Obrázek 7: Postup výpočtu jednoho stupně diskrétní vlnkové transformace [6]

Pro rozložení signálu do více frekvenčních pásem je třeba provést více stupňů FWT. V druhém stupni jsou vstupním signálem vlnkové koeficienty aproximace získané v předešlém kroku. Ty znovu filtrujeme, čímž získáme nové koeficienty aproximace a detailů. Změna měřítka vlnky je zajištěna decimací. Maximální stupeň diskrétní vlnkové transformace závisí na délce vstupního analyzovaného signálu a délce impulzové odezvy dolní propustí. Zpravidla se však používá nejvýše pátý stupeň dekompozice. Popsaný algoritmus je názorně zakreslen na obrázku 8, kde  $H_h(z)$  je konvoluce s horní propustí,  $H_d(z)$  konvoluce s dolní propustí a  $\downarrow 2$  značí decimaci signálu. (Šmíd, 2001)



Obrázek 8: Třístupňová rychlá DWT s dekompozičními dolními propustmi  $H_d$  a horními propustmi  $H_h$  [7]

Zpětnou rekonstrukci signálu z vlnkových koeficientů aproximace a detailů neboli Inverse Discrete Wavelet Transform (IDWT) lze provést podle vzoru dekompozice. Postupováno je však v opačném směru. Protože oba vektory koeficientů mají snížený vzorkovací kmitočet, je třeba jejich vzorkovací kmitočet zvýšit. Toho je dosaženo interpolací s faktorem 2, tzn. mezi jednotlivé prvky koeficientů jsou vloženy 0. Následně jsou oba vektory filtrovány rekonstrukčními filtry  $\bar{g}$  a  $\bar{h}$ , které jsou odvozeny z dekompozičních filtrů  $g$  a  $h$ . Výsledný rekonstruovaný signál získáme sečtením vyfiltrovaných koeficientů. Postup algoritmu je znázorněn na obrázku 9, kde  $F_h(z)$  značí rekonstrukční filtr,  $F_d(z)$  značí rekonstrukční filtr a  $\uparrow 2$  je interpolace signálu s faktorem 2. (Šmíd, 2001) (Kozumplík, 2005) (Anisimova, a další, 2013)



Obrázek 9: Inverzní transformace pro třístupňovou DWT s rekonstrukčními dolními propustmi  $F_d$  a horními propustmi  $F_h$  [8]

## 4.5 Savitzky-Golay filtr

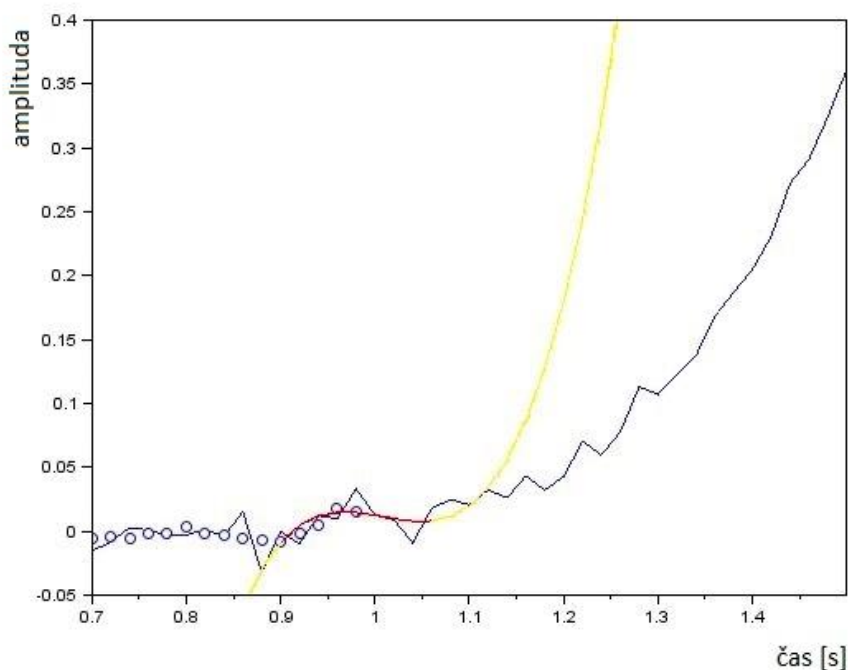
Jedná se o digitální filtr typu dolní propust, který pracuje v časové doméně. Lze ho využít nejen pro vyhlazení signálu, ale i k výpočtu jeho derivací. V této práci je Savitzky-Golay filtr použit v části předzpracování signálu pro vyhlazení záznamu FHR, proto se v následujícím textu budeme zabývat pouze jeho použitím pro filtraci signálu.

Základním principem tohoto filtru je aproximace segmentu vstupního signálu polynomem. Pro získání modelu s nejmenší chybou je použita metoda nejmenších čtverců. Výsledný signál vypočítáme tak, že pro každý vzorek vstupního signálu určíme segment s určitou délkou, který je svou geometrií symetrický právě kolem tohoto vzorku. Následně pomocí metody nejmenších čtverců nalezneme polynom, který jej nejlépe aproximuje. Nový vzorek získáme náhradou prostředního vzorku segmentu za prostřední koeficient polynomu. V dalším kroku se segment posune o jeden vzorek doprava po časové ose a bude vypočítán nový polynom. (Schafer, 2011) Výše uvedený postup popisuje princip symetrického Savitzky-Golay filtru, jehož funkci znázorňuje obrázek 10. Vidíme na něm proložení jednoho segmentu původního záznamu polynomem, který je zakreslen červenou křivkou. Body v kolečkách představují jednotlivé vzorky výsledného filtrovaného signálu.

Dalším typem je nesymetrický Savitzky-Golay filtr, který má obecně horší vlastnosti filtrace než filtr symetrický. Do signálu je vnesena tím větší chyba, čím je aktuální vzorek dále od středu segmentu. Specifickým je případ, kdy je aktuální vzorek na konci segmentu. Jedná se tak o kauzální<sup>12</sup> filtr, díky čemuž ho lze použít pro výpočet v reálném čase. Kauzalita znamená, že aktuální výstup filtru závisí pouze na aktuálním vzorku a minulých hodnotách vstupu. (Uhlíř, a další, 2003) V našem případě se však nezaměřujeme na analýzu v reálném čase a proto používáme nekauzální symetrický filtr.

---

<sup>12</sup> Kauzalita – příčinnost



Obrázek 10: Savitzky-Golay filtr [9]

Z uvedeného principu vyplývá, že se jedná o poměrně náročnou matematickou operaci, neboť pro filtraci signálu s  $N$  vzorky je nutné pomocí metody nejmenších čtverců určit  $N$  aproximačních polynomů. Z tohoto důvodu se používá postup, který ve svém článku popsali Savitzky a Golay. Ti odvodili, že hodnota získaná fitováním polynomu na segment vstupního signálu je rovna výsledku diskrétní konvoluce segmentu s lineárním filtrem. (Savitzky, a další, 1964) K výpočtu používáme následující vztah:

$$y[n] = \sum_{m=-\frac{(M-1)}{2}}^{\frac{(M-1)}{2}} h[m] \cdot x[n - m], \quad (11)$$

kde  $y[n]$  je výsledný vzorek na pozici  $n$ ,  $x[n]$  je původní vzorek na pozici  $n$  a  $h$  jsou koeficienty filtru s délkou  $M$ .

Pro získání vyhlazeného vzorku signálu na pozici  $n$  je proveden výpočet konvoluce segmentu, v jehož středu je původní vzorek s indexem  $n$ , s koeficienty filtru  $h$ . Ten má stejnou délku jako vstupní segment. Výsledný proces je tedy zjednodušen tak, že namísto  $N$  fitování polynomu je provedeno  $N$  diskrétních konvolucí.

Koeficienty tohoto filtru nejsou závislé na vstupním signálu, čímž se celý proces významně zjednodušuje. Jsou však závislé na několika parametrech, které určují vlastnosti filtru. Patří mezi ně délka filtru, řád polynomu, geometrie a také řád derivace. Jak již bylo uvedeno, v případě této práce se budeme zabývat pouze symetrickým filtrem s nulovým řádem derivace. Délku a řád polynomu filtru je nutné volit v závislosti na charakteristice signálu a šumu. Délka filtru by měla být nastavena také s ohledem na parametr FWHM neboli šířku vlnky v polovině její amplitudy. (Tuekolsky, et al., 1992) Příliš krátký filtr vede ke špatnému odfiltrování vysokofrekvenční rušivé složky. Naopak dlouhý filtr dobře odstraní šum, ale spolu s ním může odstranit i užitečný signál. Řád polynomu určuje, jak složitá křivka bude modelována. Vysoký řád zachová výšku a šířku vlnky, ale potenciálně také část rušení. V případě nulového řádu polynomu jsou váhy všech hodnot segmentu stejné a jejich součet se rovná jedné. Jedná se tedy o filtr klouzavých průměrů. (Gorry, 1990)

Na rozdíl od většiny ostatních filtrů je Savitzky-Golay vhodný pro filtrování signálů s širokým rozsahem frekvencí a různým typem šumu. Za předpokladu správného nastavení parametrů je možné potlačit rušení bez významné ztráty užitečné složky a tím vylepšit SNR (Signal-to-Noise Ratio). Naproti tomu běžný filtr klouzavých průměrů spolu s rušením odfiltruje i část vysokofrekvenčních složek užitečného signálu. Pro svoji vlastnost zachovávání výšky a šířky impulzů v signálu je Savitzky-Golay vhodný i pro filtrování složitých biomedicínských signál, jako je například EKG, EEG a další. (Schafer, 2011)

## 5. Praktická část

Předmětem praktické části této práce je výpočet spektrálních parametrů srdeční frekvence plodu (FHR) pomocí Welchovy metody a posouzení jejich diagnostické hodnoty. První část této kapitoly se věnuje popisu databáze CTU-UHB obsahující FHR záznamy a mimo jiné i příslušné hodnoty pH pupečnickové krve. Další části uvádí postupy předzpracování signálů, výpočtu spektrální výkonové hustoty (PSD) a rekonstrukce vybrané množiny dat pomocí singulární spektrální analýzy (SSA). Na konci jsou uvedeny výsledky klasifikace pomocí všech spektrálních parametrů a návrh možného klasifikátoru.

### 5.1 Databáze signálů

Použitá databáze obsahuje 552 KTG záznamů, které byly získány ve Fakultní nemocnici Brno v České republice. K jejich naměření bylo použito dvou různých metod. Jednou z nich je interní monitorování KTG za použití elektrody připevněné k hlavičce novorozence a druhou je dopplerovská ultrasonografie. Data byla vybrána z celkového počtu 9164 záznamů na základě kvality signálů a několika klinických kritérií. Všechny záznamy začínají nejdříve 90 minut před vybavením plodu a jejich maximální délka je 90 minut. Každý z 552 záznamů se skládá ze tří částí. Prvními dvěma částmi jsou záznamy srdeční frekvence plodu (FHR) a motility děložního svalstva (tomogramu). Třetí část obsahuje klinická data s informacemi o charakteristice porodu, zdravotním stavu a fyziologických ukazatelích novorozence. Pro účely naší analýzy jsou nejdůležitějšími parametry začátek druhé doby porodní a hodnota pH pupečnickové krve, která určuje stupeň acidózy novorozence. Vzorkovací frekvence FHR signálů je 4 Hz. (Chudáček, a další, 2014)

#### 5.1.1 Rozdělení záznamů

Data byla podle hodnoty pH rozdělena do dvou skupin na patologické a fyziologické záznamy. Jak již bylo uvedeno v oddílu věnujícím se acidobazická analýze 2.3.2, za patologický považujeme záznam s hodnotou pH rovnou nebo menší než 7,05 (Chudáček, a další, 2014). Podle tohoto dělení je v databázi celkem 44 patologických a 508 fyziologických záznamů. Jedná se tedy o nevyváženou množinu dat.



