

VŠB – Technická univerzita v Ostravě

**Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra telekomunikační techniky**

Doktorská disertační práce



**Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro
zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního
elektrokardiogramu**

The use of complex adaptive methods of signal processing for refining the diagnostic quality of the abdominal fetal electrocardiogram

Autor: Ing. Radek Martinek, FEI VŠB v Ostravě

Studijní program: Informatika, komunikační technologie a aplikovaná matematika
Studijní obor: Komunikační technologie

Školitel: doc. Ing. Jan Žídek, CSc., FEI VŠB v Ostravě

Oponenti: prof. Ing. Jana Tučková, CSc., FEL ČVUT v Praze
prim. MUDr. Petr Janků, Ph.D., FN v Brně
doc. Ing. Jiří Mišurec, CSc., FEKT VUT v Brně

VŠB-TU Ostrava, duben 2014

Abstrakt

Tato doktorská disertační práce se zabývá využitím komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu. Fetální elektrokardiogram fEKG obsahuje cenné informace, které mohou pomoci lékařům při monitorování a diagnostice ohrožených plodů v průběhu těhotenství a během porodu. Doktorská disertační práce se primárně zaměřuje na externí abdominální neinvazivní monitoring plodu, který sebou na rozdíl od klasického interního invazivního monitoringu přináší řadu problémů s kvalitou záznamu. Fetální elektrokardiogram, který je podrobován lékařské diagnostice, je v reálných podmínkách degradován množstvím nežádoucích složek. Především se jedná o superponování silnějšího elektrokardiogramu matky mEKG, technických artefaktů (rušení elektrovednou sítí) a biologických artefaktů (pohybové artefakty, děložní kontrakce). Tato doktorská disertační práce se zaměřuje na adaptivní metody zpracování fEKG signálů, které mají ambice odstranit pochybnosti v hodnocení fEKG při použití šetrnějšího externího monitoringu.

Klíčová slova

Adaptivní filtrace, fetální elektrokardiogram, externí monitoring plodu, filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE, filtry s rekurzivní optimální adaptací, adaptivní neuro-fuzzy systémy ANFIS.

Abstract

This dissertation deals with the application of complex adaptive methods of signal processing for refining the diagnostic quality of abdominal fetal electrocardiogram. The FECG (fetal electrocardiogram) contains this sort of information that is valuable for doctors in monitoring and diagnosing of endangered fetuses in the course of pregnancy or in the childbirth. The doctoral thesis concentrates primarily on external abdominal non-invasive fetus monitoring technique, which, contrary to the classical internal invasive monitoring, entails a number of problems with record quality. In real conditions, the diagnosed fetal electrocardiogram is downgraded by amount of unwanted components. In particular it is caused by superposition of these factors: stronger maternal electrocardiogram MEEG, technical artefacts (transmission grid interference) and biological artefacts (uterine contraction, motion artefacts). This dissertation is aimed at such adaptive methods of FECG signal processing, whose ambition is to clear any doubts in the evaluation of more discreet method of external FECG monitoring.

Keywords

Adaptive filtration, fetal electrocardiogram, external fetus monitoring, stochastic gradient MSE adaptation filters, optimal recursive adaptation filters, adaptive neuro fuzzy inference system ANFIS.

VYUŽITÍ ADAPTIVNÍCH METOD ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ PRO ZPŘESNĚNÍ DIAGNOSTICKÉ KVALITY ABDOMINÁLNÍHO FETÁLNÍHO ELEKTROKARDIOGRAMU

The use of complex adaptive methods of signal processing for refining the diagnostic quality of the abdominal fetal electrocardiogram

Doktorská disertační práce



Radek Martinek

Motto:

„Krátká cesta z dělohy ven na svět je prý tou nejnebezpečnější, kterou každý z nás podstupuje.“

Charles J. Lockwood

OSTRAVA 2014

Poděkování

Rád bych poděkoval především mému školiteli, proděkanovi doc. Ing. Janu Žídkovi, CSc., za odborné vedení, konzultace, podporu a také za čas, který mi věnoval v četných, někdy i na první pohled se zpracovávaným tématem nesouvisejících, diskuzích. Panu proděkanovi bych velmi rád poděkoval také za vedení v průběhu doktorského studia, za metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při řešení celé řady problémů.

Dále bych rád poděkoval MUDr. Petrovi Janků, Ph.D., primáři Gynekologicko porodnické kliniky Fakultní nemocnice v Brně za velmi vstřícné přijetí na jeho pracovišti. Odborné konzultace s panem primářem pro mne byly nesmírně přínosné a umožnily mi na řešenou problematiku nahlížet a posuzovat ji také očima lékaře.

Mé poděkování si rovněž zaslouží profesor Juan F. Guerrero Martinez z Univerzity ve Valencii, který připravil Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database. Pan profesor mi, kromě velmi důležitých reálných dat pro experimenty, poskytl také velmi cenné informace, týkající se získávání plodového EKG (rozmístění elektrod, formát dat aj.).

Velké poděkování také patří prof. Ing. Janě Tučkové, CSc. za pečlivé prostudování tezí doktorské disertační práce a zpracování odborného posudku. Její posudek, obsahující množství cenných připomínek a námětů, byl nesmírně užitečný při zpracování předkládané práce.

Rovněž děkuji členům specializované skupiny MOR, jmenovitě MUDr. Romanovi Hanákovi, MUDr. Kataríně Gažovičové, Ing. Markovi Černému, Mgr. Milanovi Hanákovi, Ing. Martině Štromové, Ing. Jarmile Hrušové a RNDr. Jiřímu Lipovskému, Ph.D. za jejich odbornou pomoc při objektivním hodnocení této práce, zabývající se problematikou plodového EKG.

Zvláštní poděkování patří také mojí rodině, přítelkyni a známým za poskytnuté zázemí a za pochopení a trpělivost, které prokázali v době psaní předkládané doktorské disertační práce.

V Ostravě dne

Podpis autora

Bibliografická citace

MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, 2014, 150 s. Vedoucí disertační práce Doc. Ing. Jan Žídek, CSc.

Prohlášení autora o původnosti práce

Prohlašuji, že dizertační práci na téma *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu* jsem vypracoval samostatně pod vedením školitele doc. Ing. Jana Žídka, CSc. a s využitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury.

Jako autor uvedené disertační práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této disertační práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Ostravě dne

Podpis autora

Seznam použitých zkratk

ADALINE	Adaptivní lineární neuron (AD aptive L inear NE uro)
ADC	Analogově číslicový převodník (A nalog to D igital C onverter)
ANFIS	Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (A daptive N euro F uzzy I nterference S ystem)
ANM	Umělé neuronové sítě (A rtificial N eural N etworks)
AT	Průměrovací metody (A veraging T echniques)
BMI	Index tělesné hmotnosti (B ody M ass I ndex)
BMI	Index tělesné hmotnosti (B ody M ass I nde)
BP 1,2,3	Stupně bifázicity úseku (B iPhasic)
BPM	Počet úderů za minutu (B eats P er M inute)
CT	Korelační techniky (C orrelation T echniques)
DP	Doplní propust (L PF - L ow P ass F ilter)
DSP	Zpracování číslicových signálů (D igital S ignal P rocessing)
EFM	Elektronické monitorování plodu (E lectronic F etal M onitoring)
EFM	Elektronického monitorování plodu (E lectronic F etal M onitoring)
EHG	Elektrohysterografie
EHR	Embryonální srdeční frekvence (E mbryonic H eart R ate)
EKG	Elektrokardiogram (E CG - E lectro C ardio G ram)
fEKG	Fetální elektrokardiogram (f ECG - F etal E lectrocardio G ram)
FHR	Srdeční (tepová) frekvence (akce) plodu (F etal H earth R ate)
FIR	Konečná impulsní odezva (F inite I mpulse R esponse)
FIS	Fuzzy inferenční systém (F uzzy I nterference S ystem)
FL	Fuzzy logika
FM	Fuzzy množina
FPGA	Programovatelné hradlové pole (F ield P rogrammable G ate A rray)
GV	Gestační stáří (věk) plodu

HNN	Hybridní neuronové síť (H ybrid N eural N etwork)
HP	Horní propust (HPF - H igh P ass F ilter)
IIR	Nekonečná impulsní odezva (I nfinite I mpulse R esponse)
KTG	Kardiotokografie (CTG - C ardio T oco G raphy)
LMP	Poslední normální menstruace (L ast N ormal M enstrual P eriod)
LTl	Lineární časově invariantní systém (L inear T ime I nvariant)
mEKG	Mateřský elektrokardiogram (mEKG - M aternal E lectro C ardio G ram)
MHR	Srdeční (tepová) frekvence matky (M aternal H eart R ate)
MSE	Střední kvadratická chyba, resp. odchylka (M ean S quared E rror)
NRDF	Nerekursivní číslicové filtry (N on R ecursive D igital F ilters)
NS	Neuronové síť
PP	Pásmová propust (BPF - B and P ass F ilter)
PZ	Pásmová zádrž (BSF - B and S top F ilter)
RDF	Rekurzivní číslicové filtry (R ecursive D igital F ilters)
RMSE	Druhá odmocnina z MSE (R oot M ean S quared E rror)
SC	Soft computing
SNR	Odstup signálu od šumu (S ignal to N oise R atio)
ST	Spektrální odečítání (S ubtraction T echniques)
STAN	Analýza ST úseku fEKG (ST S egment A nalysis)
STAN	Analýza ST úseku fEKG (ST Segment A nalysis)
TIFPO	Transabdominální intrapartální fetální pulzní oxymetrie
TW	Váhy transverzálního filtru (T ap W eights)
VCG	Vektorkardiogram (VeC tor C ardio G ram)
VVV	Vrozené vývojové vady
WBM	Metody založené na vlnkové transformaci (W avelet B ased T echniques)
WF	Wienerův filtr (W iener F ilter)

Seznam použitých symbolů

Θ	práh neuronu
$(...)^*$	komplexní konjugace
$(...)^H$	komplexní transpozice vektoru
$(...)^T$	transpozice vektoru
*	symbol pro diskrétní konvoluci
\vec{P}_f	vektor elektrické osy srdeční plodu
\vec{P}_m	vektor elektrické osy srdeční matky
\approx	je přibližně rovno
μ_A	míra příslušnosti
a, b	konstanty - libovolná reálná čísla
$d(n)$	požadovaný signál
$f(...)$	přenosová funkce
f_s	vzorkovací frekvenci $f_s = 1/T$
h	skrytá vrstva neuronové sítě
$h(n)$	impulsní odezva filtru
$H(z)$	přenosová funkce
$\mathbf{k}(n)$	vektor zisků
n	celé číslo, které označuje pořadí prvků v posloupnosti
N	počet prvků posloupnosti
N	<i>řád filtru</i>
o	výstupní vrstva neuronové sítě
$\mathbf{p}(n)$	vektor vzájemné křížové korelace
S	nelineární funkce sigmoida
$U \rightarrow L$	představuje zobrazení množiny U do množiny L
$\mathbf{w}(n)$	vektor vah transverzálního filtru

w_i	jednotlivé koeficienty vektoru vah transverzálního FIR filtru
\mathbf{w}_{opt}	optimální řešení pro hodnoty vah Wienerova filtru
$x(n)$	vstupní posloupnost číslicového systému
$\mathbf{x}(n)$	vstupní vektor vzorků
$\mathbf{x}(n)$	vstupní vektor vzorků
X_f, Y_f, Z_f	plodové srdeční osy
X_m, Y_m, Z_m	mateřské srdeční osy
$x_n, x(n)$	číslicové (diskrétní) signály, popř. $x[nT]$,
y	výstup neuronové sítě
$y(n)$	výstupní posloupností číslicového systému
z^{-1}, Z^{-1}	zpoždění
$\delta(n)$	jednotkový impulz
$\zeta(n)$	účelová (chybová) funkce (Cost Function)
$\nabla \zeta(n)$	gradient účelové funkce
λ	koeficient zapomínání (Forgetting Factor)
Λ	trojúhelníková funkce
$\Lambda(n)$	diagonální matice
μ	konvergenční konstant (krok gradientu)
Π	lichoběžníková funkce
$p(x_k)$	představuje pravděpodobnost výskytu x_k

Seznam použitých odborných výrazů

Abdominální	břišní
Anaerobní děje	děje, které probíhají bez přísunu kyslíku
Antepartální	předporodní (fetální období – období od konce 1. trimestru do porodu plodu)
Asystolie	stav, při němž na srdci vymizí jakákoli elektrická a mechanická činnost, resp. kdy vymizí činnost komor
Bifazický	s dvěma fázemi, užívá se jak v časovém smyslu bifazický průběh horečky, tak přeneseně např. bifazická vlna na elektrokardiogramu
Denivelace	vychýlení ze základní polohy
Deprese	snížení (např. vlny T)
Diastola	je období srdečního klidu, resp. uvolnění (relaxace) srdečního svalu
Fetální	plodový (týkající se plodu)
Fetogeneze	fáze vývoje a dozrávání plodu
Fetomaternální	znamená týkající se plodu a matky
Frontální	obrácený čelem k někomu nebo něčemu, jsoucí v rovině rovnoběžné s rovinou pozorovatele
Fuzzy	neurčitý, mlhavý, nejasný, neostrý, vágní pojem přirozeného jazyka
Hypoxémie	snížení obsahu kyslíku v arteriální krvi
I. - III. trimestr	I. trimestr začíná oplozením a končí 13. týdnem těhotenství II. trimestr začíná 14. týdnem a končí 27. týdnem těhotenství III. trimestr začíná 28. týdnem těhotenství a končí porodem
Inference	usuzování, odvozování určitých výroků z jiných
Intermediární	přechodový, zprostředkující, jsoucí mezi dvěma jevy
Intervence	zásah, zakročení, zákrok
Intrapartální	během porodu
Intrauterinní	nitroděložní
Invazivní	pronikající, vnikající (způsob vyšetřování, při němž vyšetřovací přístroje či nástroje pronikají dovnitř organismu)

Kardiologie	obor vnitřního lékařství zabývající se diagnostikou a nechirurgickou terapií onemocnění srdce
Kompozitní	složený z různých prvků
Měřicí karta DAQ	slouží pro přímé měření, popř. generování signálu počítačem
Míry příslušnosti	určuje míru zařazení prvku do množiny
Morfologie	je ta část mnoha věd, která se zabývá tvary
Neinvazivní	nepronikající dovnitř organismu
Organizace FIGO	mezinárodní federace gynekologů a porodníků
Perinatální období	období těsně před porodem, během něj a krátce po něm
Prenatální	týkající se doby mezi početím a narozením, též antenatální
Prenatální diagnostika	představuje soubor metod a postupů využívaných k diagnostice u ještě nenarozeného jedince
Protrahovaný	vleklý, trvající déle než obvykle
Sagitální	rovnoběžný se střední (mediální) rovinou těla, předozadní
Signifikantní	důležitý, statisticky významný
Skríning	kardiotokografický záznam
Suspektní	podezřelý
Systola	je jednou z fází srdeční revoluce, jedná se o stažení srdeční svaloviny
Termy	hodnotami lingvistické proměnné jsou slova, tzv. termy
Transabdominální	vyšetření přes břišní stěnu
Transvaginální	vyšetření přes pochvu

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	I
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ	III
SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ	V
OBSAH.....	VII
SEZNAM OBRÁZKŮ	X
SEZNAM TABULEK.....	XV
1. ÚVOD	1
2. DOSAVADNÍ VÝVOJ A SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY.....	5
2.1 Dosavadní vývoj a současný stav v oblasti monitorování plodu	6
2.1.1 Monitorování plodu v klinické praxi	6
2.1.2 Transabdominální monitorování fEKG	7
2.1.3 Komerčně dostupné transabdominální KTG	9
2.1.4 Komerčně dostupné fetální ST analyzátory.....	10
2.1.5 Přehled metod pro zpracování fEKG	11
2.2 Zásady pro zdokonalování diagnostických metod monitorování plodu	12
2.3 Zaměření doktorské disertační práce.....	13
3. CÍLE DOKTORSKÉ DISERTAČNÍ PRÁCE.....	14
4. ÚVOD DO PROBLEMATIKY BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ	16
4.1 Základní lékařská terminologie.....	16
4.1.1 Lékařská přístrojová technika.....	16
4.1.2 Lékařská senzitivita a specificita.....	16
4.1.3 Invazivní a neinvazivní vyšetřovací metody	17
4.1.4 Artefakty biologických signálů.....	17
4.2 Základní informace o biologických signálech	17
4.2.1 Bioelektrické signály	17
4.3 Elektrokardiografie a elektrokardiogram	18
4.3.1 Elektrokardiogram	18
4.3.2 Spektrální vlastnosti EKG.....	19
4.3.3 Elektrická aktivita srdce - převodní systém srdeční	20
5. FETÁLNÍ ELEKTROKARDIOGRAM.....	23
5.1 Základní poznatky z anatomie, fyziologie a patologie fetálního srdce	23
5.1.1 Vývoj fetálního srdce a jeho anatomie.....	23
5.1.2 Poloha plodu v děloze	24
5.1.3 Vývoj fetálního srdce z pohledu jeho činnosti.....	27
5.1.4 Hypoxie plodu - patofyziologie.....	28
5.2 Monitorování FHR prostřednictvím KTG	30
5.2.1 Klinická doporučení pro klasifikaci KTG.....	32
5.3 Monitorování fEKG	34
5.3.1 Transabdominální transvaginální fEKG.....	35
5.3.2 Problémy při analýze abdominálního fEKG	35
5.3.3 Analýza úseku ST (STAN)	36
5.3.4 Klinická doporučení pro hodnocení STAN).....	37
5.3.5 Změny amplitudy vlny T	38
5.3.6 Změny ST intervalu	39