## 5.2 Předzpracování

Před samotnou spektrální analýzou je nezbytné nejprve provést předzpracování dat. Databáze obsahuje signály v podobě, v jaké byly naměřeny. Objevují se v nich artefakty, šum a chybějící hodnoty, které jsou vyjádřeny jako nulová srdeční frekvence. Tyto chyby v signálu vznikly převážně v důsledku pohybů matky a plodu během snímání a také kvůli špatnému kontaktu elektrod. Jedním z artefaktů je i srdeční akce matky, jejíž frekvence se zpravidla pohybuje okolo 100 bpm. Automatická detekce tohoto artefaktu v signálu je problematická, protože může být maskován deceleracemi.

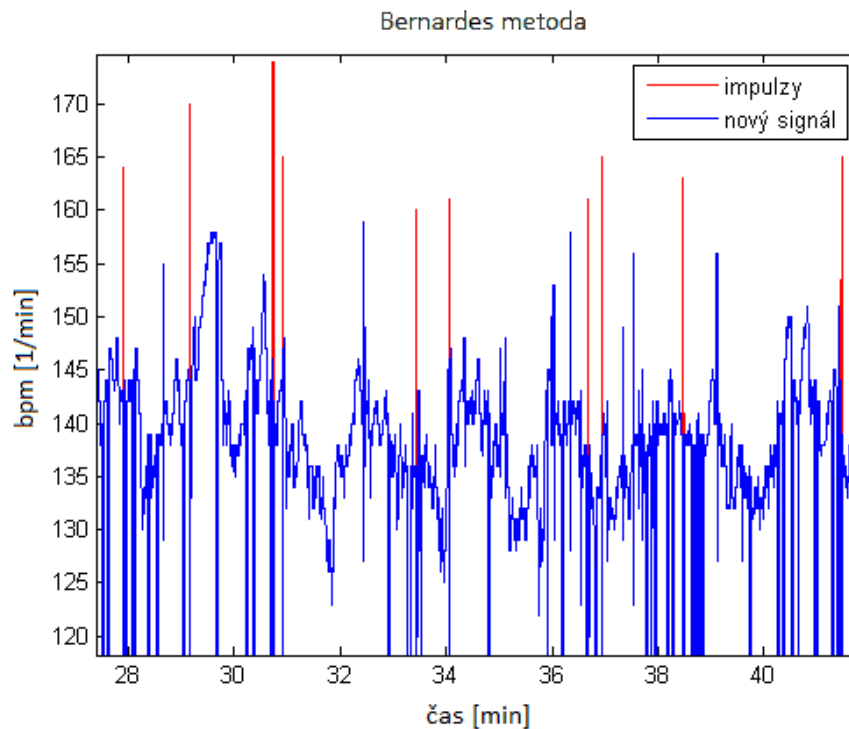
### 5.2.1 Oříznutí signálů podle začátku druhé doby porodní

Prvním krokem předzpracování je oříznutí jednotlivých signálů podle začátku druhé doby porodní. Druhá doba porodní neboli vypuzovací doba je období od úplného otevření porodních cest do porodu novorozence. V průběhu tohoto časového úseku dochází k silným kontrakcím děložního svalstva. Signál proto obsahuje časté decelerace a akcelerace a jeho celková kvalita tak může být nízká. Naproti tomu ale předpokládáme, že v této části porodu bude rozdíl ve spektrální charakteristice FHR patologických a fyziologických plodů největší. Cílem klasifikace FHR záznamů je však včasná diagnostika acidózy plodu. Pokud bude acidóza detekována již před začátkem druhé doby porodní, následným císařským řezem se zabrání dalšímu rozvoji intrapartální hypoxie a případné asfyxie. Z těchto důvodů jsme se zaměřili na analýzu záznamu z první doby porodní.

### 5.2.2 Odstranění impulzů

Záznamy obsahují také artefakty projevující se jako impulzy, které představují vysokofrekvenční složku signálu. Ovlivňují tedy spektrální charakteristiku FHR. Pro odstranění těchto artefaktů jsme použili metodu podle Bernardese (1991). Implementace byla rozdělena do dvou následujících kroků. Prvním je rozdělení jednotlivých signálů na segmenty o délce 2,5 sekund a určení stability pomocí jejich stejnosměrné odchylky a střední hodnoty. Za stabilní považujeme segmenty s odchylkou menší než 10 úderů za minutu (bpm). Abychom se vyhnuli tomu, že za stabilní bude označen úsek s nulami, stanovili jsme jako minimální střední hodnotu segmentu 50 bpm. Dalším krokem je nalezení impulzů. Jejich výšku definujeme jako rozdíl mezi aktuálním vzorkem a střední hodnotou aktuálního stabilního segmentu.

Pokud je tento rozdíl větší než 25 bpm, hodnotu daného vzorku (impulzu) nahradíme nulou. V grafu 1 vidíme červeně vyznačené impulzy, jejichž vzorky jsou následně přepsány nulami. V tomto kroku předzpracování signál stále obsahuje chybějící hodnoty projevující se jako nulová srdeční frekvence. Ty budou v dalším kroku společně s nefyziologickými hodnotami interpolovány.



Graf 1: Odstranění impulzů pomocí Bernardes metody

### 5.2.3 Po částech kubická interpolace

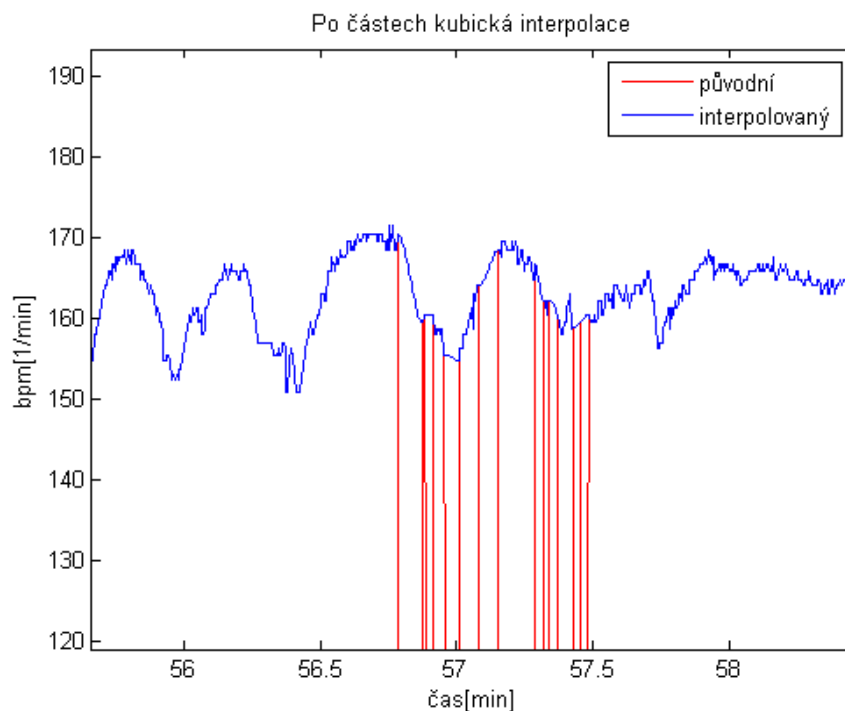
Dále jsme řešili problém úseků s nefyziologickými a chybějícími hodnotami. Ty souhrnně označujeme jako chybové a řadíme mezi ně hodnoty srdeční frekvence pod 50 bpm a nad 220 bpm.

$$FHR \in < 50, 220 > [bpm]$$

K nahrazení chybových hodnot jsme použili po částech kubickou interpolaci, která zachovává tvar signálu lépe než např. kubická spline interpolace. Tato funkce dává větší váhu vzorkům, v jejichž okolí se funkční hodnota buď mění výrazně, nebo naopak velmi málo. (Olivík)

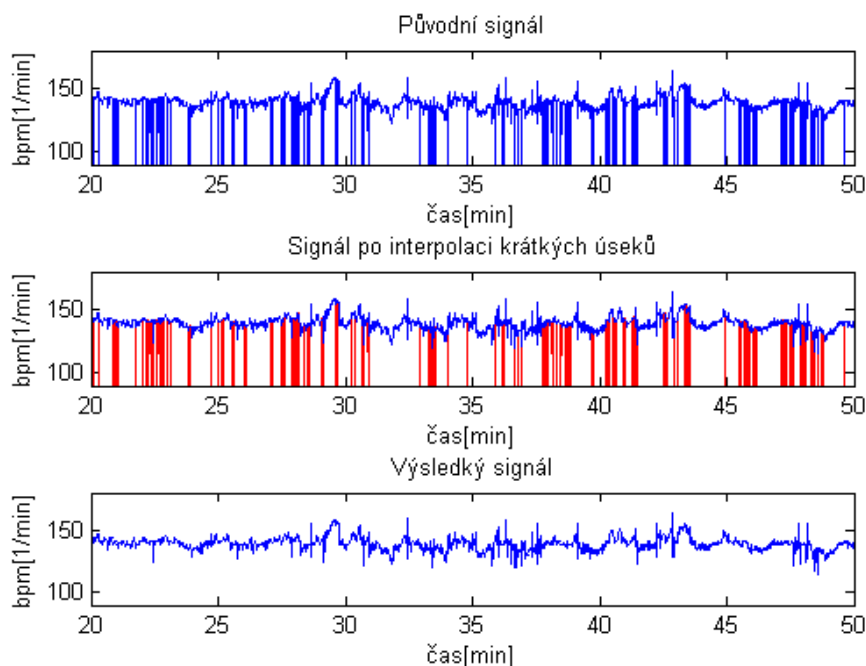
V grafu 2 vidíme, že po interpolaci krátkých úseků chybových hodnot je zachován charakter průběhu FHR záznamu a zároveň nedochází ke zkracování signálu. Tyto segmenty je tedy výhodné interpolovat. Velikost většiny mezer obsažených v signálech

je menší než 20 sekund. U těchto mezer můžeme předpokládat, že se skutečný průběh signálu podobá záznamu před a po úseku chybových hodnot. Větší mezery se objevují převážně až v záznamu z druhé doby porodní, který k analýze nepoužíváme. Pouze u několika signálů jsme na konci první doby porodní detekovali mezery větší než 20 sekund. Interpolace takto velkých mezer by mohla ovlivnit spektrální charakteristiku signálu. Proto jsme tyto mezery z analýzy vyřadili a poté jsme celý signál interpolovali. Pro ověření správnosti tohoto postupu jsme také provedli spektrální analýzu na množině dat neobsahující signály s velkými mezerami. Následně jsme pomocí p-hodnot porovnali úspěšnosti klasifikací na těchto dvou množinách. Došli jsme k závěru, že zahrnutí několika nekvalitních signálů do analýzy nemělo vliv na signifikantnost rozdílu mezi patologickými a fyziologickými záznamy.



Graf 2: Detail po částech kubické interpolace

Postup odstranění chybových hodnot je znárodněn v grafu 3. Vidíme, že původní signál obsahuje velké množství krátkých úseku chybových vzorků. Odstraněním všech těchto hodnot by se výsledný signál značně zkrátil a nebylo by možné porovnávat spektrální charakteristiky jednotlivých signálů v určitých časových úsecích. Díky této interpolaci zůstane časová osa signálu zachována. V prostřední části grafu jsou červeně vyznačeny interpolované úseky a modře výsledný interpolovaný signál.



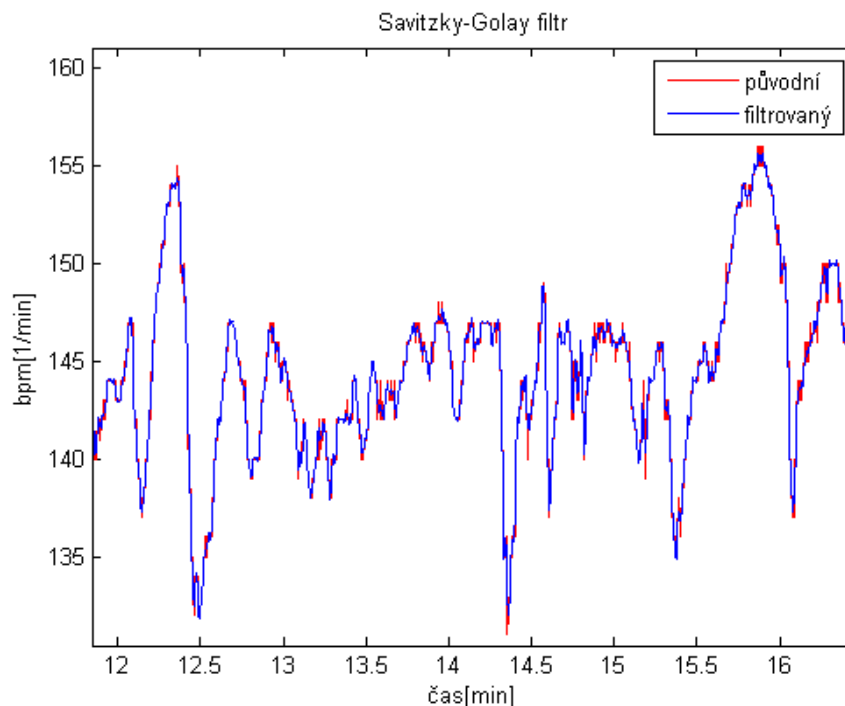
Graf 3: Po částech kubická interpolace chybových hodnot signálu

Další funkcí interpolace je změna vzorkovací frekvence, které dosáhneme změnou interpolačního kroku. Po interpolaci s krokem 0,5 vzorku se zvýší vzorkovací frekvence ze 4 Hz na 8 Hz.

#### 5.2.4 Savitzky-Golay filtr

Následně jsme signály filtrovali pomocí Savitzky-Golay filtru, kterému se podrobně věnuje pododdíl 4.5. Mezi výhody tohoto filtru patří, že zachovává variabilitu původního signálu v pásmu frekvencí, které nás zajímají. Je však nutné použít dostatečně vysoký řád polynomu v závislosti na jeho délce. Tento filtr jsme naimplementovali jako konvoluci jednotlivých segmentů signálu s koeficienty filtru, k jejichž výpočtu používáme funkci *savitzkyGolay.m*<sup>13</sup>. Parametry filtru jsme volili v závislosti na vzorkovací frekvenci a charakteristice signálu. Použili jsme filtr s řádem polynomu 4 a délkou 11 vzorků.

<sup>13</sup> *savitzkyGolay.m* – funkce naimplementovaná v programu MATLAB



Graf 4: Filtrace FHR záznamu pomocí Savitzky-Golay filtru

### 5.2.5 Oříznutí signálů na jednotnou délku

V této části předzpracování jsou signály nestejně dlouhé. Pro další analýzu je však výhodné jejich délku sjednotit. Při posuzování diagnostické hodnoty jednotlivých parametrů jsme došli k závěru, že největší rozdíl mezi spektrálními charakteristikami patologických a fyziologických záznamů je na konci první doby porodní. Z tohoto důvodu jsme z každého signálu vybrali posledních 40 minut.

## 5.3 Výpočet spektrální výkonové hustoty

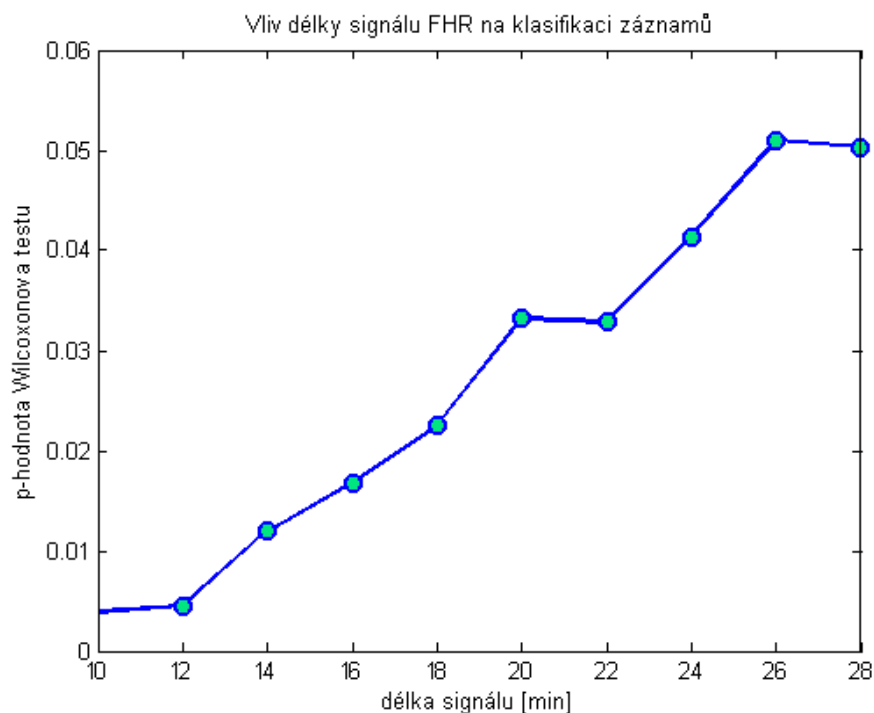
Správnost výsledku spektrální výkonové hustoty (PSD) závisí na zvolených parametrech a způsobu výpočtu. Nejprve je tedy třeba specifikovat správný postup a kritéria. Tím se zabývají následující oddíly.

### *Délka signálu pro výpočet PSD*

Východiskem pro klasifikaci záznamu FHR pomocí frekvenční analýzy je fakt, že spektrum FHR se mění v závislosti na funkci autonomního nervového systému (ANS) a tedy i v závislosti na míře hypoxie plodu. Ta se však může během porodu značně měnit. Zpravidla se v krátké době před porodem prohlubuje. V našem případě máme k dispozici signály s délkou 40 minut. Nemůžeme tedy očekávat, že míra hypoxie je

během celého záznamu konstantní. Z tohoto důvodu je třeba signál rozdělit na několik časových úseků, ve kterých budeme předpokládat přibližně konstantní míru hypoxie. Výpočtem PSD z celého signálu bychom získali průměrné hodnoty nevypovídající o aktuálním stavu plodu. Naopak analýza krátkých úseků nám umožní sledovat vývoj hodnot spektrálních parametrů v čase.

Vliv délky analyzovaného signálu na úspěšnost klasifikace je znázorněn v grafu 5, kde vidíme závislost p-hodnoty Wilcoxonova párového testu na délce úseku. Nejprve jsme provedli výpočet spektrálního výkonu v LF pásmu všech předzpracovaných záznamů pro délky 10 až 28 minut od konce první doby porodní. V grafu vidíme, že signifikantnost klasifikace s délkou úseku klesá. Na základě tohoto testu jsme došli k závěru, že je výhodnější analyzovat krátké úseky. Délka signálu však nesmí být příliš malá. Signál s délkou 10 minut a vzorkovací frekvenci 4 Hz obsahuje 2400 vzorků. V případě, že použijeme délku Welchova okna 1024 vzorků, menší délka analyzovaných úseků by mohla vést k nesprávnému proložení křivky spektrální výkonové hustoty v pásmech VLF a LF. Výsledná PSD v těchto pásmech by tak mohla být zkreslená.

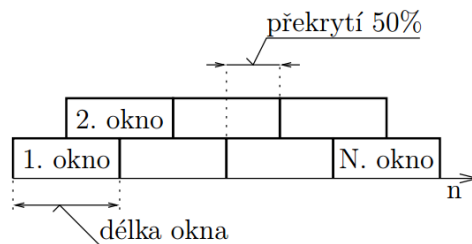


Graf 5: Vliv délky signálu na signifikantnost klasifikace podle PSD v LF pásmu

Siira ve své studii analyzuje segmenty dlouhé 2 minuty. Jako důvod je uvedena nízká pravděpodobnost výskytu kontrakcí během této doby. Aby Siira mohla analyzovat takto krátké úseky signálu, použila vzorkovací frekvenci 16 Hz. Výsledný odhad spektra tak nemusí být přesný. (Siira, a další, 2012)

### **Welchova metoda**

Welchova metoda vychází z definice spektrální výkonové hustoty, spektrum je však získáno průměrováním. Signál je rozdělen na segmenty o stejné délce, z nichž jsou vypočítána jednotlivá spektra, která se následně průměrují. (Drbal, 2004) Jak již bylo zmíněno v oddílu 4.2.2, při výpočtu PSD musíme nastavit délku segmentů a jejich překryv. Ty určíme v závislosti na požadovaném frekvenčním rozlišení a délce analyzovaného signálu. Pro efektivnost výpočtu volíme takové délky segmentů, které se rovnají mocnině dvou. V závislosti na délce analyzovaného úseku tedy používáme  $N = 1024(2^{10})$ . Velikost překryvu je rovna polovině délky  $N$  segmentu, viz obrázek 11. Výslednou hodnotu PSD pro jednotlivá pásma získáme integrací spektrálního výkonu přes určité frekvenční pásmo.



Obrázek 11: Překryv oken při výpočtu Welchovy metody [10]

Před výpočtem spektrální analýzy je vhodné minimalizovat efekt absolutní hodnoty FHR na její variabilitu. Toho dosáhneme tím, že od signálu odečteme jeho střední hodnotu.

$$signal[i] = signal[i] - mean(signal[i]), \quad (12)$$

kde  $mean(signal[i])$  je střední hodnota signálu.

## 5.4 Rekonstrukce vybrané množiny dat pomocí SSA

Spektrální metody používající Fourierovu transformaci jsou založeny na reprezentaci signálu pomocí kosinových funkcí. Základní předpoklad použití těchto metod je tedy ten, že se analyzovaný signál skládá z kosinusových složek. Mnohem přirozenější reprezentaci signálu však představuje singulární spektrální analýzy (SSA), která je založena na reprezentaci pomocí komponent vlastního analyzovaného signálu, viz oddíl 4.3. Pomocí této metody jsme z komponent původního signálu rekonstruovali nové signály, z nichž každý reprezentuje určité frekvenční pásmo.

Databáze obsahuje celkem 552 kardiokografických měření. Na základě kvality signálu a hodnoty pH jsme vybrali vyváženou množinu dat obsahující 8 patologických a 8 fyziologických záznamů. Pro demonstraci vlastností SSA, která je poměrně časově náročná, jsme rekonstrukci a následnou spektrální analýzu provedli na této vybrané množině dat.