6.	STRUČNÝ ÚVOD DO ČÍSLICOVÉHO ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ	41
6.1	Číslicové signály a systémy	41
6.1.1	Základní lineární operace	41
6.1.2	Základní vlastnosti číslicových systémů.....	42
6.1.3	Popis diskretních LTI systémů.....	43
6.2	Číslicová filtrace	45
6.2.1	Číslicový filtr.....	45
6.2.1.1	Základní rozdělení číslicových filtrů	45
6.2.1.2	Pásmové (frekvenčně selektivní) filtry	45
6.3	Lineární filtrace	46
6.3.1	Lineární transverzální FIR filtr.....	46
6.3.1.1	Omezení klasické lineární filtrace	47
7.	ADAPTIVNÍ METODY ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ	48
7.1	Původ názvu adaptivní filtr	48
7.1.1	Lineární transverzální FIR filtry a adaptivní filtrace.....	49
7.1.2	Účelová funkce	49
7.2	Základní principy adaptivní filtrace	49
7.2.1	Filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE	50
7.2.2	Filtry s rekurzivní optimální adaptací	50
7.3	Wienerův filtr.....	51
7.4	LMS algoritmus	52
7.4.1	Odvození LMS algoritmu	53
7.4.2	Implementace LMS algoritmu	55
7.4.3	NLMS algoritmus	55
7.5	RLS algoritmus	56
7.5.1	Odvození RLS algoritmu.....	56
7.5.2	Implementace RLS algoritmu	57
7.5.3	FTF algoritmus	58
7.6	Výběr vhodného adaptivního algoritmu	58
7.7	Popis vybraných soft-computingových metod.....	59
7.7.1	Umělé neuronové sítě	60
7.7.1.1	Architektury neuronových sítí.....	62
7.7.1.2	Způsoby učení	63
7.7.1.3	Algoritmus zpětného šíření chyby (Back-Propagation)	64
7.7.2	Fuzzy logika.....	67
7.7.2.1	Fuzzy množiny.....	68
7.7.2.2	Fuzzifikace, defuzzifikace	69
7.7.2.3	Fuzzy inferenční systém	70
7.7.3	Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém.....	71
7.7.3.1	Architektura ANFIS	72
7.7.3.2	Hybridní učící algoritmus pro ANFIS	74
8.	METODIKA A POPIS PROVÁDĚNÝCH EXPERIMENTŮ	77
8.1	Návrh adaptivního systému.....	77
8.1.1	Metody pro odstranění rušivého mEKG z abdominálního fEKG	78
8.1.2	Techniky vlastní implikace	79
8.1.3	Vstupní signály a předzpracování.....	80
8.2	Příprava dat pro experimenty	85

8.3	Konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG	85
8.4	Výsledky prováděných experimentů s konvenčně dostupnými syntetické signály fEKG a mEKG	87
8.5	Návrh softwarového generátoru fEKG a mEKG.....	97
8.5.1	Modelování abdominálního fEKG, fEKG a rušení	97
8.5.2	Klasifikace rušení reálného fEKG	98
8.5.2.1	Úzkopásmové rušení.....	99
8.5.2.2	Širokopásmové rušení.....	100
8.5.3	Metody modelování srdeční aktivity.....	102
8.5.4	Analýza časových intervalů fEKG	105
8.5.4.1	Délky jednotlivých částí fEKG.....	108
8.5.5	Generátor plodového EKG (NEVEŘEJNÁ ČÁST)	114
8.6	Výsledky prováděných experimentů s vygenerovanými syntetickými signály fEKG a mEKG	123
8.7	Reálné signály fEKG a mEKG	131
8.7.1	Rozmístění břišních a hrudních elektrod (NEVEŘEJNÁ ČÁST)	132
8.7.1	Nová metodika pro rozmísťování břišních a hrudních elektrod při transabdominálním monitorování plodu (NEVEŘEJNÁ ČÁST)	135
8.8	Výsledky prováděných experimentů s reálnými signály fEKG a mEKG	139
9.	ZÁVĚR.....	146
	LITERATURA	XVI
	AUTOROVA PUBLIKAČNÍ ČINNOST	XXXI
	CURRICULUM VITAE	XXXV
PŘÍLOHA A	Příklad sestavení Takagi-Sugenova modelu	XXXVI
PŘÍLOHA B	Použité softwarové a hardwarové prostředky	XXXVII
PŘÍLOHA C	Porovnání parametrů generovaného fEKG pro rozdílné gestační stáří plodu.....	XXXIX
PŘÍLOHA D	Realizace výpočtů metodou ANFIS v Matlabu	XL
PŘÍLOHA E	Použité struktury (sítě) ANFIS.....	XLII
PŘÍLOHA F	Analýza reálných fEKG zpracovaných pomocí ANFIS3.....	XLV
PŘÍLOHA G	Data pro stanovení závislosti výstupního SNR na vstupním SNR pro jednotlivé struktury ANFIS	XLVII
PŘÍLOHA H	Data pro stanovení závislosti RMSE na vstupním SNR pro jednotlivé struktury ANFIS	XLVIII

Seznam obrázků

Obr. 1	Počet významných vědeckých publikací o problematice zpracování fEKG v letech 1968 -2013	5
Obr. 2	Rozmístění břišních elektrod s význačnou kvalitou signálu (červená - vysoká, černá - nízká), uveřejněno se svolením [89]	7
Obr. 3	Srovnání neinvazivně (a) a invazivně (b) získaného fEKG, upraveno se svolením [79]	8
Obr. 4	Monica AN 24 - neinvazivní monitorování plodu, poskytnuto prim. MUDr. Petrem Janků, Ph.D., [104]	9
Obr. 5	ST analyzátor STAN S31, převzato z [91]	10
Obr. 6	Zjednodušené principiální schéma navrženého experimentálního adaptivního systému, který využívá kombinace technik fuzzy systémů a umělých neuronových sítí, tzv. ANFIS	15
Obr. 7	Typický řetězec pro zpracování signálů v DSP	17
Obr. 8	Typický průběh EKG křivky s popisem, vytvořeno na základě údajů z [16, 17]	19
Obr. 9	Výkonové spektrum signálu EKG, vytvořeno na základě údajů z [149, 150]	20
Obr. 10	Převodní srdeční systém, převzato z [149]	21
Obr. 11	Embryonální vývoj fetálního srdce během prvních týdnů těhotenství, převzato a upraveno z [35, 153]	23
Obr. 12	Princip rozdělení fetálního srdce do čtyř komor, převzato z [35, 153]	24
Obr. 13	Embryonální vývoj fetálního srdce během prvních týdnů těhotenství, převzato a upraveno z [35, 153]	23
Obr. 14	Různé polohy v pozici PPHL s procentuálním výskytem na konci těhotenství, převzato a upraveno z [21]	25
Obr. 15	Prostorový model umístění srdce plodu a matky s vyznačenými směry vektorů srdečních os (poloha PPHL, postavení pravé).	25
Obr. 16	Princip vzniku vektorkardiogramu (vlevo) a ukázka typické VCG smyčky (vpravo), převzato a upraveno z [164, 171]	26
Obr. 17	Prostorová ilustrace plodového a mateřského VCG, převzato z [164]	26
Obr. 18	Srdeční frekvence embrya (EHR) a následně plodu (FHR) v průběhu těhotenství, graf vznikl díky datům z [154, 155]	27
Obr. 19	Rostoucí složitost plodového FHR v závislosti na gestačním věku, zveřejněno se svolením [21]	28
Obr. 20	Grafická interpretace jednotlivých stádií hypoxie, převzato a upraveno z [21]	28
Obr. 21	Princip činnosti fetálního krevního oběhu, převzato a upraveno z [21]	29
Obr. 22	Odezva plodu na pokles kyslíkové saturace, vytvořeno na základě údajů z [21, 24]	29
Obr. 23	Konvenční transabdominální KTG, převzato a upraveno z [21]	31
Obr. 24	Transvaginální KTG, převzato a upraveno z [21]	31
Obr. 25	Základní srdeční frekvence: normální, tachykardie a bradykardie	33
Obr. 26	Variabilita signálu: normální a skoková	33
Obr. 27	Variabilita signálu: snižená a ztracená	34
Obr. 28	Způsoby získávání fEKG: transabdominální a transvaginální	34
Obr. 29	Ukázka fEKG zaznamenaného pomocí fetální skalповé elektrody a pomocí elektrody umístěné v oblasti břišní	35
Obr. 30	Amplitudový a frekvenční rozsah signálů kontaminujících fEKG	36
Obr. 31	Změny fEKG v průběhu hypoxie, převzato a upraveno z [27]	37

Obr. 32	Schéma stanovení poměru T/QRS z průměrného fEKG komplexu	37
Obr. 33	Stupně bifázicity úseku ST: BP1, BP2, BP3	38
Obr. 34	Schéma číslicového systému	41
Obr. 35	Symboly základních operací: a) součin, b) součet, c) zpoždění	42
Obr. 36	Impulsní odezva diskrétního LTI systému	43
Obr. 37	Základní typy filtrů (propustné pásmo, nepropustné pásmo)	45
Obr. 38	Blokové schéma lineárního FIR filtru s transversální strukturou	46
Obr. 39	Účelová funkce - optimalizace v prostoru pro 4 koeficienty $N=4$ (w_0, w_1, w_2, w_3), které se snaží dosáhnout stejné optimální hodnoty po různých trajektoriích	49
Obr. 40	Principiální schéma adaptivního filtru	50
Obr. 41	Optimalizace koeficientů	54
Obr. 42	Struktura adaptivního LMS filtru	54
Obr. 43	Biologický neuron, tzv. biologický vzor, převzato z knihy [184]	60
Obr. 44	Model biologického neuronu, tzv. biologický vzor, převzato z disertační práce [106] a upraveno podle knihy [98]	61
Obr. 45	Ukázka vybraných přenosových funkcí, převzato a upraveno z knihy [35]	62
Obr. 46	Ukázka vícevrstvého preceptronu, vícevrstvá síť s dopředným šířením, převzato z knihy [35]	63
Obr. 47	Jednotlivé typy neuronových sítí, vytvořeno na základě údajů z [35, 98]	63
Obr. 48	Grafické znázornění algoritmu zpětného šíření, d představuje požadovaný výstup, převzato z učebního textu [148]	64
Obr. 49	Princip algoritmu zpětného šíření chyby, plné šipky ukazují směr šíření signálu, zatímco čárkované směr šíření chyby	65
Obr. 50	Tvary některých funkcí příslušnosti	68
Obr. 51	Tvary často používaných funkcí příslušnosti	69
Obr. 52	Reprezentace termů fuzzy množinami	70
Obr. 53	Takagi Sugenuův fuzzy model, převzato z [31]	71
Obr. 54	Architektura ANFIS (jednoduchý T-S FIS systém - se dvěma vstupy X a Y jedním výstupem Z)	72
Obr. 55	Hybridní učící algoritmus	74
Obr. 56	Zjednodušené principiální schéma navrženého experimentální adaptivní systém pro monitorování fEKG	77
Obr. 57	Překrývající se spektra fEKG a mEKG v břišní oblasti	78
Obr. 58	Ukázka zdrojového kódu programu - LMS algoritmus	79
Obr. 59	Ukázka zdrojového kódu programu - RLS algoritmus	79
Obr. 60	Amplitudový a frekvenční rozsah mEKG a fEKG	81
Obr. 61	Spektrogramy reálných mEKG (levý) a fEKG (pravý) před použitím filtrace	82
Obr. 62	Spektrogramy reálných mEKG (levý) a fEKG (pravý) po použití filtrace	82
Obr. 63	Lineární filtrace a vlnková transformace v LabVIEW	82
Obr. 64	Odstranění úzkopásmového rušení (kolísání nulové izolinie) pomocí lineární filtrace a vlnkové transformace	83
Obr. 65	Expresní funkce Wavelet Denoise.vi	83
Obr. 66	Odstranění širokopásmového rušení pomocí vlnkové transformace	84
Obr. 67	Konfigurace expresní funkce Wavelet Denoise	84
Obr. 68	Zdrojový kód pro generování fEKG a mEKG, vytvořený na základě [46]	85
Obr. 69	Vygenerovaný transabdominální fEKG pomocí LabVIEW [48]	86
Obr. 70	Časové průběhy vygenerovaných fEKG a mEKG signálů	86
Obr. 71	Konvenčně vygenerované transabdominální fEKG (BE1, BE2, BE3 a BE4)	87

Obr. 72	Časové průběhy - ideální a zarušený fEKG	89
Obr. 73	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS a NLMS	89
Obr. 74	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů RLS a FTF	90
Obr. 75	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS a FTF	90
Obr. 76	Ukázka poloautomatické klasifikace významných bodů pomocí ECG Feature Extractor	91
Obr. 77	Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu LMS	93
Obr. 78	Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu NLMS	94
Obr. 79	Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu RLS	94
Obr. 80	Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu FTF	95
Obr. 81	Detaily střední kvadratické chyby MSE pro určení rychlosti konvergence algoritmů	95
Obr. 82	Srovnání chování koeficientů v průběhu filtrace pro algoritmy LMS a RLS	96
Obr. 83	Chování koeficientů filtru během filtrace pro algoritmy LMS a RLS	96
Obr. 84	Reálné časové průběhy signálů, naměřených dvěma hrudními elektrodami mEKG (1HE, 2HE) a čtyřmi břišními elektrodami fEKG (1BE, 2BE, 3BE, 4BE)	97
Obr. 85	Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kolísáním izoelektrické linie, (f - plodové, m - mateřské)	99
Obr. 86	Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG síťovým rušením 50 Hz (f - plodové, m - mateřské)	100
Obr. 87	Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kontrakcí kosterních svalů (m - mateřské)	100
Obr. 88	Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG děložními kontrakcemi (k1 až k4 - kontrakce)	101
Obr. 89	Extrahování EHG z kompozitního abdominálního fEKG, převzato z [179]	101
Obr. 90	Průběhy Hermitových funkcí pro $t \in \langle 0,400 \rangle$ [ms] a $b = 300$ [ms], převzato z [122]	102
Obr. 91	Sestavení jedné periody EKG + použité funkce ve vývojové prostřední LabVIEW	103
Obr. 92	Implementace závislosti trvání jednotlivých částí EKG na tepové frekvenci v LabVIEW	104
Obr. 93	Nastavení parametrů pro generování mEKG (MHR)	104
Obr. 94	Nastavení parametrů pro generování mEKG (parametry jednotlivých částí mEKG)	105
Obr. 95	Ukázka realizace fetální magnetokardiografie, převzato z [76]	107
Obr. 96	Přehled použitých dat pro analýzu časových intervalů fEKG	107
Obr. 97	Závislost délky vlny P na gestačním věku	108
Obr. 98	Závislost délky vlny T na gestačním věku	109
Obr. 99	Závislost délky komplexu QRS na gestačním věku	110
Obr. 100	Závislost délky intervalu PQ na gestačním věku	111
Obr. 101	Závislost délky intervalu QT na gestačním věku	112
Obr. 102	Implementace závislosti jednotlivých částí fEKG na gestačním stáří pomocí predikovaných rovnic regresních přímků	114
Obr. 103	Generování FHR (levá strana konstanta, pravá strana náhodný mód)	114
Obr. 104	Čelní panel vytvořeného generátoru mEKG a fEKG (Nastavení parametrů EKG)	115
Obr. 105	Čelní panel - přehled parametrů generovaného signálu	116

Obr. 106	Normalizované mEKG v hrudní oblasti ve srovnání s normalizovaným mEKG v břišní oblasti (převzato z [28])	117
Obr. 107	Zjednodušené principiální schéma navrženého vícekanálového experimentálního systému, který využívá ANFIS.....	118
Obr. 108	Použité nelinearity k simulaci neznámého prostředí lidského těla	119
Obr. 109	Implementace použitých nelinearit	119
Obr. 110	Čelní panel - simulace neznámého prostředí lidského těla	120
Obr. 111	Čelní panel - KTG a STAN.....	121
Obr. 112	Experimentální pracoviště - reálné ověření funkce softwarového generátoru fEKG a mEKG.....	122
Obr. 113	Časové průběhy - ideální a zarušený fEKG	123
Obr. 114	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS, FTF.....	124
Obr. 115	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS, FTF.....	124
Obr. 116	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS	124
Obr. 117	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS a FTF	125
Obr. 118	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS1 a ANFIS2	127
Obr. 119	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS 3 a ANFIS4	127
Obr. 120	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS1 a ANFIS2.....	127
Obr. 121	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS 3 a ANFIS4	128
Obr. 122	Závislost výstupního SNR na vstupním SNR	129
Obr. 123	Závislost RMSE na vstupním SNR.....	129
Obr. 124	Klasifikace signálu pomocí LabVIEW Biomedical Toolkit	130
Obr. 125	Reálné rozmístění břišních elektrod při snímání fEKG	131
Obr. 126	Koncepce měřících přístrojů na bázi virtuální instrumentace.....	132
Obr. 127	Doporučené rozmístění břišních elektrod u Monica AN 24, obrázky poskytl prim. MUDr. Petr Janků, Ph.D., [104].....	132
Obr. 128	Rozmístění břišních elektrod pro polohu PPHL	133
Obr. 129	Rozmístění břišních elektrod pro polohu příčnou	133
Obr. 130	Rozmístění břišních elektrod pro polohu PPKP	134
Obr. 131	Formulář pro obecné a anamnestické údaje.....	135
Obr. 132	Ultrazvukové vyšetření pro stanovení polohy a velikosti plodu.....	135
Obr. 133	Polohu plodu v děloze lze určit především pomocí Leopoldových hmatů, kdy se pohmatem přes břišní stěnu zjišťuje umístění částí těla dítěte	136
Obr. 134	Nová metoda pro určování polohy plodu	136
Obr. 135	Rozmístění břišních elektrod při poloze PPHL postavení levé	136
Obr. 136	Reálné časové průběhy měřené hrudními HE1, HE2 a břišními BE1, BE2, BE3, BE4 elektrodami, reálné data poskytl prof. Juan F. Guerrero Martinez, [66].....	137
Obr. 137	Ukázka časových průběhů fEKG a mEKG měření v abdominální oblasti při změně polohy hrudních elektrod.....	138
Obr. 138	Účinek navržené metodiky rozmísťování HE a BE na výkonnost zkoumaného adaptivního systému (při použití ANFIS 2).....	139
Obr. 139	Porovnání amplitudových spekter záznamů pomocí hrudních a břišních elektrod.....	142
Obr. 140	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real09	142
Obr. 141	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real17	142
Obr. 142	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real38	143
Obr. 143	Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real42	143