### 5.4.1 Postup rekonstrukce dat

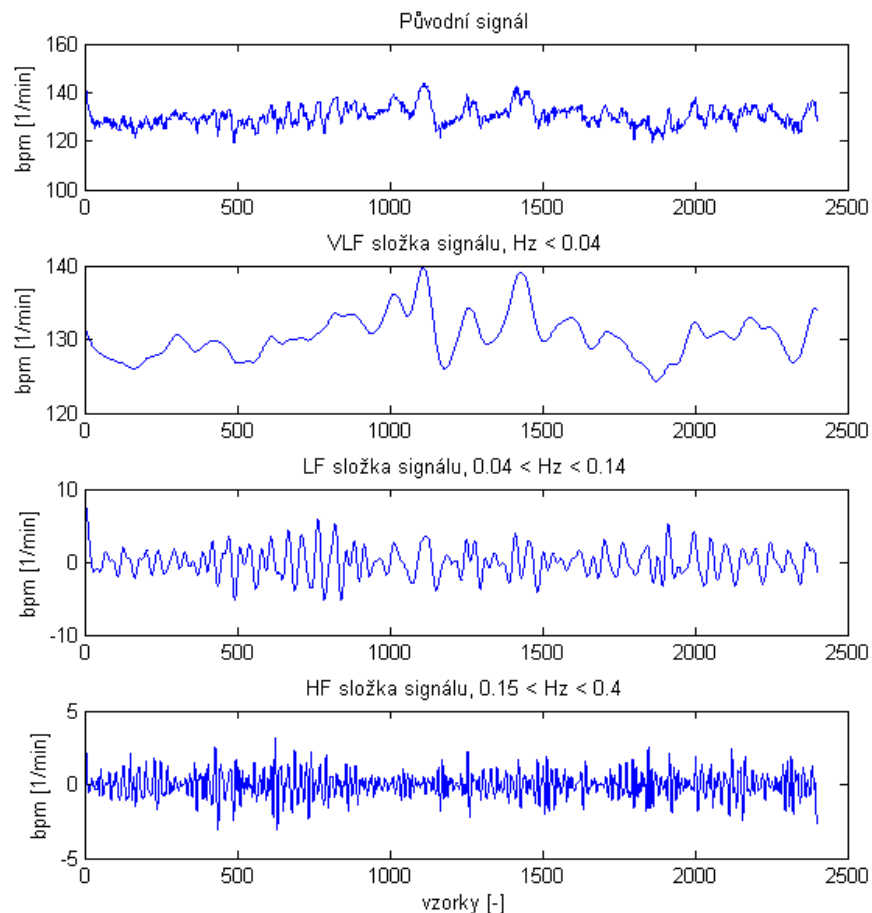
Singulární spektrální analýza se skládá ze tří základních kroků. Prvním z nich je rozklad signálu na komponenty. Zde je třeba zvolit parametr délky okna pro vytvoření trajektoriální matice, ze které se následně vypočítávají komponenty. Obecně by tato délka měla být větší než délka periody nejnižší frekvence užitečného signálu. Spodní hranice pásma nízkých frekvencí, které vypovídají o aktivaci parasympatické a sympatické větve autonomního nervového systému, se pohybuje kolem 0,04 Hz. Nás však zajímají i frekvence v pásmu VLF, proto jsme zvolili délku 90 vzorků, což odpovídá frekvenci 0,01 Hz.

Dalším důležitým krokem je výběr komponent neboli složek pro rekonstrukci signálu. Nejprve jsme vypočítali spektrální charakteristiku každé komponenty a na základě spektrálního výkonu určili její hlavní frekvenci. Podle této hlavní frekvence jsme každou komponentu zařadili do určitého frekvenčního pásma. Pro vysoké frekvence (HF) se jedná o pásmo v rozmezí od 0,15 Hz do 0,4 Hz. V případě určitého signálu a rozkladu na 90 komponent do tohoto pásma spadá 12 z nich. Druhým je pásmo nízkých frekvencí (LF) mezi 0,04 a 0,15 Hz, do kterého spadá 6 komponent. Pásmo velmi nízkých frekvencí (VLF) pod 0,04 Hz reprezentují 3 komponenty. Nejvíce nás však zajímají LF a HF pásma.



Následně jsme pro každé pásmo zvlášť provedli zpětnou rekonstrukci z komponent, jejichž frekvence náleží právě do určitého pásma. Z jednoho signálu jsme tak získali tři nové signály, z nichž každý reprezentuje jiné frekvenční pásmo. Ty jsou znázorněny v grafu 6, kde vidíme původní signál, pod ním signál složený z VLF komponent, dále signál LF komponent a signál HF komponent. K rozkladu na jednotlivé komponenty a opětovné rekonstrukci signálu jsme použili MATLAB kód SSA\_operator.m, jehož autorem je Ilkka Launonen. Ostatní používané funkce byly naimplementovány v rámci této diplomové práce.

K výpočtu spektrální charakteristiky jsme použili Welchovu metodu. Oproti analýze původních signálů jsme ale výsledné PSD získali pomocí integrace přes celé spektrum.



Graf 6: Rekonstrukce pomocí SSA, shora: původní signál, VLF složka, LF složka a HF složka

## 5.5 Výsledky spektrální analýzy

Cílem kardiokografického monitorování je spolehlivá a včasná diagnostika intrapartální hypoxie plodu, která umožní rychlý zákrok a předejití vážnému poškození plodu. Z tohoto důvodu jsme se zaměřili právě na detekci hypoxie na základě spektrální analýzy záznamu z první doby porodní. Od konce první doby porodní do porodu zbývá u většiny záznamů okolo 30 minut. Císařský řez je možno provést nejrychleji za 7 minut. Diagnostika hypoxie plodu provedená na konci první doby porodní tedy dává porodníkovi prostor, aby mohl zareagovat chirurgickým zákrokem.

Ke klasifikaci záznamů srdeční frekvence plodu (FHR) jsme použili několik spektrálních parametrů. Jsou jimi spektrální výkonové hustoty (PSD) v následujících pásmech: velmi nízkých frekvencí (VLF), nízkých frekvencí (LF), vysokých frekvencí (HF) a poměr parametrů LF a HF (LF/HF).

Frekvenční pásma	VLF	LF	HF
Frekvence [Hz]	< 0,04	0,04 - 0,15	0,15 - 0,4

Tabulka 5: Frekvenční pásma pro výpočet spektrální výkonové hustoty

### 5.5.1 Dvouvýběrový Wilcoxonův test

Pro hodnocení statistické významnosti rozdílu spektrálních charakteristik mezi patologickými a fyziologickými záznamy používáme dvouvýběrový Wilcoxonův test. Jedná se o neparametrický test, pomocí něhož lze testovat i veličiny, které nesplňují vlastnost normality<sup>14</sup> dat.

Předpokládejme, že máme dva na sobě nezávislé náhodné výběry dat ze spojitého rozdělení:  $X_1, \dots, X_n$  a  $Y_1, \dots, Y_m$ . Testujeme nulovou hypotézu  $H_0: x_1 - y_1 = 0$ , že distribuční funkce rozdělení jsou shodné proti alternativní hypotéze  $H_A: x_1 - y_1 \neq 0$ .

K výpočtu dvouvýběrového Wilcoxonova testu používáme MATLAB funkci, která vrací velikost p-hodnoty vypovídající o statistické významnosti rozdílu mediánů dvou rozdělení. Pokud je p-hodnota menší než  $\alpha = 0,05$ , zamítáme  $H_0$  na hladině  $\alpha$ . Rozdíl spektrálních parametrů FHR mezi patologickými a fyziologickými plody tak můžeme považovat za statisticky významný. V případě, že je p-hodnota nižší než  $\alpha$ , nulovou hypotézu nezamítáme. (Mrkvička, a další, 2006)

<sup>14</sup> Normalita dat – vlastnost dat znamenající, že data pochází z normálního Gaussova rozdělení.

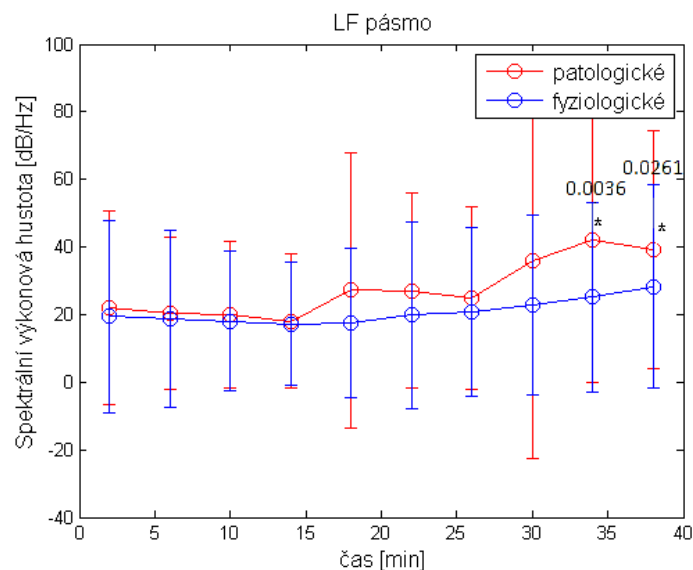
## 5.5.2 Celá databáze

Fourierova transformace slouží k analýze frekvenčního spektra signálu, ale neposkytuje žádnou informaci o době výskytu jednotlivých frekvencí. Z tohoto důvodu jsme spektrální výkonovou hustotu (PSD) počítali v segmentech s délkou 5 a 7 minut. Jednotlivé segmenty se polovinou své délky překrývají. Výpočet v segmentech nám umožní sledovat vývoj rozdílu ve spektrálních charakteristikách patologických a normálních záznamů.

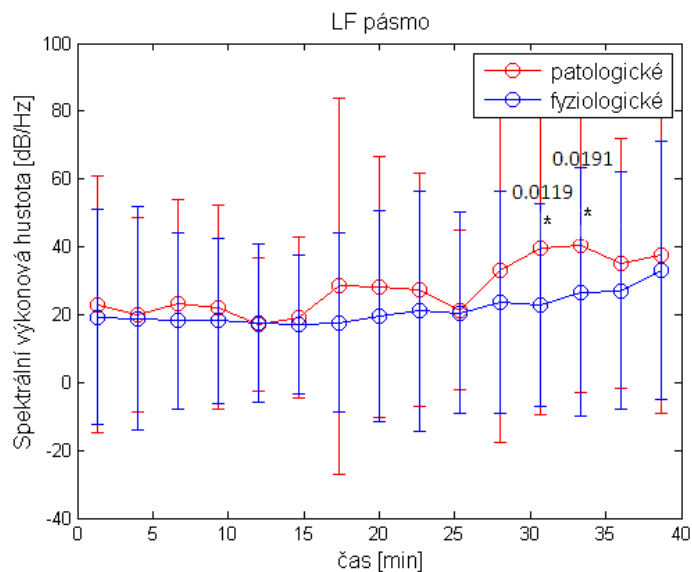
K výpočtu PSD jsme použili Welchovu metodu s délkou okna 512 vzorků. Vzorkovací frekvence vstupních signálů je 8 Hz. Pro posouzení statistické významnosti rozdílu mezi patologickými a fyziologickými záznamy jsme použili dvouvýběrový Wilcoxonův test, viz 5.5.1. Signifikantní rozdíl je vždy označen hvězdičkou a v některých případech je u segmentu uvedena i příslušná p-hodnota.

### *Spektrální výkonová hustota v pásmu LF*

V grafu 7, který znázorňuje klasifikaci pomocí PSD v pásmu LF, vidíme signifikantně vyšší výkonovou hustotu u hypoxických plodů během posledních několika minut před koncem první doby porodní. P-hodnoty 0,0036 a 0,0261 značí statisticky významný rozdíl mezi patologickými a fyziologickými plody. Pro větší časové rozlišení jsme PSD počítali i v segmentech s délkou 5 minut. Na základě této analýzy tedy můžeme LF označit za příznak vhodný pro klasifikaci hypoxie plodu.



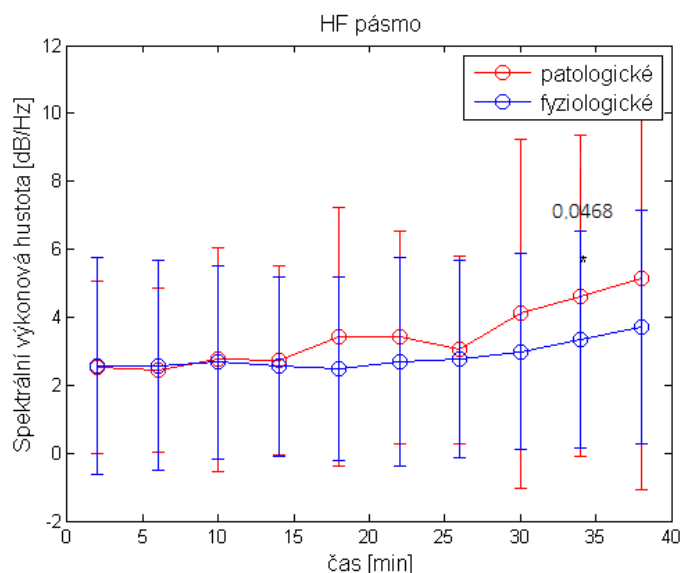
Graf 7: Průběh PSD v pásmu LF, segmenty s délkou 7 minut



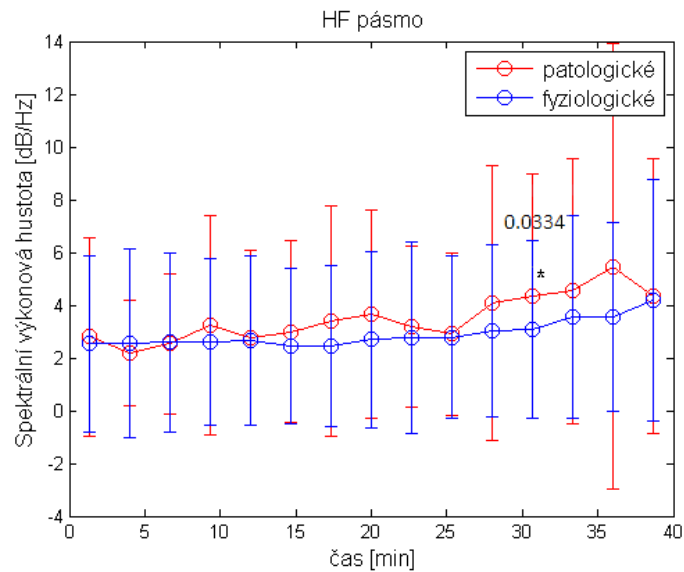
Graf 8: Průběh PSD v pásmu LF, segmenty s délkou 5 minut

### Spektrální výkonová hustota v pásmu HF

V posledních 25 minutách první doby porodní je spektrální výkon v HF pásmu vyšší u hypoxických plodů. Rozdíl mezi patologickými a fyziologickými plody v posledních 15 minutách s časem roste. Výsledná p-hodnota 0,0468 značí, že tento rozdíl je před koncem první doby signifikantní. Přibližně ve stejné délce od konce signálu je signifikantní p-hodnotu 0,0334 i v segmentu s délkou 5 minut. Klasifikace pomocí HF parametru ale není tak úspěšná jako klasifikace na základě LF parametru.



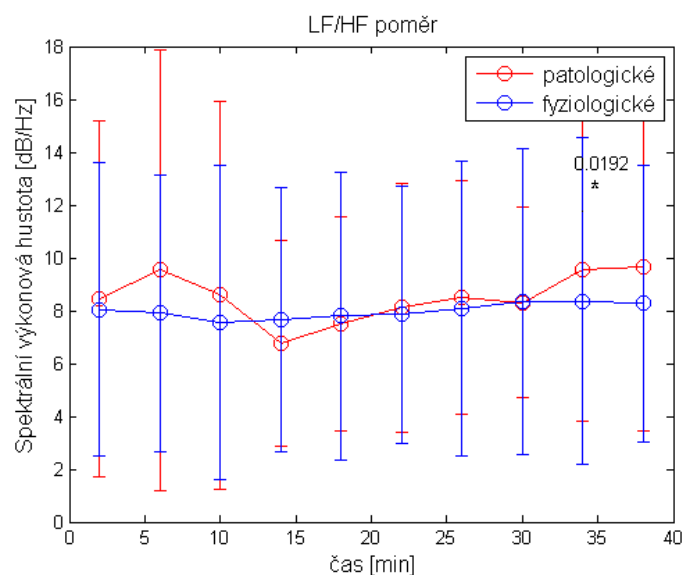
Graf 9: Průběh PSD v pásmu HF, segmenty s délkou 7 minut



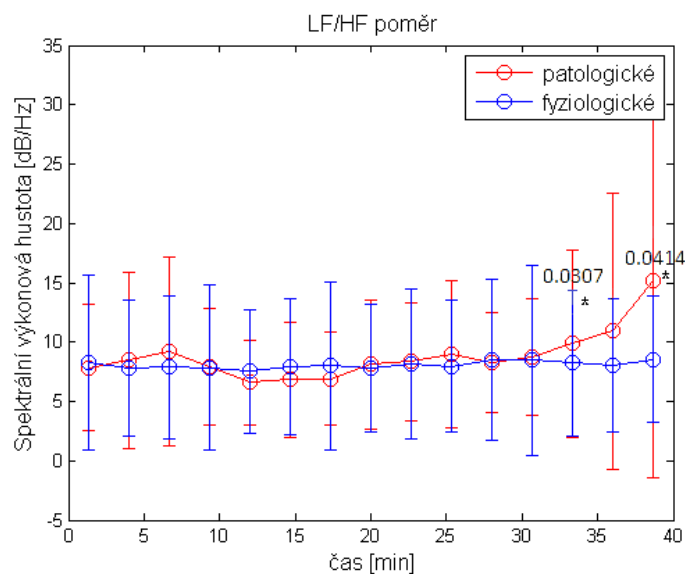
Graf 10: Průběh PSD v pásmu HF, segmenty s délkou 5 minut

### Poměr LF/HF

Dalším klasifikačním parametrem je poměr spektrálních výkonů v LF a HF pásmech. Tento poměr prakticky vyjadřuje sklon frekvenční charakteristiky mezi středními hodnotami výkonu pro LF a HF. Průběh LF/HF poměru u obou skupin plodů je zobrazen v grafu 11. Vidíme, že hodnota LF/HF se v případě patologických plodů v průběhu posledních 40 minut první doby porodní značně mění. Stejně jako u LF a HF parametru je však statisticky významný rozdíl mezi patologickými a fyziologickými plody na konci první doby porodní (p-hodnota: 0.0307 a 0.0414). Hodnota poměru LF/HF je více citlivá na délku segmentu než ostatní spektrální parametry.



Graf 11: Průběh LF/HF parametru, segmenty s délkou 7 minut



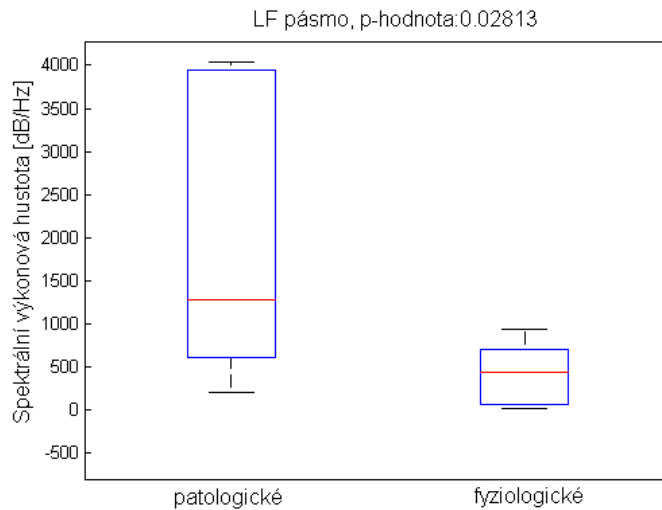
Graf 12: Průběh LF/HF parametru, segmenty s délkou 5 minut

### 5.5.3 Vybraná množina dat

Dále jsme provedli spektrální analýzu vybrané množiny signálů. Ty jsme nejprve rekonstruovali pomocí singulární spektrální analýzy (SSA), viz oddíl 4.3. Z jednoho původního signálu jsme tak rekonstrukcí získali tři nové signály, z nichž každý reprezentuje jinou frekvenční složku původního signálu. Postup této rekonstrukce a výběr parametrů jsme popsali v kapitole 5.4. Pro spektrální analýzu rekonstruovaných signálů jsme použili Welchovu metodu s délkou okna 512 vzorků. Vzorkovací frekvence vstupního signálu je 4 Hz. Jedná se o vyváženou množinu dat obsahující 16 záznamů, které byly vybrány na základě pH hodnoty a dalších diagnostických ukazatelů. Polovina z nich se jeví jako jednoznačně patologická a druhou polovinu jako jednoznačně fyziologická. Analyzovali jsme posledních 10 minut první doby porodní.

#### *Spektrální výkonová hustota LF složky signálů*

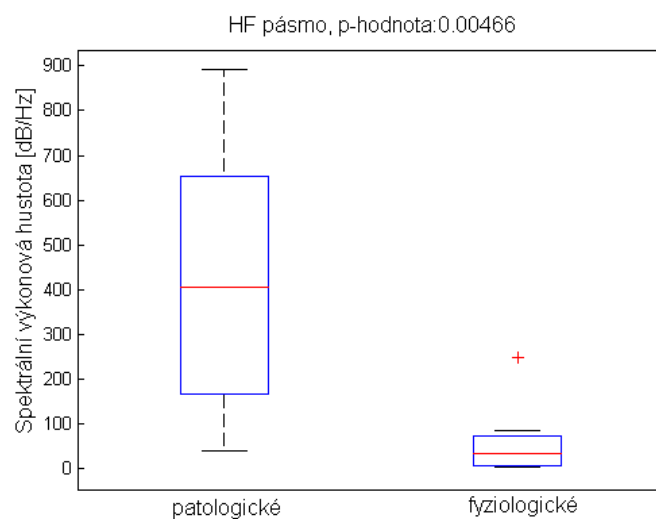
Graf 13 ukazuje signifikantně vyšší PSD u patologických plodů v posledních 10 minutách první doby porodní (p-hodnota = 0,02813). Tento výsledek se shoduje s výsledkem spektrální analýzy provedené na celé databázi a potvrzuje, že LF spektrální parametr může být vhodným příznakem pro klasifikaci hypoxie plodu.