Obr. 144	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real09 (vlevo) a fEKG_real17 (vpravo).....	143
Obr. 145	Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real38 (vlevo) a fEKG_real42 (vpravo).....	144
Obr. 146	Schopnost ANFIS učit se nelineární charakteristiku lidského těla, levý graf pro fEKG_real09 a pravý pro fEKG_real17.....	144
Obr. 147	Schopnost ANFIS učit se nelineární charakteristiku lidského těla, levý graf pro fEKG_real38 a pravý pro fEKG_real42.....	145
Obr. 148	Schopnost ANFIS učit se charakteristiku neznámého prostředí lidského těla, levý pro případ že mEKG = mEKG, pravý pro případ lineárního modelu.....	145
Obr. 149	Příklad k sestavení Takagi-Sugenoova modelu.....	XXXVI
Obr. 150	Prototyp softwarového generátoru fEKG a mEKG.....	XXXVII
Obr. 151	Koncepce prototypové platformy ELVIS II.....	XXXVII
Obr. 152	Blokové schéma analogových vstupů (směr reálných EKG záznamů).....	XXXVIII
Obr. 153	Principiální schéma analogových výstupů (generování syntetických fEKG a mEKG).....	XXXVIII
Obr. 154	Zdrojový kód použitého ECG Feature Extractor.vi.....	XXXVIII
Obr. 155	Parametry fyziologického fEKG pro GV = 20 týdnů.....	XXXIX
Obr. 156	Parametry fyziologického fEKG pro GV = 40 týdnů.....	XXXIX
Obr. 157	Struktura ANFIS 1.....	XLII
Obr. 158	Struktura ANFIS 2.....	XLII
Obr. 159	Struktura ANFIS 3.....	XLIII
Obr. 160	Struktura ANFIS 4.....	XLIII
Obr. 161	Struktura ANFIS 5.....	XLIV
Obr. 162	Analýza reálného záznamu fEKG_real09.....	XLV
Obr. 163	Analýza reálného záznamu fEKG_real17.....	XLV
Obr. 164	Analýza reálného záznamu fEKG_real38.....	XLVI
Obr. 165	Analýza reálného záznamu fEKG_real42.....	XLVI

Seznam tabulek

Tab. 1	Přehled a specifikace bioelektrických signálu (p – povrchově, vp – vpichově, nž – nitrožaludečně, nd – nitroděložně), údaje získány z [15, 56, 148]	18
Tab. 2	Analyticky využívané úseky srdečního cyklu a jejich typické atributy.....	22
Tab. 3	Klasifikace kardiogramu podle FIGO z roku 2011, tabulka vytvořena na základě údajů z [129, 130]	32
Tab. 4	Kritéria ST analýzy k ukončení gravidity u intermediárního a abnormálního KTG, převzato a upraveno podle [86] s. 349, a [27] s. 26.....	39
Tab. 5	Jednotlivé kroky implementace LMS algoritmu	55
Tab. 6	Jednotlivé kroky implementace NLMS algoritmu.....	55
Tab. 7	Jednotlivé kroky implementace RLS algoritmu	58
Tab. 8	Jednotlivé kroky algoritmu zpětného šíření, převzato z [186]	66
Tab. 9	Popis dopředného chodu ANFIS, převzato z [186]	75
Tab. 10	Popis zpětného chodu ANFIS, převzato z [186].....	76
Tab. 11	Stanovení hodnoty konvergenční konstanty LMS algoritmu	89
Tab. 12	Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.....	91
Tab. 13	Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.....	93
Tab. 14	Základní vlastnosti zkoumaných adaptivních algoritmů.....	96
Tab. 15	Výsledky statistické analýzy pro vlnu P	109
Tab. 16	Výsledky statistické analýzy pro vlnu T.....	110
Tab. 17	Výsledky statistické analýzy pro komplex QRS.....	111
Tab. 18	Výsledky statistické analýzy pro interval PQ.....	112
Tab. 19	Výsledky statistické analýzy pro interval QT	113
Tab. 20	Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.....	125
Tab. 21	Parametry použitých ANFIS.....	126
Tab. 22	Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných struktur ANFIS.....	128
Tab. 23	Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných struktur ANFIS.....	130
Tab. 24	Shrnutí dosažených výsledků při použití ANFIS3 na reálných datech.....	140
Tab. 25	Srovnání současných konvenčně dostupných ST analyzátorů s potenciální novou v praxi nepoužívanou metodou.....	147
Tab. 26	Výsledky experimentů pro stanovení závislosti výstupního SNR na vstupním SNR	XLVII
Tab. 27	Výsledky experimentů pro stanovení závislosti RMSE na vstupním SNR	XLVIII

Kapitola I.

Úvod

Předkládaná doktorská disertační práce se zabývá využitím komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního (břišního) fetálního (plodového) elektrokardiogramu (dále jen EKG). Oblast zaměření předkládané práce vyplývá z autorova pětiletého působení ve výzkumných týmech Katedry telekomunikační techniky a Katedry kybernetiky a biomedicínského inženýrství na Fakultě elektrotechniky a informatiky VŠB-TU Ostrava. Doktorská práce shrnuje autorovu vědeckou činnost na těchto katedrách. Pilířem doktorské disertační práce je autorova bohatá publikační činnost, zaměřená na různé aplikační oblasti, jejímž společným jmenovatelem je využívání adaptivních metod zpracování signálů v reálných aplikacích, viz [mar1 - mar27].

Fetální elektrokardiogram (dále jen fEKG) je nositelem cenných informací, které mohou pomoci lékařům při monitorování a diagnostice ohrožených plodů v průběhu těhotenství a během porodu. Autor se primárně zaměřuje na externí nepřímé abdominální neinvazivní monitorování plodu (dále jen transabdominální monitorování¹), které s sebou, na rozdíl od klasického interního přímého invazivního monitorování (dále jen transvaginální monitorování²) přináší řadu problémů s kvalitou záznamu. Zkoumaný fEKG, který je podrobován lékařské diagnostice, je v reálných podmínkách degradován množstvím nežádoucích složek. Především se jedná o superponování silnějšího elektrokardiogramu matky (dále jen mEKG), technických artefaktů (např. rušení elektrovednou sítí) a biologických artefaktů (např. pohybové artefakty, děložní kontrakce aj.).

Transabdominální monitorování dnes umožňuje pouze stanovení tepové (srdeční) frekvence (akce) plodu (dále jen FHR), na základě detekce intervalu R-R, a nebere v úvahu tvary (morfolgie) a dobu trvání ostatních vln, intervalů a segmentů fEKG křivky, které představují základní diagnostický nástroj v kardiologii³ dospělých. Hlavním důvodem pro vyloučení tohoto nejdůležitějšího zdroje informací o stavu plodu z klinické praxe je skutečnost, že v současné době neexistují dostatečně spolehlivé techniky pro měření a zpracování abdominálního fEKG. Autor se zaměřuje na adaptivní metody zpracování fEKG signálů, které mají ambice odstranit pochybnosti v hodnocení fEKG při použití šetrnějšího transabdominálního monitorování.

Obecnou motivací k orientaci předkládané doktorské disertační práce je skutečnost, že v současné době je problematice adaptivních metod věnována velká pozornost, jelikož řada moderních aplikací vyžaduje tento progresivní přístup adaptace zpracování signálů měnícím se poměrům v rámci řešeného systému. Aktuálnost zkoumané problematiky koresponduje s nárůstem výkonnosti mikroprocesorové techniky (vícejádrové procesory, programovatelná hradlová pole - FPGA). Právě nedostačující výpočetní výkonnost byla v minulosti hlavním limitujícím faktorem pro využití některých komplexních adaptivních metod. S přihlédnutím k vývoji v několika posledních letech lze konstatovat, že nyní přichází doba změn, která je evokována dosahovanými výkonnostními parametry dostupných prostředků výpočetní techniky a je charakterizována novými trendy ve zpracování signálu.

Idea adaptace vychází z vlastností živé hmoty, lze zde hovořit o tzv. bioinspirovaném přístupu. Jedná se o inspiraci vlastností živých organismů přizpůsobovat své chování změnám okolního prostředí i přesto, že tyto změny jsou nepříznivé. Tento jev nazýváme učením. Mezi systémy, které

¹ Transabdominální monitorování - monitorování fEKG probíhá přes břišní stěnu, bez přímého kontaktu s plodem.

² Transvaginální monitorování - monitorování fEKG probíhá pomocí speciální interní skalpové elektrody přes pochvu, přímým kontaktem s plodem (hlavička, popř. hýždě).

³ Kardiologie je obor vnitřního lékařství, zabývající se diagnostikou a nechirurgickou terapií onemocnění srdce.

jsou schopny adaptace, resp. učení, můžeme dnes vedle systémů přírodních zařadit také systémy technické. Schopnost učit se bývá někdy dokonce považována za definici inteligence. Je proto přirozené, že je vyvíjeno velké úsilí, jehož cílem je vybavit touto vlastností i systémy technické. Technické adaptivní systémy jsou charakterizované vlastností přizpůsobovat své parametry aktuálním informacím o řízeném systému či zpracovávaném signálu.

V současné době je možné sledovat rychlý vývoj metod adaptivního zpracování signálů, např. nejruznější modifikace základních adaptivních algoritmů se stochasticky gradientní adaptací a s rekurzivní optimální adaptací, techniky umělých neuronových sítí, fuzzy systémy, popřípadě jejich kombinace známé pod názvem fuzzy-neuro systémy. Oblast adaptivního zpracování signálů je jednou z nejrychleji se vyvíjejících vědeckotechnických disciplín. S rozvojem uvedené oblasti je často, zvláště v technické praxi, spojena otázka, jakým způsobem lze tyto nové metody využít k řešení stanovených cílů v reálných aplikacích.

Adaptivní metody zpracování signálů se dnes již dokázaly prosadit v mnoha oblastech a odvětvích, přičemž dosavadní praxe nasvědčuje tomu, že stejný trend bude pokračovat i v budoucnu. Pro praktické uplatnění těchto metod v reálných aplikacích je, mimo jiné, zapotřebí jak teoretický, tak aplikační výzkum nových i stávajících metod. Aplikační oblasti těchto nových přístupů ke zpracování číslicových signálů nejsou zatím příliš rozvinuty a v části oborů zcela chybí. Z uvedeného důvodu se zde nabízí široký prostor pro rozvoj dalšího výzkumu.

Existuje již celá řada publikací o adaptivních metodách zpracování signálů, které jednotlivé metody zpracování signálů rozebírají pouze teoreticky. Na rozdíl od těchto prací jde autorovi této doktorské disertační práce o zvládnutí konkrétních problémů z aplikační oblasti jeho vědecké činnosti.

Tato práce je multidisciplinárního charakteru. Jsou v ní uplatněny dosavadní poznatky vědy a výzkumu ze široké oblasti technických i lékařských oborů. Autorovou snahou je, aby technici (nelékaři) porozuměli nezbytnému lékařskému minimu a současně aby lékaři alespoň částečně porozuměli využívaným technickým prostředkům, protože interdisciplinární spolupráce mezi lékaři a techniky je při řešení dané problematiky klíčová.

Struktura předkládané doktorské disertační práce je tvořena teoretickou částí a částí experimentální. Jednodušší orientaci v předkládaném textu poskytuje seznam použitých zkratk a seznam použitých symbolů. Pro snazší orientaci v použité odborné terminologii (lékařské i technické) práce obsahuje seznam použitých odborných výrazů.

První kapitola představuje úvod do problematiky předkládané práce. Druhá kapitola je zaměřena na popis současného stavu řešené problematiky a vychází z výsledků vědy a výzkumu v oblastech monitorování, zpracování a následného vyhodnocení fEKG, které byly do současné doby publikovány a autorem práce prostudovány. Dále jsou zde popsány metody, které se využívají v klinické praxi v dnešní době. V této kapitole jsou v souladu s aktuálními trendy vědy a výzkumu v dané oblasti také nastíněny směry, které nejsou v současné době dostatečně řešeny. Na základně výše uvedených informací jsou stanoveny cíle doktorské disertační práce, které jsou shrnuty ve třetí kapitole.

Ve čtvrté kapitole je stručně popsán úvod do problematiky zpracování biologických signálů a je do ní zahrnuta i základní lékařská terminologie. Kapitola je dále zaměřena na problematiku bioelektrických signálů, mezi které patří EKG, resp. fEKG. Rovněž je zde popsána fyziologie a anatomie dospělého srdce a zvláštní pozornost je věnována vzniku a způsobu popisu EKG, z důvodu existence určité analogie mezi srdcem dospělého člověka a fetálním srdcem.

Na čtvrtou kapitolu plynule navazuje kapitola pátá, která shrnuje poznatky z anatomie⁴, fyziologie⁵ a patologie⁶ fetálního srdce. Zvláštní pozornost je věnována vývoji fetálního srdce v souvislosti s jeho činností z důvodu, že v rámci této doktorské disertační práce byl vytvořen unikátní vícekanálový softwarový generátor fEKG, který jako první svého druhu na světě zohledňuje gestační stáří plodu. Kapitola se dále zaměřuje na problematiku polohy plodu v děloze, jelikož v rámci prováděných experimentů je navržena zcela nová metodika pro rozmisťování měřicích elektrod, která, mimo jiné, zohledňuje právě polohu plodu v děloze. Tato kapitola se dále věnuje patofyziologii fEKG, především hypoxickým stavům plodu a jejich projevům a s tím souvisejícího monitorování a vyhodnocování těchto stavů, ohrožujících plod. V závěru kapitoly je řešena problematika fEKG a způsoby jeho měření, problematika monitorování tepové (srdeční) frekvence (akce) plodu (dále jen FHR) pomocí kardiokografie (dále jen KTG) a také analýza úseku ST (dále jen STAN) na fEKG včetně popisu klinických doporučení pro hodnocení KTG a STAN.

Šestá kapitola je zaměřena na stručný úvod do problematiky číslicového zpracování signálů. Jsou zde popsány a vysvětleny základní poměry, které jsou nezbytné pro odvozování zkoumaných adaptivních technik v sedmé kapitole. Především se jedná o lineární filtraci, která tvoří základ klasického zpracování číslicových signálů. V experimentální části je tato lineární filtrace využita jednak pro předzpracování fEKG a mEKG a také jako nepostradatelný element lineárních adaptivních systémů. Prerekvizitní znalost problematiky číslicového zpracování signálů umožní hlubší pochopení této doktorské disertační práce.

Další, v pořadí sedmá kapitola vysvětluje základní adaptivní metody zpracování signálů. Zabývá se základními matematickými relacemi, nezbytnými pro vlastní implementaci zkoumaných adaptivních metod zpracování signálů. Kapitola obsahuje teoretický úvod, matematické odvození a popis implementace dvou základních představitelů adaptivních algoritmů. Jedná se o algoritmus LMS, který je základním představitelem tzv. rodiny algoritmů se stochasticky gradientní adaptací, a algoritmus RLS, který patří do skupiny algoritmů s rekurzivní optimální adaptací. Tento základní popis umožní získat představu o řadě dalších adaptivních algoritmů, neboť tyto jsou v podstatě tvořeny modifikací dvou základních popsaných algoritmů ve snaze o vylepšení jejich vlastností. V kapitole jsou také stručně popsány vybrané soft-computingové metody, které mají za cíl nasměrovat čtenáře skrze problematiku neuronových sítí a fuzzy logiky k problematice fuzzy-neuronových sítí. Autor se v závěru zabývá detailnějším popisem adaptivního neuro-fuzzy inferenčního systému, který současně využívá v rámci prováděných experimentů.

Vlastní metodice a popisu prováděných experimentů je věnována osmá, nejrozsáhlejší kapitola. Je v ní popsán návrh adaptivního systému, který je implementován do vývojových prostředí LabVIEW 2013, SP1 a Matlab R2014a. Pro vlastní implementaci jsou zde využity dva odlišné programovací jazyky, a to programovací jazyk G (graficky orientované programování) a programovací jazyk MATLAB (textově orientované programování). Využité softwarové prostředky jsou za účelem reálného generování - sběru dat doplněny o hardware, vhodný pro měření (DAQ karty).