Graf 13: Rozdíl v hodnotách LF parametrů patologických a normálních záznamů

### **Spektrální výkonová hustota HF složky signálů**

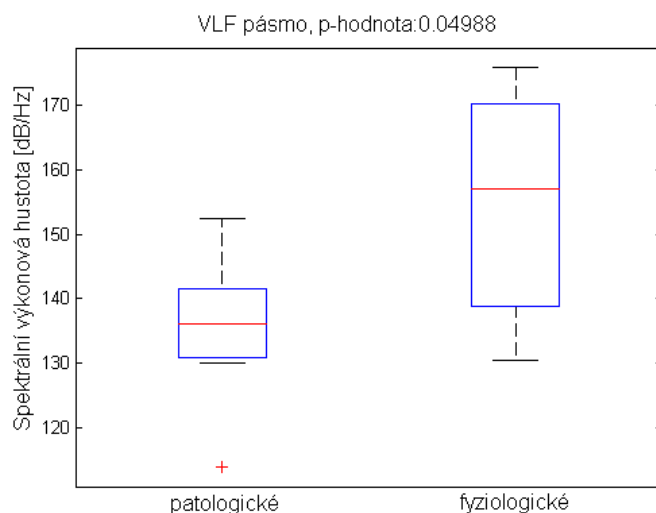
Spektrální hustota HF složky signálu je v posledních 10 minutách první doby porodní u patologických záznamů signifikantně vyšší. Ke stejnému závěru jsme došli i analýzou všech FHR záznamů.



Graf 14: Rozdíl v hodnotách HF parametrů patologických a normálních záznamů

### **Spektrální výkonová hustota VLF složky signálů**

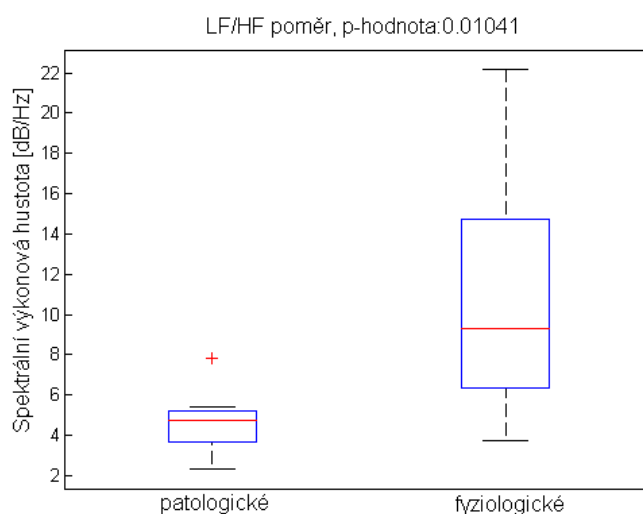
Dalším spektrálním parametrem je spektrální výkon VLF složky signálu. Analýzou vybrané množiny dat jsme získali vyšší spektrální výkon ve VLF pásmu u fyziologických záznamů.



Graf 15: Rozdíl v hodnotách VLF parametrů patologických a normálních záznamů

### **Poměr LF/HF**

Posledním zkoumaným spektrálním parametrem je poměr LF/HF. Výsledná p-hodnota 0,01041 značí signifikantně vyšší hodnoty LH/HF parametru u fyziologických záznamů. To znamená, že záznamy FHR značně acidotických plodů mají menší rozdíl ve spektrálním výkonu na LF a HF než fyziologické plody. Již výše jsme však uvedli, že hodnota LF/HF parametru u patologických plodů v průběhu záznamu značně kolísá a závisí na délce analyzovaného úseku. Parametr LF/HF získaný spektrální analýzou jednoho krátkého úseku FHR není vhodným klasifikačním příznakem pro diagnostiku intrapartální hypoxie plodu. Především u LF/HF parametru je nutné získat ucelenou informaci o vývoji jeho hodnoty v průběhu porodu.



Graf 16: Rozdíl v hodnotách LF/HF parametrů patologických a normálních záznamů



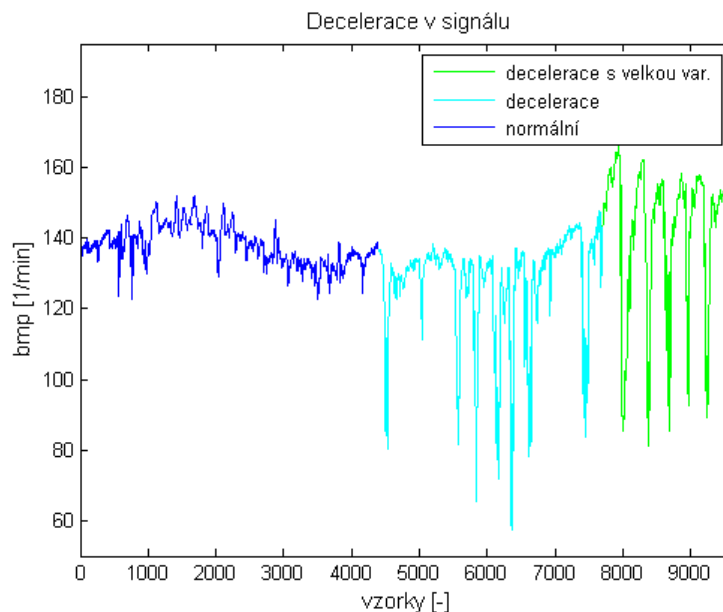
## 5.6 Vliv decelerací a jiných morfologických změn na PSD

Součástí záznamů z CTU-UHB databáze jsou různé artefakty a změny tvaru signálu. Nejčastějšími morfologickými změnami jsou decelerace a akcelerace. V aktuální kapitole se budeme věnovat vlivu těchto změn na spektrální parametry.

### *Decelerace a akcelerace*

Decelerace je charakterizována jako dočasné snížení tepové frekvence pod bazální linii o více než 15 tepů za minutu trvající déle než 15 sekund. Jsou běžnou součástí KTG průběhu a většina z nich je spojena s podrážděním bloudivého nervu<sup>15</sup>. To je nejčastěji vyvoláno změnou intrauterinního tlaku při kontrakcích děložního svalstva a následným snížením průtoku krve pupečnickem.

Vybrali jsme signál obsahující nejen úsek s typickým průběhem KTG záznamu bez výrazných morfologických změn, ale i úsek s dvěma různými typy decelerací. Příkladem je signál v grafu 17. Modrá křivka znázorňuje část signálu bez decelerací, azurovou barvou je vyznačen úsek s deceleracemi a zelenou je označen signál s deceleracemi s velkou variabilitou. Výpočtem PSD těchto tří částí jsme získali spektrální parametry, jejichž hodnoty jsou uvedeny v tabulce 6. Vidíme, že v případě tohoto signálu jsou decelerace spojeny se zvýšením spektrálního výkonu v pásmu LF a HF. Hodnota poměru LF/HF se výrazně nemění.



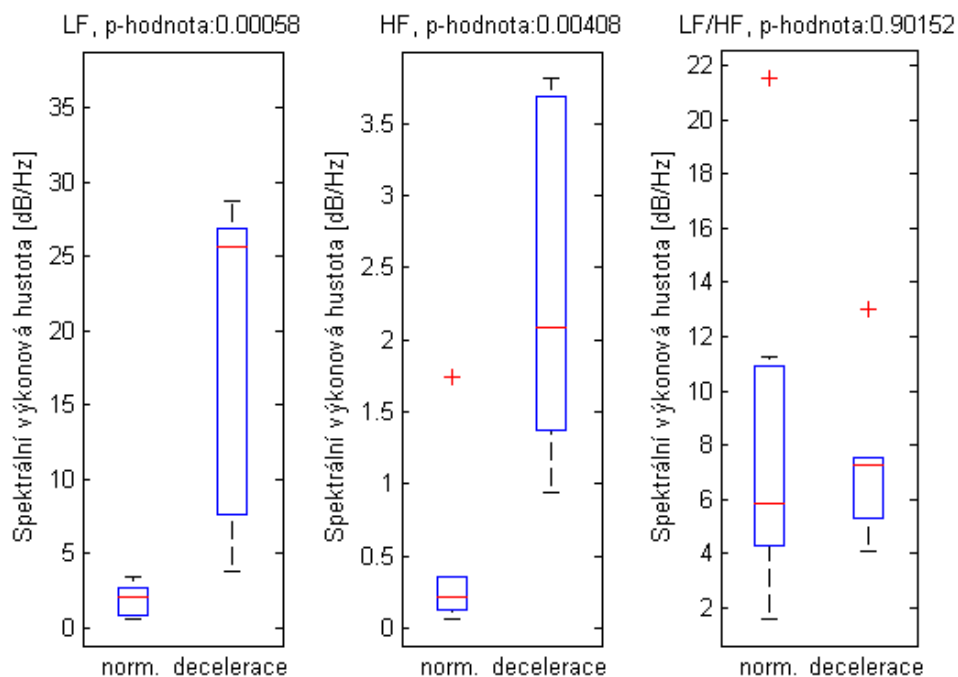
Graf 17: Decelerace v signálu

<sup>15</sup> Bloudivý nerv – nervus vagus, nerv vedoucí parasympatická vlákna k orgánům hrudní a břišní dutiny

Morfologické změny	PSD v pásmu LF	PSD v pásmu HF	LF/HF
Bez výrazných morf. změn	2,82	0,39	65,86
Decelerace	30,02	4,02	63,22
Decelerace s velkou variabilitou	33,13	4,91	72,29

Tabulka 6: Vliv decelerací a akcelerací na hodnoty spektrálních parametrů

Pro ověření tohoto výsledku jsme vybrali 7 signálů, které obsahují decelerace i část bez výrazných morfologických změn. Každý z těchto 7 signálů jsme podle výskytu decelerací rozdělili na dva úseky, ve kterých jsme provedli výpočet PSD. Porovnáním dvou skupin spektrálních parametrů jsme získali výsledky zobrazené v grafu 18. Vyplývá z nich, že výskyt výrazných decelerací v signálu je spojen se zvýšením hodnoty spektrální výkonové hustoty (PSD) v pásmu LF a HF. Neuniformní decelerace dosahující vysoké amplitudy jsou považovány za jeden ze znaků hypoxie plodu. Z naší analýzy tedy vyplývá, že vyšší spektrální výkon v pásmu LF a HF u hypoxických plodů může souviset s výskytem náhlých decelerací s vysokou amplitudou. Pro ověření tohoto výsledku by bylo třeba do analýzy zahrnout celou databázi. Ta však obsahuje málo signálů, které je možné použít s velkou důvěrou a zároveň mají jasně rozdělenou část s deceleracemi a část bez morfologických změn. Z tohoto důvodu jsme k analýze použili alespoň 7 záznamů.



Graf 18: Hodnoty spektrálních parametrů v závislosti na výskytu decelerací

Akcelerace je definována jako přechodné zvýšení srdeční frekvence nad bazální frekvenci o více než 15 tepů za minutu trvající déle než 15 sekund. Přítomnost akcelerací v záznamu KTG je znakem správné oxygenace a schopnosti plodu reagovat na změny vnitřního prostředí. Pokud se v záznamu pravidelně vyskytují akcelerace bez přítomnosti výrazných decelerací, pravděpodobně se jedná o záznam FHR zdravého plodu. Nejběžnější příčinou akcelerací jsou fetální pohyby, zvýšení průtoku krve pupečnickem v první fázi děložní kontrakce a kompenzační mechanismus po odeznění decelerace. Akcelerace a decelerace se tedy nečastěji vyskytují zároveň.

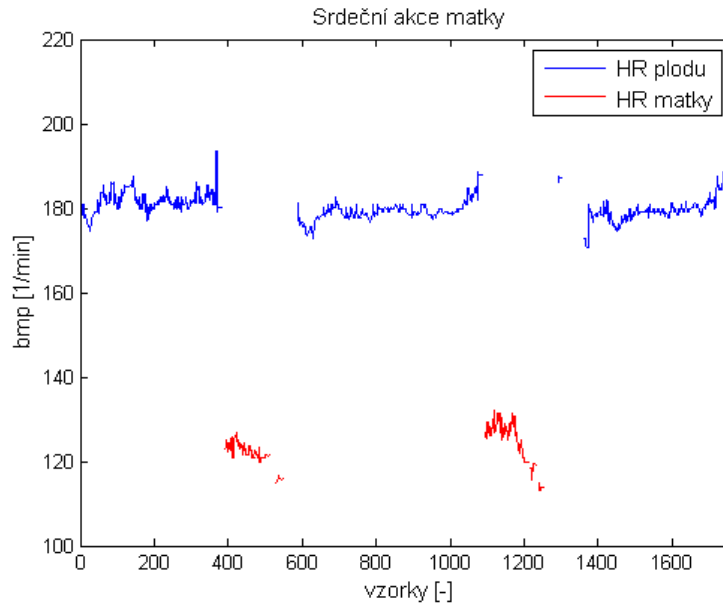
### ***Srdeční frekvence matky***

Jedním z málo častých artefaktů je snímání srdeční akce matky, které může v signálu vypadat podobně jako decelerace. Metody automatické analýzy při jeho klasifikaci obecně nejsou příliš úspěšné a jako akci matky označují i decelerace FHR. Tento artefakt je však pro svůj specifický vzor dobře rozpoznatelný vizuální analýzou. Srdeční frekvence matky je v signálu zaznamenána jako náhlý pokles na hodnotu okolo 100 bpm. V případě záznamu FHR pomocí externího ultrazvukového měření můžeme tento artefakt rozpoznat podle chybějících vzorků přechodu mezi srdeční frekvencí matky a plodu. To je způsobeno autokorelační funkcí při užití dopplerovského ultrazvuku.

Příkladem takového záznamu bez předzpracování je signál v grafu 19, kde je červeně vyznačena srdeční akce matky. Vidíme, že vzorky přechodů mezi snímáním matky a plodu chybí. Po následném předzpracování signálu jsme provedli spektrální analýzu v obou úsecích. Porovnáním dvou skupin výsledných spektrálních parametrů jsme došli k závěru, že v důsledku velkého množství chybějících hodnot, které jsou interpolovány, se jedná o artefakt výrazně měnící spektrální charakteristiku záznamu, viz tabulka 7. Tento artefakt vak není častý a většina analyzovaných signálů ho neobsahuje.

<b>Výskyt decelerací</b>	<b>PSD v pásmu LF</b>	<b>PSD v pásmu HF</b>	<b>LF/HF</b>
Artefakt srdeční akce matky	30,10	0,97	31,03
Kontrolní úsek signálu	3,90	0,44	8,86

*Tabulka 7: Vliv artefaktu srdeční akce matky na hodnoty spektrálních parametrů*

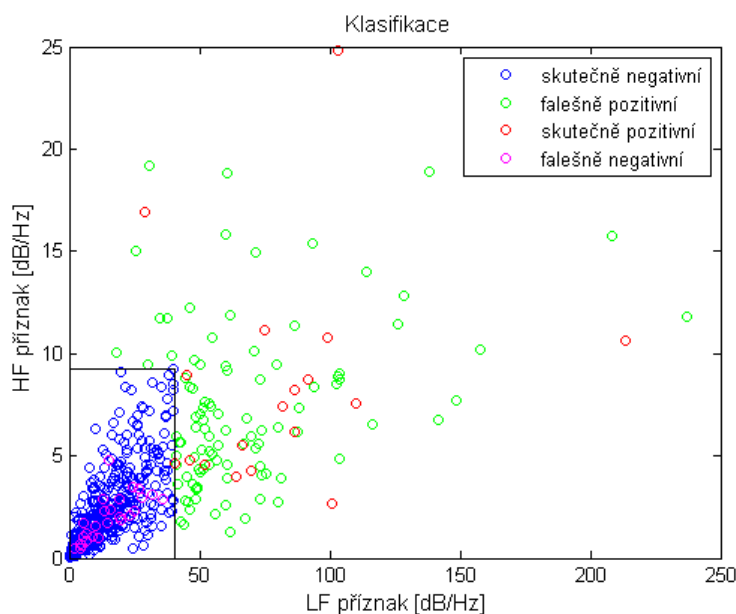


Graf 19: Artefakt snímání srdeční frekvence matky

## 5.7 Návrh klasifikátoru

Pomocí Welchovy metody jsme analyzovali nevyváženou množinu dat obsahující 508 fyziologických a pouze 44 patologických záznamů. Máme tedy obecnější popis spektrální charakteristiky FHR fyziologických plodů. Klasifikace pomocí spektrálních příznaků se v našem případě částečně podobá one-class neboli jednotřídnímu klasifikátoru. U něj předpokládáme, že máme informace pouze o jedné klasifikované třídě, kterou označujeme jako cílovou. One-class klasifikátor se snaží odlišit tuto cílovou třídu objektů od všech ostatních. (Tax, 2001) V případě této práce jsou cílovou třídou právě fyziologické záznamy.

S použitím spektrálních příznaků jsme navrhli jednoduchý klasifikátor. Na základě výsledků spektrální analýzy jsme vybrali segment, ve kterém je rozdíl ve spektrálních parametrech patologických a fyziologických záznamů signifikantní. Parametry LF a HF získané v tomto segmentu jsou příznaky klasifikátoru. Jako negativní (fyziologické) jsme klasifikovali případy, u nichž byla hodnota LF parametru nižší než 40,3 [dB/Hz] a zároveň hodnota HF parametru nižší než 9,3 [dB/Hz]. Ostatní záznamy jsme vyhodnotili jako pozitivní (patologické). Výsledky jsme porovnali s klasifikací na základě hodnoty pH. Získali jsme tak kontingenční tabulku 8.



Graf 20: Klasifikace na základě PSD v pásmech LF a HF

Skutečná klasifikace	Klasifikované negativně	Klasifikované pozitivně
Negativní	407	101
Pozitivní	26	18

Tabulka 8: Kontingenční tabulka

Z hodnot uvedených v kontingenční tabulce lze vypočítat specifitu a senzitivitu. Jedná se o charakteristiky klasifikátoru, které definujeme následujícím způsobem.

$$\text{specifita} = \frac{\text{počet skutečně negativních}}{\text{počet skutečně negativních} + \text{počet falešně pozitivních}} [\%] \quad (13)$$

$$\text{senzitivita} = \frac{\text{počet skutečně pozitivních}}{\text{počet skutečně pozitivních} + \text{počet falešně negativních}} [\%] \quad (14)$$

Specifita vyjadřuje schopnost klasifikátoru označit případy, ve kterých sledovaný stav nenastává. Senzitivita naopak popisuje, s jakou úspěšností dokáže klasifikátor určit přítomnost sledovaného stavu. Specifita i senzitivita nabývají hodnot 0 až 100 %. (Štěpánková, 2014) Sledovaným stavem se v případě této práce rozumí hypoxie plodu. Patologické záznamy jsou tedy označeny jako pozitivní, zatímco fyziologické záznamy jsou negativní. Výsledné hodnoty specifity a senzitivity jsou tedy následující.

$$\text{specificita} = \frac{407}{407 + 101} = 80,12 \%$$

$$\text{senzitivita} = \frac{18}{18 + 26} = 40,91 \%$$

Z těchto hodnot vyplývá, že zatímco klasifikátor poměrně úspěšně označuje fyziologické záznamy, klasifikace patologických signálů příliš úspěšná není. Patologické signály jsou rozptýlené mezi fyziologickými záznamy. V grafu 20 vidíme, že téměř stejné úspěšnosti klasifikace bychom dosáhli pouze za použití LF příznaku. Již výše jsme uvedli, že HF parametr má nižší diagnostickou hodnotu než LF. Důvodem poměrně nízké senzitivity je pravděpodobně nevyvážená množina dat s nízkým počtem patologických případů. I přesto jsme s tímto jednoduchým klasifikátorem dosáhli větší úspěšnost v klasifikaci fyziologických i patologických plodů než lékaři běžnou klinickou analýzou. Jejich specificita se pohybuje okolo 40 % až 50 % a senzitivita okolo 30 % až 40 %. (Chudáček, 2014)

## 6. Závěr

Předmětem této diplomové práce byla spektrální analýza FHR záznamů naměřených pomocí kardiokardiografie (KTG) během první a druhé doby porodní. Cílem bylo nalezení takových spektrálních příznaků, který by umožňovaly spolehlivou klasifikaci hypoxie plodu. Včasnou diagnostikou hypoxie a následným císařským řezem lze předejít vážným neurologickým postižením plodu. Z tohoto důvodu jsme se zaměřili na analýzu záznamu z první doby porodní. K dispozici jsme měli CTU-UHB databázi s 552 reálnými signály, které byly podle hodnoty pH 7,05 rozděleny na 508 fyziologických a 44 patologických záznamů.

Nejprve jsme provedli předzpracování FHR signálů, jehož nejdůležitějšími součástmi jsou odstranění impulzů a interpolace chybějících a nefyziologických hodnot. Následně jsme pomocí Welchovy metody analyzovali předzpracované signály o jednotné délce 40 minut, které všechny končí na konci první doby porodní. Vypočítali jsme tak hodnoty spektrální výkonové hustoty (PSD) signálů v pásmech LF a HF. Dalším sledovaným parametrem byl poměr LF a HF hodnot vyjadřující sklon spektrální charakteristiky mezi středními hodnotami výkonu na nízkých a vysokých frekvencích. Pro získání přehledu o vývoji spektrálních parametrů v čase jsme všechny signály analyzovali v segmentech s délkou 5 a 7 minut. Poté jsme pomocí dvouvýběrového Wilcoxonova testu ohodnotili statistickou významnost rozdílu mezi spektrálními charakteristikami jednotlivých segmentů patologických a fyziologických záznamů. Mimoto jsme provedli spektrální analýzu vybrané vyvážené množiny 16 FHR signálů rekonstruovaných pomocí singulární spektrální analýzy.

Z výsledků provedené analýzy vyplývá, že hodnoty LF a HF parametrů v průběhu posledních 40 minut první doby porodní rostou rychleji u hypoxických plodů. Zvýšení PSD může značit aktivaci autonomního nerovnovážného systému (ANS) jako odpověď na hypoxii. Statisticky významný rozdíl mezi patologickými a fyziologickými plody jsme zaznamenali v době před koncem první doby porodní u všech spektrálních příznaků. Jako nejvhodnější příznak pro klasifikaci se jeví LF spektrální parametr, jehož hodnota je v případě patologických plodů signifikantně vyšší. Naopak spíše nevhodným je LF/HF parametr, který u patologických plodů v průběhu záznamu značně kolísá a závisí

na délce analyzovaného úseku. V případě tohoto příznaku je tedy nutné získat ucelenou informaci o vývoji jeho hodnot v průběhu porodu a záznam klasifikovat jako celek.

Pro popis spektrálních charakteristik záznamů z databáze CTU-UHB jsme vytvořili jednoduchý klasifikátor hypoxie plodu. S použitím LF a HF příznaků se nám podařilo naimplementovat klasifikátor se specificitou 80 % a senzitivitou 40 %. Specificita 80 % značí úspěšnou klasifikaci fyziologických záznamů. Důvodem nižší senzitivity je pravděpodobně analyzování nevyvážené množiny dat s nízkým počtem patologických případů. I přesto jsme s tímto jednoduchým klasifikátorem dosáhli větší úspěšnosti v klasifikaci fyziologických i patologických plodů než lékaři běžnou klinickou analýzou.

Podařilo se nám splnit vytyčený cíl včasné klasifikace intrapartální hypoxie ze záznamu z první doby porodní a pomocí dvou spektrálních příznaků vytvořit klasifikátor, jehož výkonnost je srovnatelná s jinými metodami automatické klasifikace FHR záznamů.