Pro vlastní experimenty jsou využity tři rozdílné typy vstupních dat:

- 1) Konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG. Tato metodika realizace simulací je v souladu s řadou aktuálních publikací z dané oblasti. Na navrženém adaptivním systému je ověřena funkčnost algoritmů LMS, NLMS, RLS a FTF. Experimentální výsledky ovšem ukazují, že simulace s konvenčními signály fEKG a mEKG, resp. s konvenčním přístupem k simulaci neznámého prostředí lidského těla jsou příliš idealizované

⁴ Anatomie je obor biologie nebo medicíny, který se zabývá makroskopickou stavbou organismů.

⁵ Fyziologie je biologický vědní obor studující funkci živých organismů především z hlediska fyzikálního a biochemického tak, jak probíhají na úrovni buněk, tkání resp. pletiv, orgánů a orgánových soustav i celých organismů.

⁶ Patologie je obor zabývající se chorobnými jevy a pochody v organizmech.

v porovnání s reálnými signály. Algoritmy dosahují velmi dobrých výsledků v simulacích, ale jak ukazují experimentální výsledky s reálnými daty, jejich využití v reálných aplikacích není možné. Přesto tyto simulace mohou velmi dobře posloužit k ověření základní funkčnosti realizovaného adaptivního systému, k ověření metodiky prováděných experimentů a v neposlední řadě k získání představy o vlastnostech zkoumaných adaptivních algoritmů.

- 2) Syntetické signály fEKG a mEKG. Uvedené signály jsou vytvořeny s využitím navrženého vícekanálového softwarového generátoru fEKG a mEKG. Hlavní motivací autora pro vytvoření tohoto generátoru je skutečnost, že v současné době existuje na celém světě pouze jedna databáze fEKG, použitelná pro experimenty s adaptivními systémy. Navíc je tato databáze poměrně zastaralá. Autor v rámci své doktorské disertační práce začal s vytvářením vlastní databázi fEKG a mEKG, která je volně přístupná na webové stránce: <https://sites.google.com/site/martinekradek/scientific-activity/abdominal-non-invasive-fetal-electrocardiogram-database>

Do uvedené databáze jsou již vložena první data, která byla získána ze zmíněného, autorem navrženého generátoru, a která budou postupně doplňována o data reálná. Tato data budou poskytnuta v rámci vzájemné spolupráci s Gynekologicko-porodnickou klinikou Fakultní nemocnice v Brně, především díky ochotě primáře této kliniky, pana MUDr. Petra Janků, Ph.D.

Navržený generátor zohledňuje velké množství parametrů, a to tak, aby se vygenerované signály co nejvíce podobaly reálně změřeným signálům. Za tímto účelem došlo v rámci doktorské disertační práce k provedení rozsáhlé statistické analýzy nevýznamnějších dlouhodobých lékařských studií o fEKG. Na základě této studie jsou vytvořeny matematické modely popisující vývoj fEKG z několika pohledů (např. délka trvání jednotlivých částí fEKG) a tyto modely jsou následně implementovány do vytvořeného softwarového generátoru. Zvláštní zřetel je věnován simulaci neznámého prostředí lidského těla za pomoci nelineárních funkcí, tak aby generované signály byly co nejvíce podobné reálným. Navržený generátor umožňuje manuální nastavení velkého množství parametrů. Autorovu snahou je poskytnout vědeckým pracovníkům nástroj, pomocí kterého by bylo možné jednoduchým způsobem testovat stávající i nové metody adaptivního zpracování fEKG s cílem, že získané výsledky budou relevantní z pohledu reálných signálů.

- 3) Reálná data z klinické praxe. Celkem bylo analyzováno 61 reálných záznamů z tzv. Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database a dále data z klinické praxe, získaná autorem během jeho odborných konzultací.

Pro efektivnější získávání reálných dat je představena zcela nová metodika rozmístování břišních a hrudních elektrod, zohledňující polohu plodu. Díky této metodice je dosaženo vyšší účinnosti zkoumaných metod pro zpracování fEKG. Tato metodika je vyvinuta speciálně pro navržený vícekanálový adaptivní systém (4 břišní a 2 hrudní elektrody).

V osmé kapitole jsou dále popsány metody hodnocení prováděných experimentů pomocí subjektivních i objektivních kritérií. Toto hodnocení je v současné době v praxi velmi obtížné a současně také není nijak standardizováno. Autorovou snahou je předložit odborné veřejnosti nové, originální a dosud nepublikované poznatky, které jistě budou využitelné v budoucím výzkumu. Hlavním cílem experimentální části doktorské disertační práce je ověření funkce navržených adaptivních systémů na syntetických a reálných signálech transabdominálního fEKG.

Závěrečná devátá kapitola shrnuje veškeré dosažené výsledky.

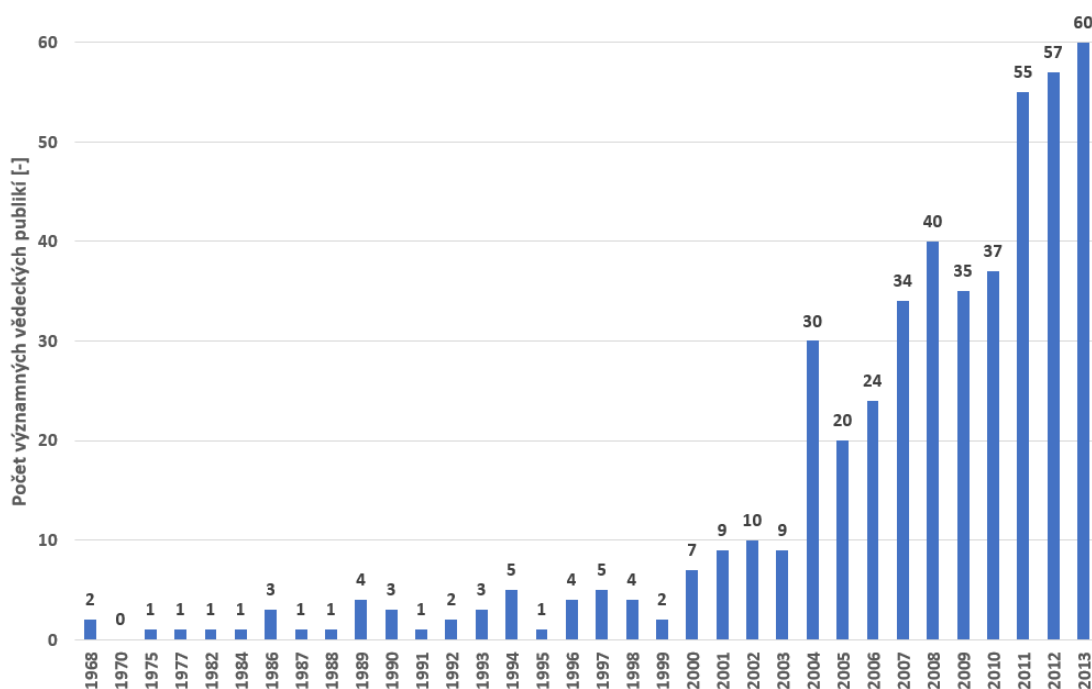
Kapitola II.

Dosavadní vývoj a současný stav řešené problematiky

K velkým pokrokům ve zpracování, analýze a lékařské diagnostice „EKG dospělých“, které můžeme pozorovat v několika posledních letech, došlo především díky masovému rozvoji mikroprocesorů a nárůstu výkonnosti výpočetní techniky, podrobnější informace o současných trendech ve vývoji výpočetní techniky je možno nalézt např. v [59]. Detailnější popis problematiky zpracování, analýzy a klinického využití EKG je možno nalézt v [15, 54, 63, 64].

Ve srovnání s „klasickým EKG“ je zpracování a analýza fEKG teprve v začátcích, což potvrzuje rozsáhlá rešeršní studie autorů JAGANNATH a SELVAKUMAR (2013, Holandsko), viz [81], a také řada dalších aktuálních publikací, např. [20, 21, 82], které se zabývají souhrnem dosavadních publikovaných výsledků vědy a výzkumu z oblasti zpracování a analýzy fEKG.

Výše diskutované aspekty jsou částečně způsobeny nedostatečnou dostupností databází s fEKG [66, 67], tzv. „gold standard databases“. Dalším důvodem je relativně nízký odstup signálu od šumu (dále jen SNR) fEKG ve srovnání s mEKG. Neméně důležitým aspektem jsou omezené klinické poznatky o plodovém srdci a jeho vývoji. Autor práce si klade za cíl přispět k řešení těchto zásadních problémů, které výrazně limitují využití fEKG v praxi. Problematice fEKG je věnována stále větší pozornost, jak ze strany techniků, tak ze strany lékařů. Tento trend potvrzuje i nárůst významných vědeckých publikací o problematice zpracování fEKG, viz obr. 1.



Obr. 1: Počet významných vědeckých publikací o problematice zpracování fEKG v letech 1968 -2013.

Data pro vytvoření grafu na obr. 1 byla získána z databází Web of Science - Thomson Reuters⁷ [83] a Scopus [84]. O problematice fEKG bylo uveřejněno do současné doby cca 700 článků, zatímco o „klasickém EKG“ cca 42 000.

⁷ Web of Science (WoS) je nejvýznamnější světový informační zdroj v oblasti výzkumu a vývoje, soubor vysoce kvalitních databází s informacemi o článcích, jejich autorech, obsahu a referencích, citovanosti a edičních údajích.

2.1 Dosavadní vývoj a současný stav v oblasti monitorování plodu

V této kapitole jsou stručně shrnuty metody pro zpracování, analýzu a lékařskou diagnostiku fEKG, které byly vyvinuty v průběhu několika posledních let. Důraz je kladen především na zpřesnění diagnostické kvality fEKG jako moderního nástroje pro antepartální (předporodní) a intrapartální (během porodu) monitorování stavu plodu. Zpracovaný fEKG je nositelem velmi cenných diagnostických informací o:

- FHR,
- tvaru (morfologii) a délce jednotlivých vln, intervalů a segmentů fEKG,
- dynamickém chování fEKG.

Tyto informace mají z klinického hlediska enormní význam. Podle nejmodernějších poznatků vědy a výzkumu mohou lékaři na základě uvedených informací:

- diagnostikovat jednotlivá hypoxická stadia (hypoxemie, hypoxie a asfyxie), v případě stavu, ohrožujícího plod přistoupit k operativnímu ukončení těhotenství (císařský řez),
- sledovat vývoj a vyspělost plodu,
- predikovat vrozené srdeční a vývojové vady plodu.

2.1.1 Monitorování plodu v klinické praxi

V současné době je v klinické praxi obrovský potenciál fEKG bohužel využit jen částečně. V prenatální (předporodní) péči je to antepartální kardiokografie (dále jen KTG). Během porodu je to pak intrapartální KTG, podrobněji v kap. 5.2. Je tedy zřejmé, že úrovně, resp. kvalita zpracování fEKG, do značné míry limituje možnosti sledování stavu plodu. Tato skutečnost je potvrzena i novými výsledky ve stanovení intrapartální hypoxie plodu u transvaginálního monitorování, kde byla představena nová metoda, u které je díky sofistikovaným metodám zpracování fEKG diagnostické analýze podrobován ST interval fEKG křivky (dále jen STAN), viz kap. 5.3.3.

Přesné stanovení hypoxie plodu v období porodu je velkou výzvou současného porodnictví. Současné metody antepartálního a intrapartálního monitorování plodu nejsou dostatečně přesné a průkazné, což ve své monografii potvrzuje FREEMAN a kol. (2012, USA), viz [70], i řada dalších autorů, např. [55, 71]. Mezi klinicky nevýznamnější metody monitorování plodu patří:

1. Stetoskop - Jedná se o historicky nejstarší vyšetření poslechem k určení FHR. Toto zařízení se v dnešní době již téměř nepoužívá, bylo nahrazeno moderním elektronickým monitorováním plodu, viz [16].
2. KTG (transabdominální, transvaginální) - Tato metoda má vysokou senzitivitu, ale nízkou specifitu stanovení hypoxie plodu, detailnější popis viz kap. 5.2.
3. Stanovení pH (SALING) - Opakované odběry krve z hlavičky plodu intrauterinně (nitroděložně) představují invazivní metodu, kterou je možno stanovit pouze aktuální stav plodu. Metodu lze použít až po odtoku plodové vody a v dnešní době se pro technickou náročnost a invazivitu z hlediska plodu již nepoužívá, viz [17].
4. Intrapartální fetální pulzní oxymetrie (dále jen IFPO) - U této metody se sleduje saturace krve kyslíkem přístrojem, který využívá principů optiky. Podmínky pro IFPO jsou: těhotenství starší 35 týdnů, pravidelná děložní činnost, odteklá plodová voda, nález na brance alespoň 2 cm, jednočetné těhotenství (u dvojčat je možné měření pouze jednoho plodu) a poloha podélná hlavičkou (viz kap. 5.1.2). IFPO se v klinické praxi využívá jako metoda upřesňující informaci o stavu plodu, zejména pak v kombinaci s KTG, podrobnější informace o IFPO viz [17, 86].

5. Transabdominální intrapartální fetální pulzní oxymetrie (TIFPO) s využitím tzv. nera - infrared spektroskopie (NIRS) - V posledních letech je zkoumána možnost měření fetální saturace kyslíkem s použitím zevního abdominálního senzoru. Tento přístup využívá tzv. NIS - fotony, které procházející mateřskou tkání, podobněji v [29]. Výhodou této metody by zcela nepochybně byl zevní (neinvazivní) transabdominální detektor a možnost monitorování ještě před začátkem porodu. Rutinní použití TIFPO je však stále ještě hubbou budoucnosti.
6. Interní fEKG - Sledování jedno-svodového fEKG s počítačovým vyhodnocením ST úseku. Jedná se o invazivní zákrok pomocí skalpové elektrody, která se zavádí transvaginálně. Současné studie [70, 87, 88] naznačují, že v kombinaci s KTG se jedná o jednu z nepřesnějších metod pro určení hypoxie plodu, používanou v klinické praxi. Tato metoda se v posledních několika letech začíná využívat v nemocnicích na celém světě.

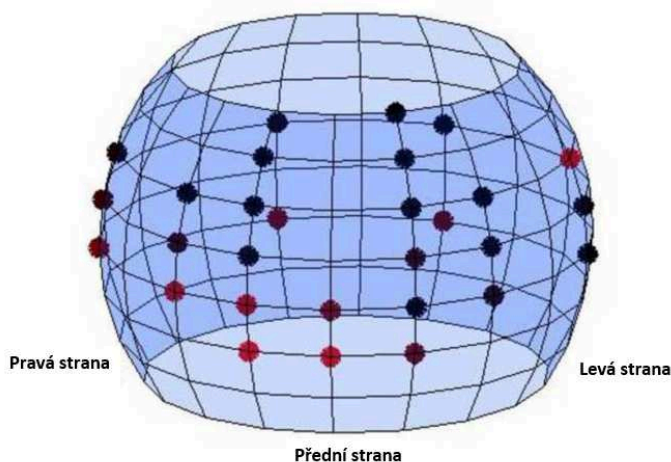
2.1.2 Transabdominální monitorování fEKG

Současné diagnostické přístroje neumožňují přesnou analýzu fEKG při použití transabdominálního monitorování. Dnešní metody transabdominálního monitorování nejsou schopné průkazně stanovit hypoxii plodu. Standardní metody, určené pro zpracování a analýzu externího fEKG se jeví jako nedostačující. Nicméně studie na zvířatech a lidech prokázaly, že hypoxémie plodu mění tvar fEKG křivky, viz kap. 5.3.3. Dále je podle ROZTIČIL a kol. (s. 347, 2008), viz [17] prokázáno, že analýzou fEKG křivky při transvaginálním monitorování bylo dosaženo signifikantní redukce počtu hypoxických novorozenců současně s poklesem zbytečně provedených akutních porodních operací pro domnělou hypoxii, zejména císařských řezů.