## Použitá literatura

**Akselrod, S, a další. 1981.** Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science, Amer Assoc Advancement science, 1981. stránky 213 - 222.

**Alfirevic, Z., Devane, D. a Gyte, GML. 2013.** Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour. The Cochrane Collaboration, 2013. Issue 5.

**Anisimova, Elena, Bednář, Jan a Páta, Petr. 2013.** Zpracování obrazu pomocí vlnkové transformace. České vysoké technické učení v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra radioelektroniky. Praha: srpen, 2013. Sv. 15, 4.

**Anýž, Jiří. 2012.** Predzpracování biochemických signálu a jejich analýza. Diplomová práce. Praha: České vysoké technické učení v Praze, 2012.

**Ayres-de-Campos, Diogo a Bernardes, João. 2010.** Twenty-five years after the FIGO guidelines for the use of fetal monitoring: Time for a. Portugal, 2010.

**Bernardes, J., a další. 1991.** The Porto system for automated cardiotocographic signal analysis. Porto: J Perinat Med, 1991. Sv. 19, stránky 61-65. 0300-5577.

**Bowler, Thea a Beckmann, Michael. 2014.** Comparing fetal scalp lactate and umbilical cord arterial blood gas values. Brisbane, Australia: 2014.

**d'Aloja, E., a další. 2009.** Neonatal asphyxia and forensic medicine. J Matern, 2009. 22 Suppl.

**Dalton, K. J., Dawes, G. S. a Patrick, J. E. 1983.** The autonomic nervous system and fetal heart rate variability. Am J Obstet Gynecol., 1983. stránky 456-62.

**Dawes, GS, Moulden, M. a Redman, CW. 1992.** Short-term fetal heart rate variation, decelerations, and umbilical flow velocity wave-forms before labor. Oxford: Obstetrics and Gynecology, 1992.

**Drbal, O. 2004.** Měření zpoždění mezi signály EEG. Diplomová práce. Praha: 2004.

**2009.** Vybrané metody pro měření zpoždění mezi signály EEG, Přednáška z předmětu Biologické signály. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2009.

**FIGO. 1985.** Guidelines for the use of fetal monitoring. Zurich, Switzerland: 1985. International Journal of Gynecology & Obstetrics.

**Gorry, P. A. 1990.** General least-squares smoothing and differentiation by the convolution (Savitzky-Golay) method. Manchester: Department of Chemistry, University of Manchester, březen 1990.

**Horák, David. 2012.** Diskrétní transformace. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2012.

**Hutter, D., Kingdom, J. a Jeaggi, E. 2010.** Causes and mechanisms of intrauterine hypoxia and. International journal of pediatrics. 2010.

**Chudáček, V. 2014.** Konzultace. Praha: prosinec 2014.

**Chudáček, V., a další. 2014.** Open access intrapartum CTG database. Prague: Department of Cybernetics, Faculty of Electrical Engineering, Czech Technical University in Prague, Czech Republic, 13. leden 2014. Sv. 14. 1471-2393.

**Chung, D.Y., a další. 2001.** Spectral analysis of fetal heart rate variability as a predictor of intrapartum fetal distress. Korea: International Federation of Gynecology and Obstetrics, 2001. stránky 109-116.

**Jan, Jiří. 2002.** Číslicové filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, nakladatelství Vutium, 2002.

**Ježová, M. a Hotárková, S. 2013.** Porodní asfyxie (časný asfyktický syndrom). Atlas patologie novorozence. [Online] 2013. [Citace: 1. červen 2014.] URL [http://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl\\_cz/main+novorozenec+novorasfyxcas.html](http://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl_cz/main+novorozenec+novorasfyxcas.html).

**Kozumplík, Jiří. 2005.** Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Zkrácená verze habilitační práce. Brno: Vutium, 2005. URL <http://www.vutium.vutbr.cz/tituly/pdf/ukazka/80-214-3045-1.pdf>.

**Kwon, J .Y., a další. 2011.** Specific change in spectral power of fetal heart rate variability related to fetal acidemia during labor: Comparison between preterm and term fetuses. Early human development. 2011. stránky 203-207.

**Langhamrová, J. 2013.** Vývoj kojenecké úmrtnosti v České republice v letech 1950-2011. Reprodukce lidského kapitálu. Praha: 2013.

**Michálek, Tomáš. 2014.** Spektrální analýza Korotkovových zvuků. Diplomová práce. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2014.

**Mrkvička, T. a Petrášková, V. 2006.** Úvod do statistiky. České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2006. 80-7040-894-4.

**Novotný, Jan. 2001.** Přednáška z předmětu Úvod do číslicového zpracování signálů. Welchova metoda, České vysoké učení technické v Praze, 2001.

**Olivík, S.** Ukázka možností interpolace dat v softwaru Matlab. [Online] [Citace: 26. srpen 2014.] <http://mat.fsv.cvut.cz/komisevstev/13/prispevky/olivik.pdf>.

**Papírníková, Petra. 2006.** Kardiotokografie. Moderní bábiectví 10. Praha: Gynekologicko-porodnická klinika VFN a 1. LF UK, 2006.

**Rocco, C.M.S. 2013.** Singular spectrum analysis and forecasting of failure time series. RELIABILITY ENGINEERING & SYSTEM SAFETY. Caracas, Venezuela: ELSEVIER SCI LTD, THE BOULEVARD, LANGFORD LANE, KIDLINGTON, OXFORD OX5 1GB, OXON, ENGLAN, 2013. stránky 126-136. 0951-8320.

**Romano, M., a další. 2006.** Foetal heart rate power spectrum response to uterine contraction. Napoli, Itali: Biomedical Engineering Unit Electronics and Telecommunications Engineering Department, Univesity "Federico II" of Naples, únor 2006. stránky 188-201.

**Řondík, T. 2011.** Použití matching pursuit s vlastním slovníkem funkcí při detekci ERP v EEG signálu. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2011.

**Salamalekis, E, a další. 2006.** Computerized analysis of fetal heart rate variability using the matching persuit technique as an indicator of fetal hypoxia during labor. The journal of maternal fetal & neonatal medicine : the official journal of the European

Association of Perinatal Medicine, the Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians. 2006. Sv. 19, 3, stránky 165-169.

**Savitzky, A. a Golay, MJE. 1964.** Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. Analytical Chemistry. AMER CHEMICAL SOC, 1964. stránky 1627-&. 0003-2700.

**Schafer, R.W. 2011.** What Is a Savitzky-Golay Filter? IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE. 15. červen 2011, stránky 111-117.

**Siira, S. M. 2012.** Intrapartum hypoxia and power spectral analysis of fetal heart rate variability. Turku: University of Turku, 2012.

**Siira, S. M., a další. 2012.** Do spectral bands of fetal heart rate variability associate with concomitant fetal scalp pH? Turku: University of Turku, 2012.

**Siira, S. M., a další. 2005.** Marked fetal acidosis and specific changes in power. Turku: BJOG, 2005. stránky 418–423.

**Silbernagl, S. a Despopoulos, A. 2004.** Atlas fyziologie člověka. Praha: Grada Publishing, 2004. 6. 978-80-247-0630-6.

**2006.** Sledování stavu plodu v děloze během porodu. [Online] 2006. [Citace: 7. březen 2014.] URL [http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kpk/externi/kpk\\_1408/13.pdf](http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kpk/externi/kpk_1408/13.pdf).

**Spencer, J.A.D. 1993.** Clinical overview of cardiotocography. London: British Journal of Obstetrics and Gynecology, 1993. stránky 100(Suppl 9):4–7.

**Sundström, A., Rosén, D. a Rosén, K. 2000.** Fetal surveillance - textbook. Gothenburg, Sweden: Neoventa Medical AB, 2000.

**Šmíd, Radislav. 2001.** Úvod do vlnkové transformace. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra měření, 2001.

**Štěpánková, O. 2014.** Hodnocení výkonnosti klasifikátoru. Přednášky z predmětu Dobývání a vizualizace znalostí. Praha: 2014.

**Tax, D. 2001.** One-class classification, Concept-learning in the absence of counter-examples. Dizertační práce. Delft: TU Delft, 2001. 90-75691-05-x.

**Thacker, S. B., Stroup, D. a Chang, M. 2003.** Continuous electronic heart rate monitoring for fetal assessment during labor. The Cochrane Library, 2003.

**Tuekolsky, S. A., a další. 1992.** Savitzky-Golay Smoothing Filters. NUMERICAL RECIPES IN C: THE ART OF SCIENTIFIC COMPUTING. Cambridge: Cambridge University Press, 1992.

**Tůma, Jiří. 1997.** Zpracování signálů z mechanických systémů užitím FFT. Štramberk : Sdělovací technika, 1997.

**Uhlíř, J., Sovka, P. a Čmejla, R. 2003.** Úvod do číslicového zpracování signálů. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. 1. 80-01-02799-6.

**Van Laar, J.O.E.H., Porath, M.M. a Peters, S.G. 2008.** Spectral analysis of fetal heart rate variability for fetal surveillance: review of the literature. Veldhoven: Department of Obstetrics and Gynaecology, 2008. stránky 300-306.

**Vintzileos, Anthony M. and Nochimason, David J.** Comparison of intrapartum electronic fetal heart rate monitorin versus intermittent auscultation in detecting fetal acidemia at birth. New Jersey, Greece

**Walker, A. M., a další. 1978.** Sympathetic and parasympathetic control of heart rate in unanaesthetized fetal and newborn lambs. Biol Neonate, 1978. stránky 135-43.

**Wikipedie. 2014.** Savitzky–Golay filter. [Online] 2014. [Citace: 19. říjen 2014.] URL [http://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay\\_filter](http://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay_filter).

**Zhigljavsky, A. 2010.** Singular Spectrum Analysis for time series: Introduction to this special issue. Somerville: INT PRESS BOSTON, 2010. stránky 255-258. 1938-7989.

## Zdroje obrázků

- [1] Humanity first, Ductus arteriosus, [Citace: 12. prosinec 2014.], URL <http://medicinembbs.blogspot.cz/2011/04/arteries.html>.
- [2] **Siira, S. M., a další. 2012.** Do spectral bands of fetal heart rate variability associate with concomitant fetal scalp pH? Turku: University of Turku, 2012.
- [3] Sledování stavu plodu v děloze během porodu. [Online] 2006. [Citace: 7. březen 2014.], URL [http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kpk/externi/kpk\\_1408/13.pdf](http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kpk/externi/kpk_1408/13.pdf).
- [4] **Sundström, A., Rosén, D. a Rosén, K. 2000.** Fetal surveillance - textbook. Gothenburg, Sweden: Neoventa Medical AB, 2000.
- [5] **Bortel, R.** Přednáška z předmětu Analýza signálů, Welchova metoda, Praha: 2013.
- [6] **Šmíd, Radislav. 2001.** Úvod do vlnkové transformace. Praha : České vysoké učení technické v Praze, Katedra měření, 2001.
- [7] a [8] **Kozumplík, Jiří. 2005.** Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Zkrácená verze habilitační práce. Brno: Vutium, 2005. URL <http://www.vutium.vutbr.cz/tituly/pdf/ukazka/80-214-3045-1.pdf>
- [9] Savitzky-Golay filter [online], poslední akt. 3. listopad 2014 [cit. 5. listopad. 2014], Wikipedie, URL [http://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay\\_filter](http://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay_filter).
- [10] **Drbal, O. 2004.** Měření zpoždění mezi signály EEG. Diplomová práce. Praha: 2004.