Díky velkým pokrokům ve vývoji výpočetní techniky v posledních letech je možno aplikovat moderní měřicí a predikční techniky, které otevírají bránu k dalším možnostem monitorování plodu (neinvazivní medicína). Současný výzkum naznačuje, že budoucnost monitorování plodu je v sofistikovaných diagnostických přístrojích, obsahujících dvě současně aplikované metody v jednom:

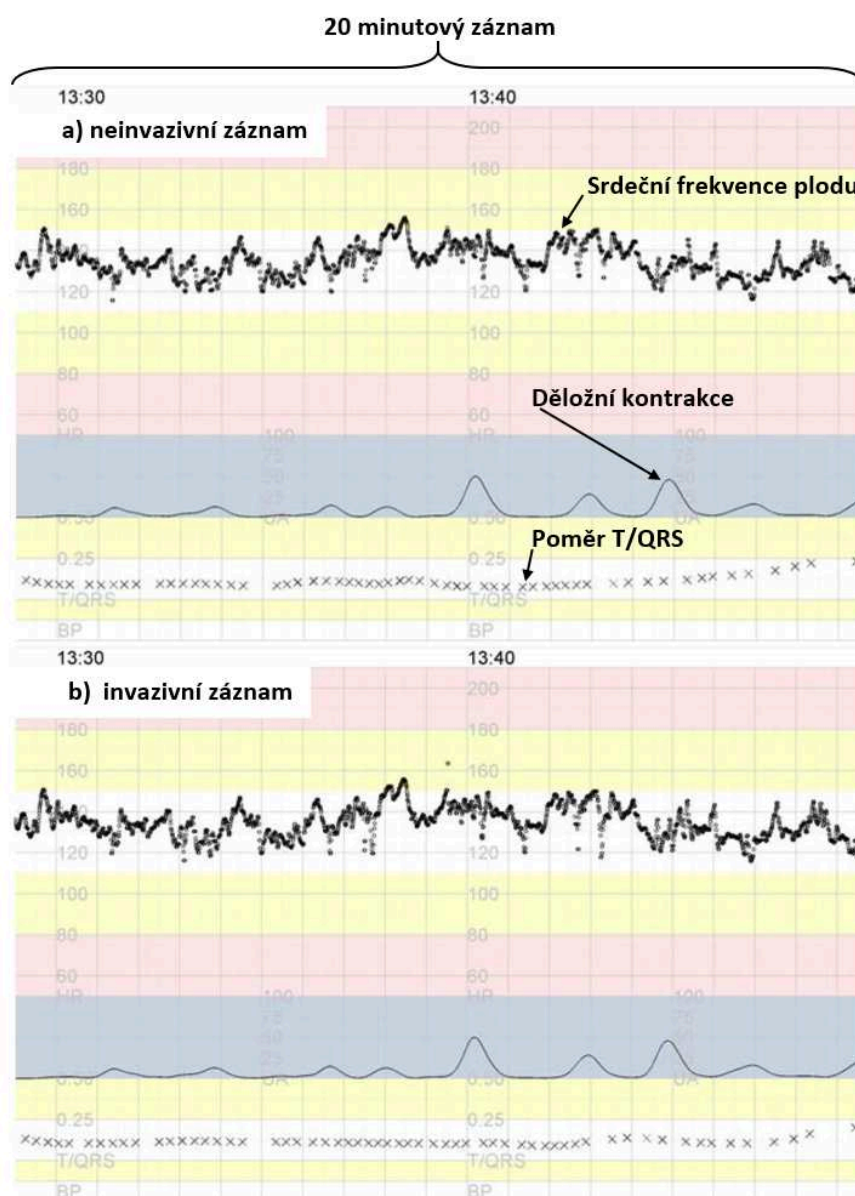
- transabdominální KTG,
- transabdominální STAN.

Dle studie VULLINGS (s. 181-190, 2010), viz [76] je možné použít transabdominální monitorování pro STAN. Tuto skutečnost potvrzuje i klinická studie CLIFFORD a kol. (2011, USA), viz [89]. V této studii byly porovnány kontinuálně zaznamenané průběhy fEKG s využitím interní skalpové elektrody a s využitím sítě břišních elektrod (32 kanálů při 1kHz), viz obr. 2.



Obr. 2: Rozmístění břišních elektrod s význačnou kvalitou signálu (červená - vysoká, černá - nízká), upraveno se svolením [89].

Výsledky studií [79, 89] naznačují, že neinvazivní fEKG může mít při použití nových technik zpracování fEKG signálů (ve studiích použita Kalmanova filtrace, viz [5]) takřka rovnocenné parametry jako invazivně získané fEKG. Takto získané fEKG by bylo možné použít bez narušení klinicky významných parametrů pro analýzu, viz obr. 3. Nicméně v této oblasti ještě chybí jakákoliv rozsáhlejší klinické studie, která by potvrdila rovnocennost obou zkoumaných metod. To je do značné míry způsobeno aspekty, které byly diskutovány v úvodu kap. 2. Dalším hlediskem je nedostačující aplikační výzkum nových a stávajících metod zpracování fEKG signálů, které by byly vhodné pro transabdominální monitorování. Je tedy patrné, že je zde velký prostor pro výzkum jak v lékařské, tak především v technické oblasti.



Obr. 3: Srovnání neinvazivně (a) a invazivně (b) získaného fEKG, upraveno se svolením [79].

Na obr. 3 jsou porovnány a) neinvazivně a b) invazivně získané fEKG ze studie [79], které dokládají závěry studií [79, 89]. Pro hodnocení fEKG křivky byl využit software špičkového ST analyzátoru STAN S31⁸ od Švédské společnosti Neoventa Medical AB, viz obr. 5.

⁸ V České republice je ST analyzátor dostupný pouze na několika pracovištích. Vysoká cena přístroje a relativně málo zkušenosti zatím brání rozšíření metody.

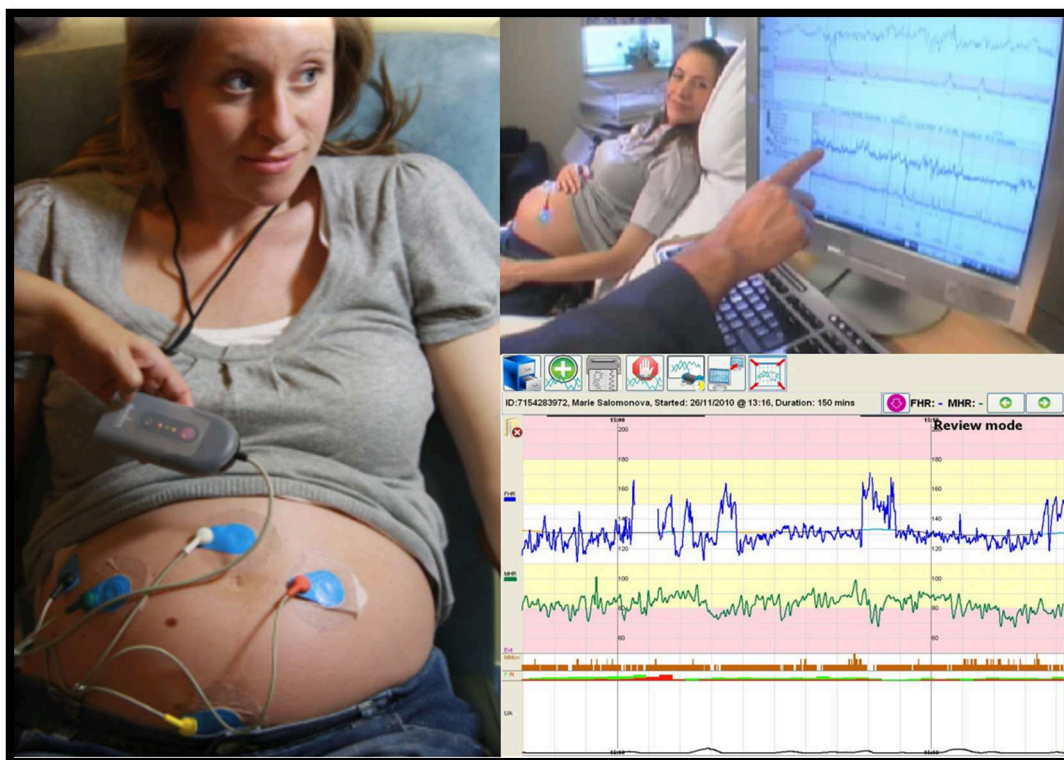
Z výše diskutovaných poznatků lze vyvodit, že úspěšná implementace tzv. neinvazivní ST analýzy fEKG je především otázkou vlastní technické realizace.

2.1.3 Komerčně dostupné transabdominální KTG

V současné době jsou v klinické praxi využívány tři druhy KTG, které se dělí podle způsobu záznamu na:

1. **Konvenční transabdominální KTG** - Monitoruje FHR a děložní činnost (tzv. elektrohysterografie, dále jen EHG⁹), které jsou snímány zevními snímači, jež jsou umístěny v abdominální oblasti. Jedná se o nejčastější způsob monitorování, při kterém se FHR monitoruje s využitím ultrazvukové sondy (dále jen UZ) a EHG se monitoruje za pomoci tokografie (dále jen TOCO). Detailnější popis metody je uveden v kap. 5.2.
2. **Transvaginální KTG** - Provádí se až v průběhu samotného porodu a nezbytnou podmínkou pro její provedení je odečtení plodové vody. Vnitřní elektroda se zavádí pochvou až k plodu. Výsledná FHR se spočítá ze záznamu fEKG (R-R interval), TOCO může být měřeno například pomocí snímače nitroděložního tlaku, umístěného v pochvě, podrobněji viz kap. 5.2.
3. **KTG z transabdominální fEKG** - Jedná se o nejmodernější přístup, kde je FHR, MHR i EHG extrahováno z transabdominálně zaznamenaného fEKG, podrobnější popis uveden níže.

Nejmodernější způsob neinvazivního monitorování plodu pomocí KTG umožňuje špičkový přístroj Monica AN 24 [104, 105], viz obr. 4.



Obr. 4: Monica AN 24 - neinvazivní monitorování plodu, obrázky poskytnuty panem prim. MUDr. Petrem Janků, Ph.D., [104].

⁹ Elektrohysterografie je metoda registrující elektrické děje v děloze během kontrakcí.

Základní charakteristika přístroje Monica AN 24:

- jedná se o neinvazivní způsob montování (pouze 5 břišních elektrod),
- Monica AN 24 umožňuje přesné stanovení FHR, srdeční frekvence (dále jen MHR) a EHG pouze z břišního signálu,
- velkou výhodou tohoto přístroje je absence jakýchkoliv pásů pro upevňování UZ nebo TOCO sondy,
- přístroj umožňuje: dlouhodobé kontinuální monitorování plodu (od 20. týdne těhotenství), kontinuální monitorování přes noc, monitorování pacientek s vysokým index tělesné hmotnosti (dále jen BMI),
- velkou výhodou přístroje z pohledu techniků, je možnost přístupu k „syrovým“ datům, které mohou být využity pro vědecké účely,
- za nevýhody tohoto přístroje můžeme považovat: problémy s kvalitou signálů (rušení), umožňuje pouze stanovení FHR, (doplňené o MHR a děložní kontrakce), neumožňuje morfologickou analýzu fEKG.

2.1.4 Komerčně dostupné fetální ST analyzátoři

Diagnostické přístroje, které kombinují techniky KTG a STAN do značné míry odstraňují pochybnosti v hodnocení výsledků určení hypoxie. V současné době dostupné diagnostické přístroje existují pouze v provedení umožňujícím transvaginální monitorování. Jedná se o invazivní vyšetřovací metodu, prováděnou pomocí speciální interní skalpové elektrody. Jedinými komerčně dostupnými přístroji, které umožňují takovéto vyšetření, jsou již zmíněný ST analyzátor STAN S31 (obr. 5) a jeho starší model STAN S21 [73, 91]. Monopol Švédské společnosti Neovinta Medical AB na trhu s fetálními ST analyzátoři je bezpochyby ovlivněn skutečností, že ST analýza fEKG, jako poměrně nová diagnostická metoda, byla vyvinuta právě v této skandinávské zemi.

Výše popsané přístroje mají z hlediska trendů v moderním porodnictví řadu nevýhod a omezení, jakým mohou být např. invazivita vyšetření, možnost aplikace až po odtoku plodové vody, pouze jednokanálový záznam, špatná mobilita z pohledu kontinuálního monitorování, špatný komfort pacientky, cena a další.



Obr. 5: ST analyzátor STAN S31, převzato z [91].

Je možno tvrdit, že v současné době neexistuje komerčně dostupný externí abdominální ST analyzátor. Jedním ze zásadních problémů šetrnějšího transabdominálního monitorování fEKG je skutečnost, že musí být vyřešen problém s odstraněním nežádoucích složek, které degradují analyzovaný fEKG signál.

V odborné literatuře se často můžeme setkat s pojmem „zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fekálního elektrokardiogramu“. Tímto problémem se v současné době zabývá řada vědeckých pracovišť na celém světě. Za zmínku jistě stojí skutečnost, že v roce 2013 byla v rámci světové databáze PhysioNet¹⁰ vytvořena tzv. „výzva pro vědce“ s názvem „*Computing in Cardiology Challenge 2013 - Noninvasive Fetal ECG*“ [92]. V rámci této výzvy byla vědcům poskytnuta abdominálně zaznamenaná data fEKG. Cílem této výzvy bylo odstranit nežádoucí mEKG, tak by bylo možno detekovat FHR na základě stanovení R-R intervalu.

2.1.5 Přehled metod pro zpracování fEKG

Do současné doby již byla vyvinuta řada metod pro zpřesnění diagnostické kvality fEKG získaného jak pomocí skalpové elektrody, tak transabdominálně, které se liší v přístupu. Tyto metody je podle tohoto přístupu možno rozdělit do dvou základních skupin – na metody neadaptivní a adaptivní.

Neadaptivní metody je možno dále rozdělit na jednokanálové (jednosvodové) a vícekanálové (vícesvodové).

Mezi neadaptivní jednokanálové metody se řadí:

- metody založené na vlnkové transformaci (WBT),
- korelační techniky (CT),
- metody spektrálního odečítání (ST),
- průměrovací techniky (AT),
- frekvenčně selektivní filtry typu FIR, IIR (typu DP, HR, PP, PZ),
- metody založené na teorii Wienerovy filtrace (WF).

Mezi neadaptivní vícekanálové metody patří:

- principy slepé separace signálů (BSS),
- metody aplikující singulární rozklad (SVD),
- techniky využívající analýzy nezávislých komponent (CA).

Skupina adaptivních metod se dělí na lineární a nelineární.

Do skupiny lineárních adaptivních metod patří:

- metody založené na teorii Kalmanovy filtrace (KF),
- techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (LMS),
- metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (RLS),
- metody využívající tzv. adaptivní lineární neuron (ADALINE).

Do skupiny nelineárních adaptivních metod se řadí:

- techniky umělých neuronových sítí (ANN),
- metody využívající hybridní neuronové sítě (HNN),
- techniky aplikující adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (ANFIS).

Podrobný přehled a také srovnání „výkonnosti“ jednotlivých metod pro odstraňování nežádoucích složek z abdominálního fEKG se nachází v [21, 81]. Některé z neadaptivních metod

¹⁰ PhysioNet je celosvětová, volně dostupná databáze zaznamenaných reálných fyziologických signálů (PhysioBank), jejíž součástí je i open-source software (PhysioToolkit), pro vizualizaci dat.

(např. WBT či WF) jsou schopny eliminovat nežádoucí složky obsažené v fEKG do takové míry, že je možno průkazně stanovit FHR (interval R-R). Tyto metody je možné použít pro transabdominální KTG.

Je nutno zmínit, že pro pokročilejší analýzu fEKG dosahuje většina z těchto metod svých limitů. Dále velká část těchto metod výrazně „zkresluje“ fEKG, především morfologicky významné informace, což má za následek nevratnou ztrátu klinicky významných informací, např. o velikosti a době trvání jednotlivých vln, kmitů, segmentů a intervalů. Řada více uvedených metod neumožňuje vícekanálové zpracování online. Některé metody jsou výpočetně velmi náročné, a proto je není možné implementovat na dostupné hardwarové prostředky.

Z celé řady současných studií [20, 29, 31, 33, 39, 47] je možno dovodit, že pro potřeby transabdominálního monitorování, které by umožnilo hlubší analýzu fEKG (např. STAN), se jako velmi výhodné jeví metody adaptivního zpracování. Zejména pak adaptivní systém, který kontinuálně zpracovává „kontaminované fEKG“ z oblasti břicha a „čisté mEKG“ z oblasti hrudní, podrobnější popis metody v kap. 8. Popsaný přístup splňuje požadavky kladené na transabdominální KTG a transabdominální STAN jak z pohledu technické realizace, tak i z pohledu požadavků lékařů na diagnostické metody, podrobněji v následující podkapitole kap. 2.2.

Nejnovější vědecké výsledky, kterými může být podložena aktuálnost předkládané doktorské disertační práce, zveřejnil VULLINGS (Německo, únor 2014), viz [167]. Ten v rámci rozsáhlé studie, prováděné na Technické univerzitě v Eindhoven nastínil několik z pohledu této práce zajímavých vědeckých výsledků a perspektivních směrů výzkumu:

- ve své studii naznačuje, že transvaginálně a transabdominálně zaznamenané fEKG mohou mít při využití vhodných technik zpracování identické vypovídací hodnoty (z pohledu diagnosticky významných informací),
- poukazuje na to, že transabdominálně zaznamenané fEKG je možné využít nejen ke stanovení FHR, využívaného v klinické praxi, ale také k hlubší analýze fEKG (např. ke sledování změn morfologie fEKG, STAN, pozorování doby trvání jednotlivých částí fEKG apod.),
- nastiňuje možnosti využití fEKG při diagnostice vrozených srdečních vad,
- diskutuje o možnosti využití vektorkardiogramu k určení polohy plodu v děloze.

Řada jeho úvah koresponduje se závěry této doktorské disertační práce, což je nepochybně dobrým ukazatelem toho, že se autor této práce při své činnosti ubíral správným směrem.

2.2 Zásady pro zdokonalování diagnostických metod monitorování plodu

Ze strany lékařů vyvstává několik podmínek resp. zásad, které by měly být dodrženy při návrhu nových či zdokonalování stávajících diagnostických metod. Zde je specifický výčet výše uvedených zásad, aplikovatelných na tuto práci z pohledu diagnostiky hypoxií ohrožených plodů v průběhu těhotenství a během porodu:

- diagnostická metoda musí být jednoduchá a snadno proveditelná,
- diagnostická metoda musí mít vysokou senzitivitu a specifitu, viz kap. 4.1.2,
- diagnostická metoda musí být ekonomicky únosná pro veřejný zdravotnický systém, má-li být dostupná všem těhotným ženám,
- diagnostická metoda musí být bez vedlejších negativních vlivů na matku i plod,
- provádění vyšetření by nemělo být spojeno s nepříjemnými pocity či bolestí.

Aby mohly být tyto požadavky ze strany lékařů splněny, vyvstávají požadavky na technické provedení transabdominálního monitorování:

- co nejnižší zkreslení fEKG, způsobilé vlastním zpracováním fEKG,
- zpracování online (realizovatelnost na současných hardwarových prostředcích).

2.3 Zaměření doktorské disertační práce

Adaptivní metody byly v minulých letech kritizovány, zejména kvůli nutnosti zaznamenávat současně fEKG i mEKG (velké množství elektrod). Dále byly adaptivní metody limitovány tehdejšími výpočetním výkonem diagnostických přístrojů, které neumožňovaly implementovat komplexní adaptivní metody pro zpracování fEKG.

Aktuálnost využívání adaptivních metod zpracování fEKG koresponduje s:

- nárůstem výkonnosti mikroprocesorové techniky (vícejádrové procesory, FPGA); tento trend se řídí tzv. Moorovým zákonem¹¹ [34],
- příchodem nových přesnějších a účinnějších měřících elektrod, využívaných v medicíně,
- návrhem nových způsobů rozmístění břišních elektrod pro získání co nejvěrohodnějšího záznamu fEKG,
- rozvojem nových adaptivních metod zpracování signálů, jakými jsou:
 - nejrůznější modifikace základních adaptivních algoritmů LMS a RLS,
 - techniky umělých neuronových sítí,
 - fuzzy systémy.

Řada současných publikací [31, 32, 33] předpokládá, že budoucnost adaptivního zpracování fEKG spočívá ve využití tzv. neuro-fuzzy systémů, které využívají kombinace technik fuzzy systému a umělých neuronových sítí.

Vhodný směr této doktorské disertační práce dokládá nejnovější studie BEHAR a kol. (2014, Oxford-UK), viz [90], která se zabývá využitím adaptivních techniky (např. LMS, RLS, ANN apod.) pro zpracování reálných abdominálních fEKG. Další významné výsledky z pohledu této práce přináší ve své studii COLLIN a kol. (s. 89-102, 2013, USA), viz [94].

¹¹ Mooreův zákon - výpočetní výkon se zdvojnásobí vždy za dva roky, což představuje exponenciální růst.

Kapitola III.

Cíle doktorské disertační práce

Z dosud publikovaných výsledků vědy a výzkumu, zabývajících se zpracováním fEKG, které byly autorem doktorské disertační práce prostudovány, vyplynulo několik směrů, které dle názoru autora nebyly dosud dostatečně řešeny. Jedná se zejména o nedostačující aplikační výzkum nových a stávajících metod adaptivního zpracování abdominálního fEKG.

Cíle doktorské disertační práce jsou podloženy dvěma impaktovanými publikacemi [mar5, mar6], ve kterých autor shrnuje výsledky úvodních experimentů.

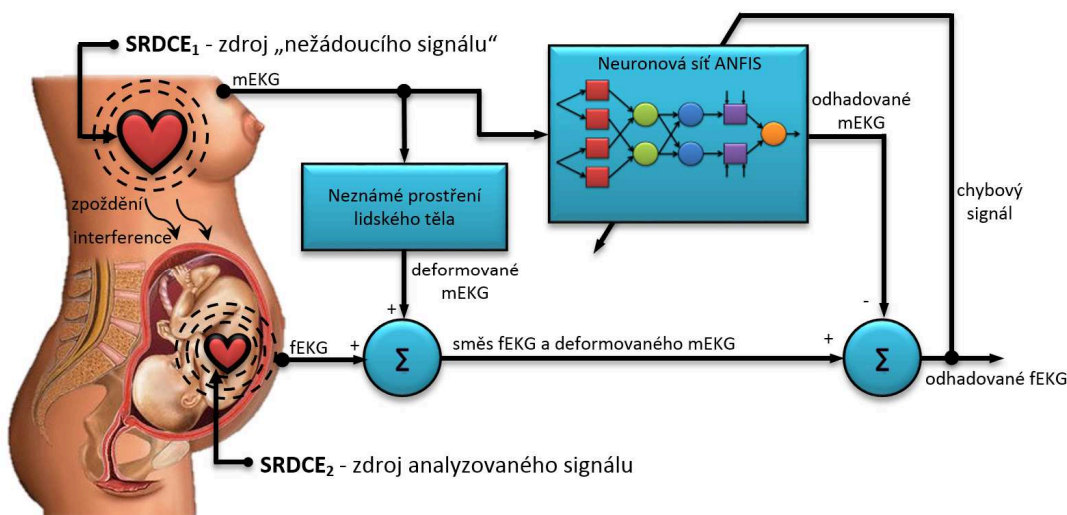
V současné době používané medicínské diagnostické přístroje pro transabdominální monitorování fEKG se potýkají s celou řadou problémů, souvisejících s kvalitou záznamu. Z důvodu nedostatečné kvality těchto záznamů narůstají ze strany lékařů požadavky na zpřesnění diagnostické kvality fEKG. Tyto požadavky korespondují rovněž s nástupem nových lékařských diagnostických metod. Z těchto důvodů je proto zapotřebí vyvíjet nové systémy, vedoucí ke zvýšení diagnostické kvality fEKG a k odstranění pochybností v oblasti hodnocení výsledků.

V závislosti na výše uvedených skutečnostech byly stanoveny následující cíle doktorské disertační práce:

1. Vytvořit syntetické signály fEKG a mEKG, – jejichž vznik by byl podpořen (inspirován) reálně změřenými průběhy pomocí břišních a hrudních elektrod. Syntetické signály budou využitelné pro budoucí výzkum.
2. Provést experimenty jak na syntetických, tak i reálných signálech. Velká část současných publikací využívá pro ověření teoretického výzkumu pouze simulace. Nicméně některé algoritmy, které v simulacích vykazují velice dobré výsledky, není možno v reálných aplikacích využít, nebo dosahují horších výsledků než v simulacích.
3. Vyvinout realističtější model neznámého prostředí lidského těla (nelineární systém). Úvodní experimenty ukázaly, že modely, které jsou používány v řadě publikací, jsou idealizované a neodpovídají reálnému prostředí lidského těla.
4. Na navrženém experimentálním adaptivním systému podle zjednodušeného schématu na obr. 56 realizovat různé přístupy k adaptaci:
 - algoritmy se stochasticky gradientní adaptací:
 - úvodní experimenty při použití LMS algoritmu dosahují uspokojivých výsledků při simulacích, nicméně při implementaci na reálné signály jsou výsledky nevyhovující,
 - prozkoumat modifikace algoritmu LMS (např. NLMS) za účelem zlepšení adaptačních vlastností (např. automatické nastavení velikosti kroku μ apod.).
 - algoritmy s rekurzivní optimální adaptací:
 - úvodní experimenty s algoritmem RLS vykazují velmi dobré výsledky v simulacích, při implementaci na reálné signály dosahuje částečného zlepšení diagnostické kvality fEKG,
 - prozkoumat modifikace algoritmu RLS za účelem snížení výpočetní náročnosti (např. FTF).
5. Vytvořit experimentální adaptivní systém, postavený na principech fuzzy systémů a umělých neuronových sítí podle zjednodušeného schématu na obr. 6. Tento progresivní

přístup by měl být schopen vystihnout skryté, nelineární závislosti, které vykazuje prostředí lidského těla. Na tomto systému budou prozkoumány možnosti adaptace:

- využívající kombinace technik fuzzy systému a umělých neuronových sítí:
 - adaptivní neuro-fuzzy interferenční systém ANFIS - úvodní experimenty s reálnými signály vykazují velmi dobré výsledky,
 - realizovat složitější síť (struktury) ANFIS, které by mohli vést k novým metodám diagnostiky při použití neinvazivního transabdominálního fEKG monitorování (KTG kombinované se STAN).



Obr. 6: Zjednodušené principiální schéma navrženého experimentálního adaptivního systému, který využívá kombinace technik fuzzy systémů a umělých neuronových sítí, tzv. ANFIS.

6. Podle schématu na obr. 56 stanovit:

- FHR - tepovou frekvenci plodu (je-li to možné),
- MHR - tepovou frekvenci matky.

7. Provést zhodnocení úspěšnosti zkoumaných adaptivních metod zpracování fEKG, podle autorem navržené metodiky:

- pomocí srovnávací metody v časové i frekvenční oblasti,
- pomocí objektivního kritéria - SNR,
- pomocí subjektivního kritéria - vizuální hodnocení fEKG (konzultace s odborníkem panem prim. MUDr. Petrem Janků, Ph.D. z Gynekologicko - porodnické kliniky FN Brno a LF MU).

8. Navrhnout komplexní adaptivní systém pro šest vstupních svodů (4 břišní a 2 hrudní elektrody, adaptivní filtry pro jednotlivé kombinace svodů 1B-1H, 2B-2H, 3B-2H, 4B-1H).

9. Realizovat komplexní adaptivní systém pro zpracování abdominálního fEKG, který by umožňoval použitím jednoho přístroji provádět monitorování plodu oběma aplikovanými metodami (neinvazivní KTG + neinvazivní STAN) současně. Takový přístup by mohl znamenat významný pokrok v monitorování plodu před a v průběhu porodu.

Kapitola IV.

Úvod do problematiky biologických signálů

Následující kapitola je věnována stručnému úvodu do problematiky biologických signálů. Hlavním cílem této kapitoly je poskytnutí nezbytných terminologických a odborných informací, které usnadní a zlepší pochopení problematiky zkoumaných biologických signálů EKG, resp. fEKG, způsoby jejich získávání, popisu a vyhodnocení.

4.1 Základní lékařská terminologie

Výskyt celé řady odborných medicínských výrazů, které jsou v této doktorské disertační práci použity, a které zcela určitě nejsou pro technicky zaměřené odborníky obecně známé, souvisí s multidisciplinárním charakterem této práce. Z uvedeného důvodu je tato podkapitola věnována stručnému popisu všeobecné lékařské terminologie. Pro snadnější orientaci v textu se v úvodu nachází seznam použitých odborných výrazů.

4.1.1 Lékařská přístrojová technika

Hlavní úlohou moderních lékařských diagnostických přístrojů je sledovat životní funkce organismu objektivně je snímat (měřit) a vyhodnocovat.

Obor lékařská přístrojová technika se neustále vyvíjí. Biofyzikální principy se sice příliš nemění, ale technické prostředky pro realizaci přístrojů se zvláště díky rozvoji výpočetní techniky mění velmi rychle. Z uvedeného faktu vyplývá nutnost neustálého prohlubování interdisciplinární spolupráce mezi lékaři a techniky. Jednou z oblastí, ve které lze tuto skutečnost velmi dobře pozorovat, je právě zkoumaná oblast elektronického monitorování plodu (dále jen EFM). Neboť technické pokroky ve zpracování fEKG, umožnily rozvoj nových lékařských diagnostických metod (např. KTG, STAN).

Níže uvedený citát zajímavým způsobem srovnává lékařskou techniku s moderními komunikačními prostředky:

„Medicínská přístrojová technika zaujala v diagnostice nemoci podobné místo jako mobilní telefony a internet v komunikaci a vztazích.“, prof. Günter Blobe, [15].

4.1.2 Lékařská senzitivita a specifická

Senzitivita může být definována jako pravděpodobnost, že test bude pozitivní u nemocných. Čím vyšší bude senzitivita, tím méně bude falešně negativních výsledků [75]. Obecně můžeme být senzitivita vyjádřena prostřednictvím rov. 4.1:

$$\text{senzitivita} = \frac{\text{počet skutečně pozitivních}}{\text{počet skutečně pozitivních} + \text{počet falešně negativních}} \quad 4.1$$

Specifická je definována jako pravděpodobnost, že test je negativní u osob bez nemoci. Čím vyšší je specifická, tím méně je falešně pozitivních nálezů [75], to lze vyjádřit pomocí rov. 4.2:

$$\text{specifická} = \frac{\text{počet skutečně negativních}}{\text{počet skutečně negativních} + \text{počet falešně pozitivních}} \quad 4.2$$

Senzitivita je tedy pravděpodobnost pozitivního nálezu u nemocné osoby a specifická je pravděpodobnost negativního nálezu u osoby zdravé.

4.1.3 Invazivní a neinvazivní vyšetřovací metody

Invazivní (pronikající, vnikající nebo též „krvavá“) vyšetřovací metoda je způsob vyšetřování, při kterém vyšetřovací přístroje či nástroje pronikají dovnitř organismu. V případě transvaginálního monitorování fEKG je nástrojem specializovaná skalpová elektroda, viz obr. 28. Invazivní metody jsou obecně pro pacienta určitou zátěží a zdravotním rizikem (zanesení infekce, apod.) Z tohoto důvodu se provádějí teprve po vyčerpání jiných možností [75].

Neinvazivní („nekrvavá“) vyšetřovací metoda je způsob vyšetřování, při němž se používají vyšetřovací přístroje či nástroje nepronikající dovnitř organismu, viz [75]. V případě transabdominálního monitorování fEKG jsou vyšetřovacími nástroji břišní elektrody, viz obr. 28.

4.1.4 Artefakty biologických signálů

Artefakty jsou části záznamu, které nemají fyziologický původ ve vyšetřované části těla. Obecně je můžeme rozdělit do dvou skupin:

- technické artefakty, které jsou ovlivněny především zpracováním biologických signálů, jedná se např. o různá rušení (elektrovodná síť, apod.) nebo o specifika jednotlivých metod,
- biologické artefakty, které souvisí s projevy měřeného organismu, jsou to např. pohybové artefakty či rušení jinými signály.

Vybraným artefaktům, které se vyskytují při monitorování fEKG je věnována kap. 8.5.2. Podrobnější informace o problematice artefaktů je dále možno nalézt např. v [15].

4.2 Základní informace o biologických signálech

Biologické signály (biosignály) se využívají v lékařství k vyjádření informací o biologickém systému, tedy o organismu. Informace obsažené v biologických signálech jsou v reálných podmínkách často ovlivněny nejrůznějším rušením či šumem. Pro odstranění těchto nežádoucích vlivů je zapotřebí biosignály odpovídajícím způsobem zpracovat (např. filtrováním nebo transformacemi) pro získání požadovaných informací.

Z hlediska zpracování biologických signálů je důležitým aspektem skutečnost, že tyto signály jsou téměř vždy spojité. Je tedy nutné tyto signály digitalizovat za účelem následného zpracování pomocí personálního počítače nebo digitálních signálových procesorů, viz obr. 7. Rozsáhlý popis problematiky zpracování biologických signálů se nachází v [15, 56, 148].



Obr. 7: Typický řetězec pro zpracování signálů v DSP.

Existuje velké množství nejrůznějších biologických signálů, jejichž podrobný přehled je možno nalézt v [148].

Jedním ze způsobů rozdělení biologických signálů je jejich rozdělení na základě původu (vzniku) těchto signálů. V této doktorské disertační práci jsou primárně řešeny signály bioelektrické, které jsou popsány v následující kapitole.

4.2.1 Bioelektrické signály

Bioelektrické signály vznikají v důsledku elektrických dějů, probíhajících na buněčných membránách. Buňka při své činnosti přesouvá elektricky nabitě ionty přes svoji membránu a tím

generuje v čase proměnlivé elektrické napětí ve svém okolí. Přehled bioelektrických signálů a jejich specifikace je uveden v tab. 1.

Tab. 1: Přehled a specifikace bioelektrických signálů (p – povrchově, vp – vpichově, nž – nitrožaludečně, nd – nitroděložně), údaje získány z [15, 56, 148].

Specifikace bioelektrických signálů				
Typ bioelektrického signálu	Původ signálu	Frekvenční rozsah [Hz]	Napěťový rozsah [mV]	Způsob měření
EKG - elektrokardiografický signál	akční potenciály srdečních svalových buněk	0,01 - 250	0,5 - 5	p
EEG - elektroencefalografický signál	vzniká činností mozkových neuronů	0,1 - 100	0,005 - 0,3	p
ECoG - elektrokortikografický signál	signál sejmутý přímo z mozkové kůry	0,1 - 100	0,005 - 10	p
EP - evokované potenciály	signály produkované mozkem v reakci na vnější podněty	až jednotky kHz	0,0001 - 0,02	p
EMG - elektromyografický signál	akční potenciály svalových vláken	10 - 10000	0,1 - 10	p
			0,05 - 5	vp
EGG - elektrogastrografický signál	vzniká činností žaludečního svalstva	0,01 - 5	0,1 - 10	p
			0,01 - 0,5	nž
ENG - elektroneurografický signál	je generován šířením vzruchů periferními nervovými vlákny	0,005 - 5	0,005 - 10	vp
EOG - elektrookulografický signál	vzniká činností oko-hybných svalů	0,01 - 5	0,01 - 5	p
ERG - elektroretinografický signál	vzniká činností oční sítnice	0,2 - 50	0,005 - 1	p
fEKG - fetální EKG	vzniká činností srdce plodu v těle matky	0,01 - 250	0,01 - 0,4	p
			0,01 - 0,8	nd
EHG – elektrohysterografický signál	vzniká činností dělohy během kontrakcí	0,1 - 3	0,1 - 5	p
			0,1 - 1	nd

Tato práce se dále zaměřuje zejména na měření, zpracování a analýzu elektrokardiografického signálu EKG a fetálního EKG.

4.3 Elektrokardiografie a elektrokardiograf

Elektrokardiografie patří mezi základní lékařské vyšetřovací metody a jejím základním principem je snímání elektrické srdeční aktivity v podobě elektrokardiogramu. Elektrokardiografie je většinou prováděna jako neinvazivní vyšetření, v této práci je však zmiňován i invazivní způsob získávání EKG.

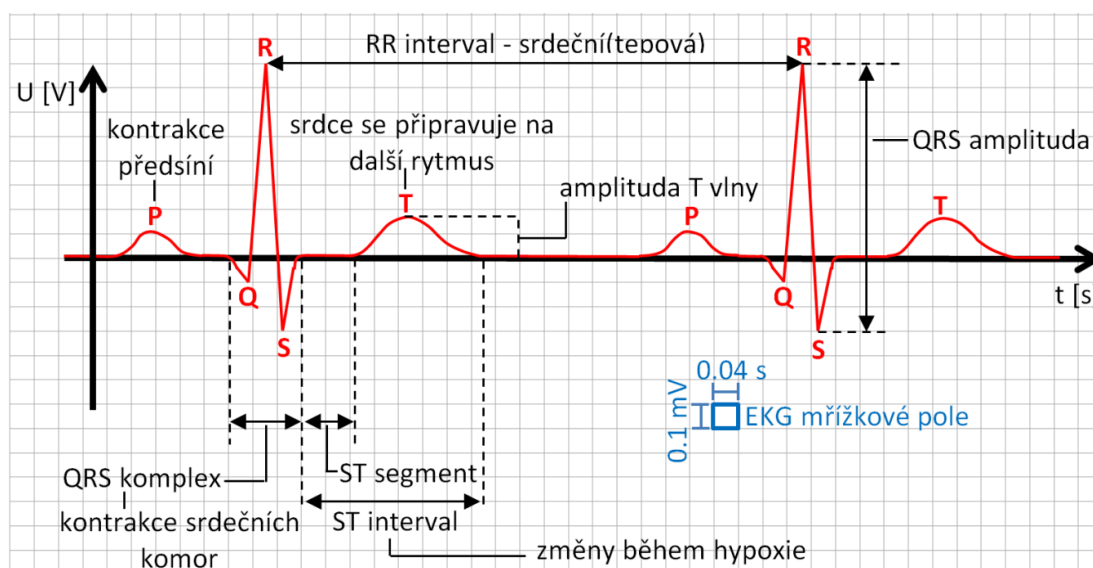
Záznam EKG signálu je pro dnešní medicínu velmi důležitý. Protože elektrická aktivita srdce je podmínkou jeho aktivity mechanické, sehrává EKG důležitou roli při diagnostikování řady srdečních chorob. Z technického hlediska je možno sejmутý signál EKG posuzovat jako směs užitečného signálu, jehož zdrojem je pouze srdce, a šumu (rušení), jehož původ může být nejrůznější. Toto rušení je nejčastější příčinou komplikací, vyskytujících se např. při automatickém rozměření signálu, ale také v jakémkoliv dalším zpracování či hodnocení. Podrobnější informace o elektrokardiografii jsou uvedeny např. v [16, 17]. Přístroj, určený pro snímání EKG, se nazývá elektrokardiograf. Moderní elektrokardiografy disponují třemi základními funkcemi, které zahrnují snímání, zpracování a grafickou prezentaci signálů.

4.3.1 Elektrokardiogram

Srdeční činnost vykazuje značnou synchronicitu a periodicitu v porovnání s ostatními biosignály. EKG signál se z myokardu šíří všemi směry do celého lidského těla a je měřitelný na libovolném místě povrchu těla. Z klinického hlediska jsou užitečné informace elektrokardiogramu obsaženy

zejména ve velikostech jednotlivých vln a kmitů a také v době trvání intervalů, které jsou odvozeny z významných bodů křivky EKG.

Na obr. 8 je ukázka možného tvaru cyklu signálu EKG s vyznačením napěťových a časových údajů, které jsou měřeny jako podklad pro následnou interpretaci.



Obr. 8: Typický průběh EKG křivky s popisem, vytvořeno na základě údajů z [16, 17].

Na obr. 8 je schematický záznam normálního EKG (tzv. sinusový rytmus). Vodorovná osa je časová [ms] a pohybovat se zleva doprava. Na svislé ose je napěťový rozdíl [mV] a kladné výchylky narůstají u EKG směrem nahoru¹². Signál EKG má rozsah 0,05 - 5 mV, viz tab. 1 a pro digitalizaci je nejčastěji využíván kvantovací krok 2,5 μ V.

Izoelektrická linie vyznačuje pomyslnou čáru, která se objevuje v případě, že není neregistrována žádná srdeční aktivita (zástava srdce, klinická smrt) a která slouží jako hladina nulového napěťového rozdílu. Na normálním EKG je její výskyt typický pro dobu mezi záznamy jednotlivých srdečních cyklů a většinou je možno ji zaznamenat i uvnitř těchto záznamů jako krátké úseky před komplexem QRS úsek PQ nebo PR a za ním úsek ST, viz obr. 8.

EKG vlny jsou značeny písmeny abecedy P, Q, R, S a T, viz obr. 8. Vlna P odpovídá depolarizaci síní (systola). Vlny Q, R a S tvoří tzv. QRS komplex, který je shodný s depolarizací komor. Jedná se o nejvýraznější projev na EKG záznamu, mírně překrývající méně výraznou repolarizaci síní (diastola). QRS komplex pokrývá období od začátku vlny Q do konce vlny S. Vlna T odpovídá repolarizaci komor.

Kromě jednotlivých vln jsou u EKG signálu důležité i intervaly a segmenty. PR interval je od začátku vlny P do začátku QRS komplexu a PR segment je část izoelektrické linie od konce vlny P do začátku QRS komplexu. ST segment je část izoelektrické linie od konce QRS komplexu do začátku vlny T. QT interval je od začátku QRS komplexu do konce vlny T. Podrobnější informace o EKG viz např. v [15, 63, 64, 145, 146].

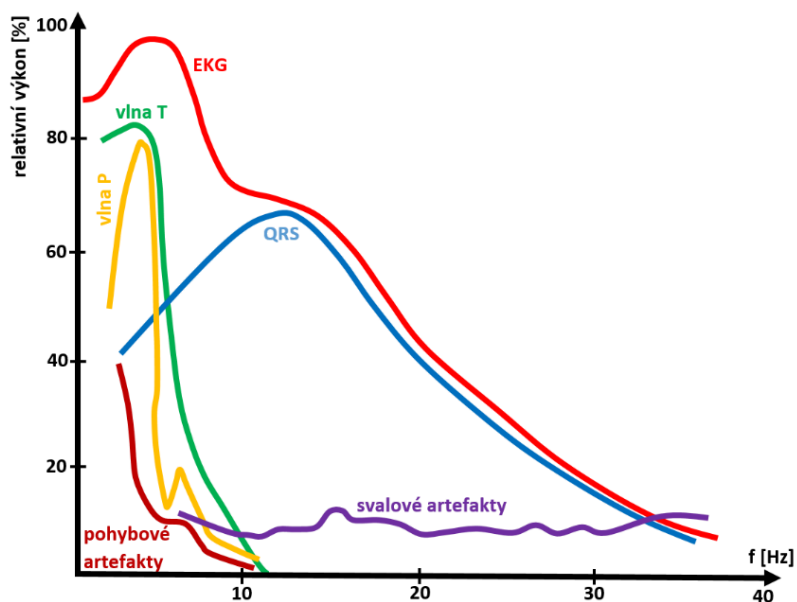
4.3.2 Spektrální vlastnosti EKG

Spektrům se ve smyslu Fourierovy transformace [3] rozumí rozklad signálu na harmonické složky a vyjádření pomocí jejich amplitudy a fáze. Převodem z časové oblasti do oblasti frekvenční se získává přehled o zastoupení jednotlivých složek ve významných útvarech EKG, a tím i lepší možnost jejich klasifikace. Využitelná část signálu leží v kmitočtovém pásmu do 125 Hz, u dětí nebo při

¹² U neurologických vyšetření, jako např. EEG, je tomu naopak.

snímání fEKG až do 150 Hz. Běžně se pro digitalizaci používá vzorkovací frekvence 500 Hz, aby byl splněn tzv. vzorkovací teorém [4].

Hlavní frekvenční složky signálu EKG však leží v nižších frekvenčních pásmech. Asi 90 % délky cyklu EKG tvoří vlny T a P, jejichž hlavní část spektra leží v pásmu do 10 Hz. V rámci spektrální reprezentace EKG bude využíváno především spektrum amplitudové, resp. odhad spektra výkonového, viz obr. 9.



Obr. 9: Výkonové spektrum signálu EKG, vytvořeno na základě údajů z [149, 150].

Hlavní část výkonu komplexu QRS potom leží v pásmu cca od 3 do 40 Hz, avšak jeho spektrum zasahuje až do 125 Hz.

4.3.3 Elektrická aktivita srdce - převodní systém srdeční

Za vznikem a koordinovaným šířením tzv. akčních potenciálů stojí převodní systém srdeční. Tento systém zajišťuje aktivaci jednotlivých částí myokardu¹³. Elektrické potenciály vznikají na rozhraní depolarizovaných a nedepolarizovaných úseků myokardu.

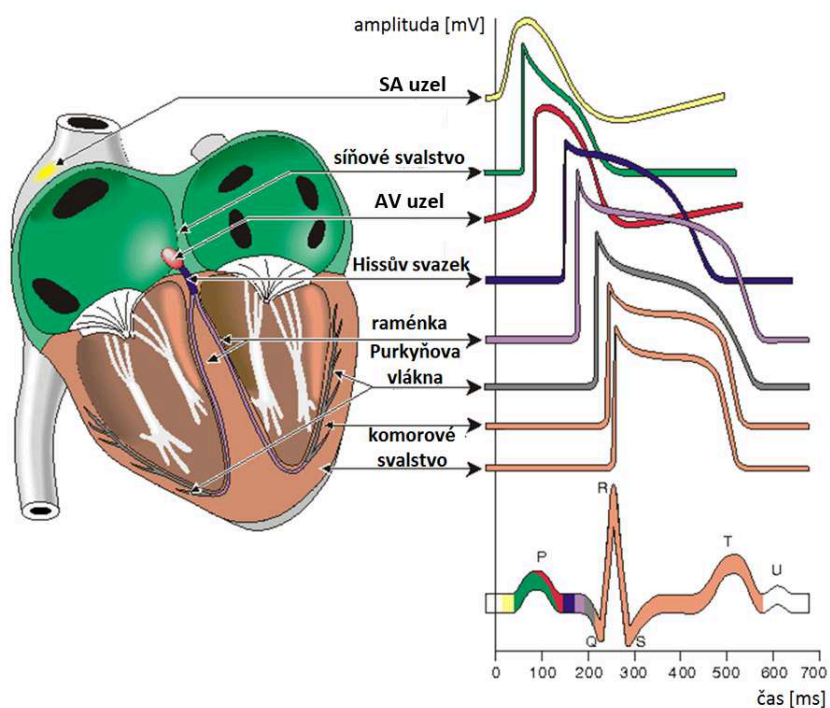
Níže uvedený citát je možno chápat jako velmi zajímavé vyjádření analogie mezi biologickým a technickým systémem:

„Převodní systém srdeční se dá přirovnat k několikanásobně jištěnému obvodu, který díky jeho jedinečné konstrukci dokáže pracovat i v případě dílčích poškození. V případě srdce až na buněčnou úroveň.“, prof. Thomas Bashore, [151].

Převodní systém srdeční se skládá z několika hlavních částí jdoucích hierarchicky po sobě, a kterými jsou [149, 150]:

- Sinoatriální uzel (dále jen SA),
- Internodální síňové spoje,
- Atrioventrikulární uzel (dále jen AV),
- Hissův svazek,
- Tawarova raménka,
- Purkyňova vlákna, viz obr. 10.

¹³ Srdeční svalovina (též myokard) je typ svaloviny, která umožňuje pravidelné stahy srdce.



Obr. 10: Převodní srdeční systém, převzato z [149].

Termín sinoatriální (SA uzel) je odvozen od sinusového průběhu (sin - periodicky se opakující) a z umístění SA uzlu v atriu (atrium - síň). SA uzel je základním prvkem, ve kterém vzniká vzruch. Jedná se o primární pacemaker¹⁴, neboť má vyšší frekvenci než další části, schopné samovolně vytvářet impulsy akčního napětí, od AV uzlu až po vlastní myokard. SA za normálního nechorobného stavu tedy určuje srdeční frekvenci. V rámci této práce bude používáno následující značení: MHR - mateřská srdeční frekvence a FHR - plodová srdeční frekvence).

Srdeční frekvenci je možno definovat jako počet srdečních stahů za časovou jednotku, nejčastěji za minutu. Klidová srdeční frekvence u zdravého dospělého člověka (MHR) je 60-90 tepů za minutu. Podrobný popis FHR bude uveden v kap. 5.2.

Přestože vzruch, vznikající v SA uzlu, se šíří všemi směry, jeho šíření probíhá nejrychleji tzv. internodálními síňovými spoji, přes které se dostává k AV uzlu. V odborné literatuře jsou internodální síňové spoje rozděleny na Thorelův svazek, Wenckebachův svazek a Jamesův svazek, detailnější popis viz [152].

Pojem AV uzel znamená atrioventrikulární - síňokomorový. Z jeho názvu lze vyvodit, že představuje určité elektrické rozhraní mezi síněmi a komorami. AV uzel se nachází v pravé srdeční síni, v blízkosti pravé komory. Síň a komory jsou vzájemně od sebe odděleny dielektrickou přepážkou, tvořenou vazivovými tkáněmi, kterými jako vodič dále směrem ke komorám prostupuje Hissův svazek. AV uzel spolu s Hissovým svazkem tvoří takzvanou síňokomorovou junkci (AV junkci) a představují kriticky důležitou část systému, protože vzruch se může ke komorám kvůli dielektrické přepážce šířit pouze touto cestou, viz [149, 150]. Při poškození SA uzlu přebírá jeho funkci AV uzel. V odborné literatuře se můžeme setkat s pojmem sekundární Pacemaker.

Hissův svazek dále v mezikomorovém septu přechází v levé a pravé Tawarovo raménko, které se následně dělí na přední a zadní fascikulus, ovlivňující konkrétní části komorového myokardu. Na obr. 10 jsou znázorněny jednotlivé části převodního srdečního systému.

¹⁴ V technice pojem pacemaker znamená přístroj, aktivující elektrickými impulzy srdeční sval, tzv. kardiostimulátor.

Jelikož se tato práce také věnuje měření, zpracování a analýze EKG, je na tomto místě v několika bodech popsán jeden srdeční cyklus (vznik EKG):

1. Startovacím podnětem EKG je vznik impulsu akčního napětí v SA uzlu, žlutá barva na obr. 10. Vzruch se šíří internodálními síňovými spoji a vyvolává pomalu postupující depolarizaci síňového myokardu, vedoucí ke kontrakci. Toto se na EKG křivce projevuje pozitivní výchylkou vlny P. Normální amplituda vlny P se u zdravého dospělého člověka pohybuje v rozmezí 0,1 - 0,2 mV, délka trvání vlny kolísá mezi 60 - 80 ms.
2. Vzruch dále pokračuje přes síňové dráhy až k AV uzlu, který se postará o prodlevu signálu. Tato prodleva se obvykle pohybuje v rozmezí 60 - 80 ms a na EKG křivce projevuje jako nečinná izoelektrická prodleva, která následuje těsně po vlně P a je označována jako PQ segment, na obr. 10 vyznačen tmavě modrou barvou. Během této doby dochází k setrvačnému toku krve do komor.
3. Po prodlevě v podobě PQ segmentu se vzruch šíří velmi rychle přes postupně se větvíci systém, který je tvořen Hissovým svazkem, Purkyňovými vlákny, Tawarovými raménky a fascikuly až ke komorovému myokardu (svalstvu). Projevem tohoto rychlého šíření vzruchu je rychlá depolarizace - kontrakce komor. Na EKG záznamu se tato depolarizace projevuje jako QRS komplex, který je tvořen bifázickou či trifázickou vlnou (kmitem). Amplituda normálního QRS komplexu se pohybuje kolem 1 mV s dobou trvání v rozmezí 80 - 120 ms.
4. Za QRS komplexem pak následuje izoelektrický segment ST, jehož doba trvání se při normálním EKG obvykle pohybuje mezi 100 - 120 ms.
5. Další fází po ST segmentu je vlna T, která označuje repolarizaci komor a je pro ni typická amplituda v rozmezí 0,1 - 0,3 mV a doba trvání vlny kolísá v rozmezí 120 - 160 ms. Tato vlna je konkordantní (souhlasně výkyvná) s QRS komplexem, tzn., že většinou jde o pozitivní výchylku. Vlna T je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny.

V tab. 2 jsou shrnuty analyticky významné parametry jednotlivých částí EKG u dospělého člověka, doba trvání jednotlivých částí a napěťový rozsah.

Tab. 2: Analyticky využívané úseky srdečního cyklu a jejich typické atributy.

Fáze	Doba trvání [ms]	Amplituda [mV]
P vlna	60 – 80	0,1 – 0,2
P-Q segment	60 – 80	izoelektrický
P-R interval	120 – 200	-
QRS komplex	80 – 120	0,8 – 1,2
S-T segment	120	izoelektrický
Q-T interval	360 – 440	-
T vlna	120 – 160	0,1 – 0,3
U vlna	50	0,05 – 0,1

Kapitola V.

Fetální elektrokardiogram

Tato kapitola je zaměřena na problematiku moderního elektronického monitorování plodu, při kterém zastává důležitou roli fetální elektrokardiogram. Pro hlubší porozumění principům činnosti srdce plodu (např. vznik fEKG, vývoj fetálního srdce, rozdíly mezi plně vyvinutým a fetálním srdcem apod.) jsou do kapitoly zahrnuty, dle autorova názoru nezbytné, poznatky z oblasti fyziologie, anatomie a patologie fetálního srdce. Tyto poznatky zastávají důležitou úlohu ve vytváření relevantních syntetických signálů fEKG a modelů prostředí lidského těla, které byly vyvíjeny v rámci experimentální části doktorské disertační práce.

Dále jsou v této části práce popsány způsoby získávání, analýzy a hodnocení fEKG a podrobně jsou rozebrány základní diagnostické metody KTG a STAN, rovněž využívané v experimentální části této doktorské disertační práce. V závěru kapitoly jsou detailně popsány principy uvedených metod, včetně způsobu interpretace jejich výsledků.

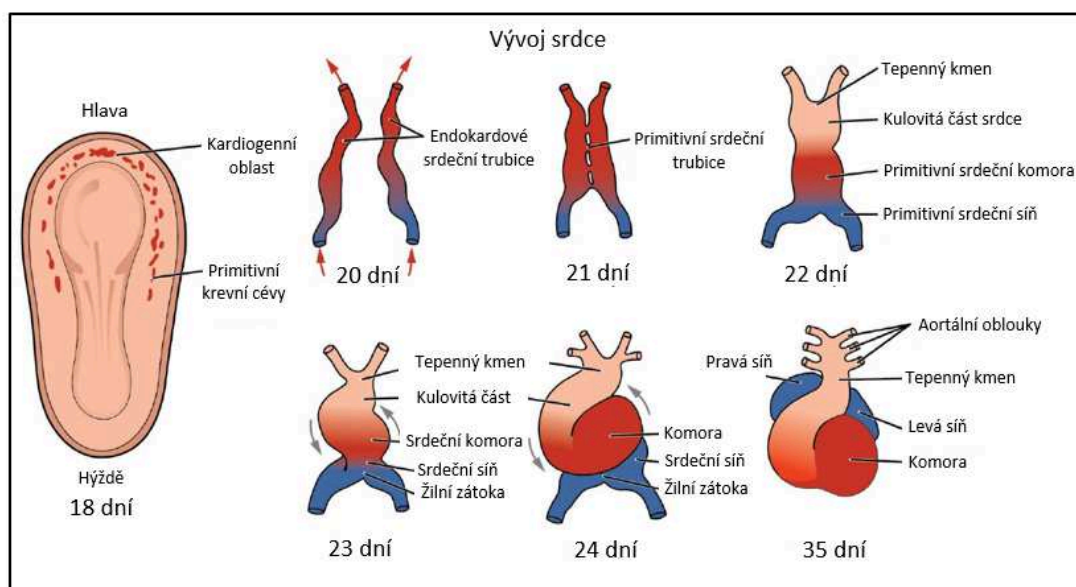
5.1 Základní poznatky z anatomie, fyziologie a patologie fetálního srdce

Přestože oblastí elektrokardiografie (kap. 4.3) se lékařská věda zabývá již více než sto let, i přes významné pokroky v klinické elektrokardiografii dospělých, je o analýze plodového EKG možno říct, že stojí teprve na počátku své dlouhé cesty. Z technického hlediska je to zapříčiněno několika aspekty (níže uvedené aspekty v kontextu této práce byly rozebrány v kap. 2):

- nedostatečná dostupnost databází fEKG (tzv. gold standard databases),
- nízký poměr signálu od šumu fEKG ve srovnání s mEKG,
- nedostatečné klinické poznatky o plodovém srdci a o jeho vývoji.

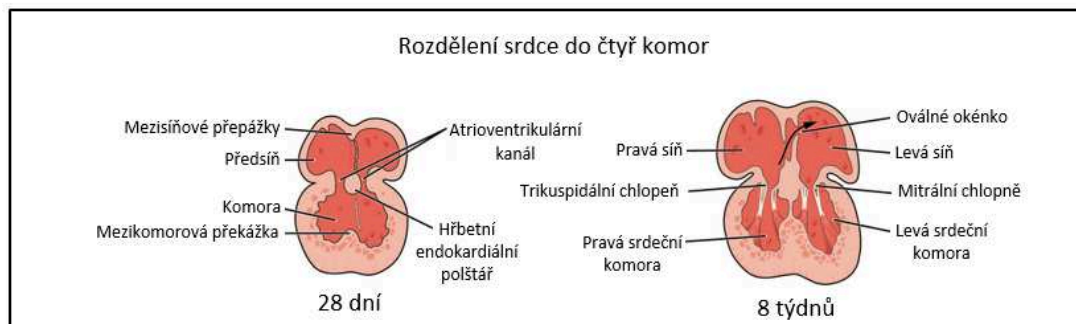
5.1.1 Vývoj fetálního srdce a jeho anatomie

Na obr. 11 jsou zobrazeny jednotlivé vývojové fáze fetálního srdce během prvních týdnů těhotenství v chronologickém pořadí.



Obr. 11: Embryonální vývoj fetálního srdce během prvních týdnů těhotenství, převzato a upraveno z [35, 153].

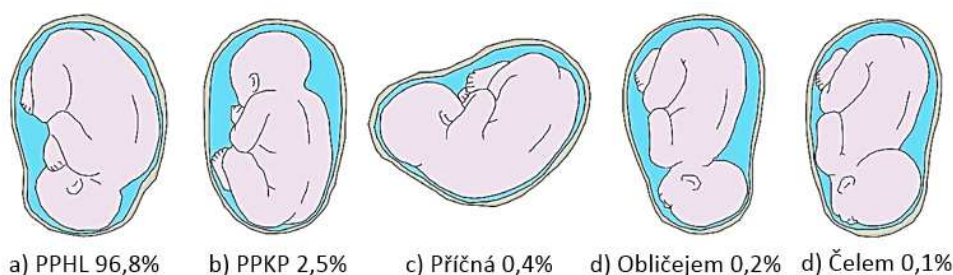
Prvním orgánovým systémem, který začíná fungovat v těle plodu je kardiovaskulární systém. Každá buňka organismu potřebuje mít zajištěný trvalý přísun kyslíku a živin, které jí poskytují energii a suroviny pro buněčný metabolismus. Kyslík i živiny přináší buňkám krev, poháněná srdcem. Jak je dobře vidět na obr. 11, vývoj srdce prochází bouřlivým rozvojem v prvních fázích těhotenství. Následující obr. 12 naznačuje princip rozdělení fetálního srdce do čtyř komor ve 28. dni a v 8. týdnu těhotenství.



Obr. 12: Princip rozdělení fetálního srdce do čtyř komor, převzato a upraveno z [35, 153].

5.1.2 Poloha plodu v děloze

Během prvních dvou trimestrů¹⁵ se poloha plodu značně mění (plod se pohybuje). V polovině třetího trimestru se plod obvykle usadí v poloze podélné hlavičkou (dále jen PPHL), často se můžeme setkat s označením této polohy jako vertex. Při poloze PPHL je hlavička plodu nejčastěji přitisknuta bradou k hrudníku tak, že naléhá na porodní cesty záhlavím. Je to optimální poloha pro průchod hlavičky porodními cestami. Druhou nejčastější polohou je poloha podélná koncem pánevním (dále jen PPKP), Nicméně, jak je znázorněno na obr. 13, může být plod i v jiných, méně častých polohách.



Obr. 13: Rozdílné polohy plodu s procentuálním výskytem na konci těhotenství, vytvořeno na základě informací z [21, 163].

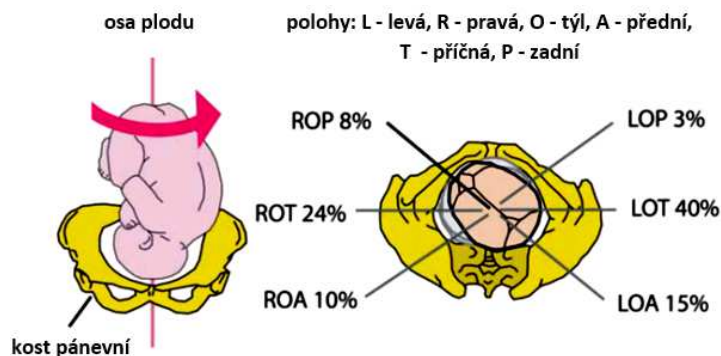
Podle polohy plodu v děloze je dána také pozice fetálního srdce, které představuje zdroj fEKG signálu. Protože si tato práce klade za cíl „získat co nejkvalitnější“ fEKG signál, je zřejmé, že poloha plodu resp. jeho fetálního srdce bude sehrávat zásadní roli v rozmístování břišních elektrod na tělo matky. V této práci jsou na rozdíl od klasické transabdominální kardiokografie zohledněny nejčastější polohy plodu v děloze (PPHL, PPKP a příčná), podrobněji v kap. 8.7.1.

Největší pozornost je věnována poloze PPHL, jelikož se jedná o polohu, ve které je plod ke konci těhotenství nejčastěji. U polohy PPKP se v poslední době znovu začíná využívat metoda obratu plodu zevními hmaty na polohu podélnou hlavičkou. Provádí se ve 37. týdnu gravidity za jednodenní

¹⁵ První trimestr začíná oplozením a končí 13. týdnem těhotenství. Druhý trimestr začíná 14. týdnem a končí 27. týdnem těhotenství. Třetí trimestr začíná 28. týdnem těhotenství a končí porodem.

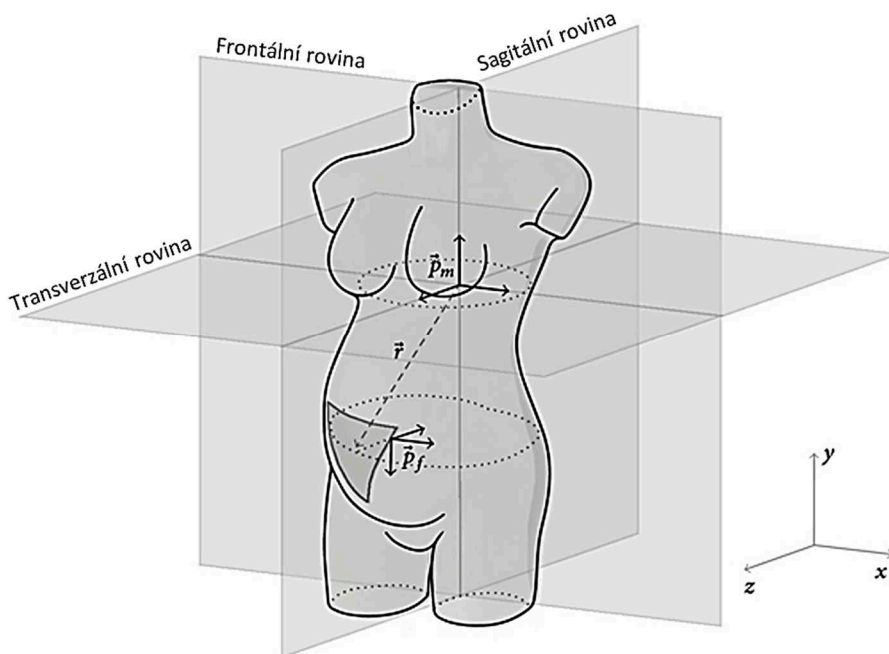
hospitalizace a jejím cílem je otočení plodu do polohy PPHL tlakem rukou přes břišní stěnu. Úspěšnost této metody je cca 50%.

Na obr. 14 je zobrazena tzv. vnitřní rotace hlavičky plodu. Jsou zde uvedena rozdílná postavení plodu a jejich procentuální výskyt na konci těhotenství při poloze PPHL. Rotace se týká podélné osy plodu.



Obr. 14: Různé polohy v pozici PPHL s procentuálním výskytem na konci těhotenství, převzato a upraveno z [21].

Pro názornější představu o vzájemné poloze plodového a mateřského srdce v těle gravidní ženy, je na obr. 15 zobrazen prostorový model lidského těla. Na modelu jsou vyznačeny tři základní roviny - frontální, sagitální a transverzální, resp. tři základní osy x , y , z .

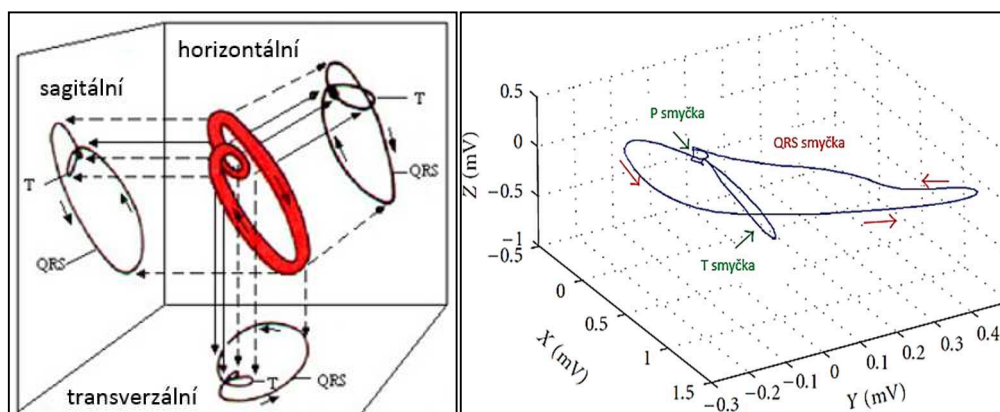


Obr. 15: Prostorový model umístění srdce plodu a matky s vyznačenými směry vektorů srdečních os (poloha PPHL, postavení pravé).

Na obr. 15 jsou vyznačeny dva vektory (\vec{P}_f - srdce plodu, \vec{P}_m - srdce matky) tzv. elektrické srdeční osy (dále jen EOS). Sumační potenciál všech buněk myokardu vytváří v prostoru pomyslný elektrický dipól, který v průběhu srdeční periody mění svou velikost a směr. Tento pomyslný vektor nazýváme vektorem elektrické srdeční osy. Jelikož se mění v čase, liší se jeho velikost

i směr v okamžiku, kdy dosahují odlišných hodnot jednotlivé, již dříve popsané různé úseky EKG záznamu. Největší a nejvýznamnější je směr vektoru EOS pro komplex QRS.

Pro zobrazení elektrického pole v trojrozměrném prostoru se využívá vektorkardiogram (dále jen VCG), který je možno popsat jako jinou formu záznamu elektrických projevů srdce. Pro získání VSG je nutné použití pravouhlého svodového systému, který je popsán např. v [164, 171]. Při pozorování pohybu okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase dostaneme trojici smyček, odpovídající vlně P, komplexu QRS a vlně T. Pro názornou představu o elektrickém poli se VCG vyhodnocuje ve třech na sebe kolmých rovinách - frontální, transverzální a sagitální, viz obr. 16.

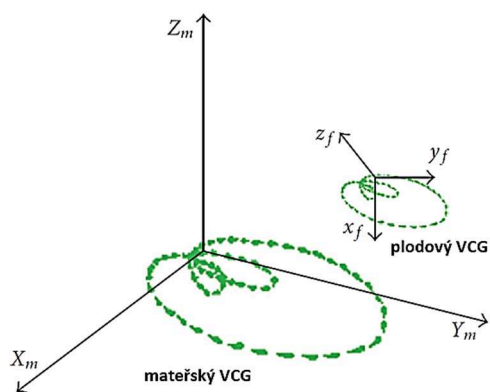


Obr. 16: Princip vzniku vektorkardiogramu (vlevo) a ukázka typické VCG smyčky (vpravo), převzato a upraveno z [164, 171].

EOS představuje pomyslnou přímku, která u zdravého srdce vychází ze srdeční báze a směřuje k apexu a je podle ní možno přibližně určovat polohu srdce v mediastinu (mezihrudí). Hovoří-li se obecně o elektrické ose srdeční, má se tím na mysli osa komplexu QRS.

EOS nazýváme tedy výsledný vektor depolarizace komorového myokardu ve frontální rovině a na EKG je reprezentována výsledným vektorem maximálních výchylek komplexu QRS. Kromě EOS lze také stanovit elektrickou osu vlny P (síňový myokard), úseku ST a vlny T (repolarizace komorového myokardu). Bližší informace o EOS a VCG jsou v [164, 165, 171].

Na obr. 17 je naznačena prostorová ilustrace mateřského VCG (osy označeny X_m , Y_m , Z_m) současně s plodovým VCG (osy označeny x_f , y_f , z_f). Současné studie [166, 169, 170] ukazují, že za pomoci EOS resp. VCG bude možné stanovit přibližnou polohu plodu v děloze. Pro další využití u této práce se jako velmi perspektivní směr nabízí určení polohy plodu z fEKG zaznamenaného transabdominálně. V současné době ale zůstává zásadním problémem této metody nedostatečná kvalita fEKG.



Obr. 17: Prostorová ilustrace plodového a mateřského VCG, převzato a upraveno z [164].

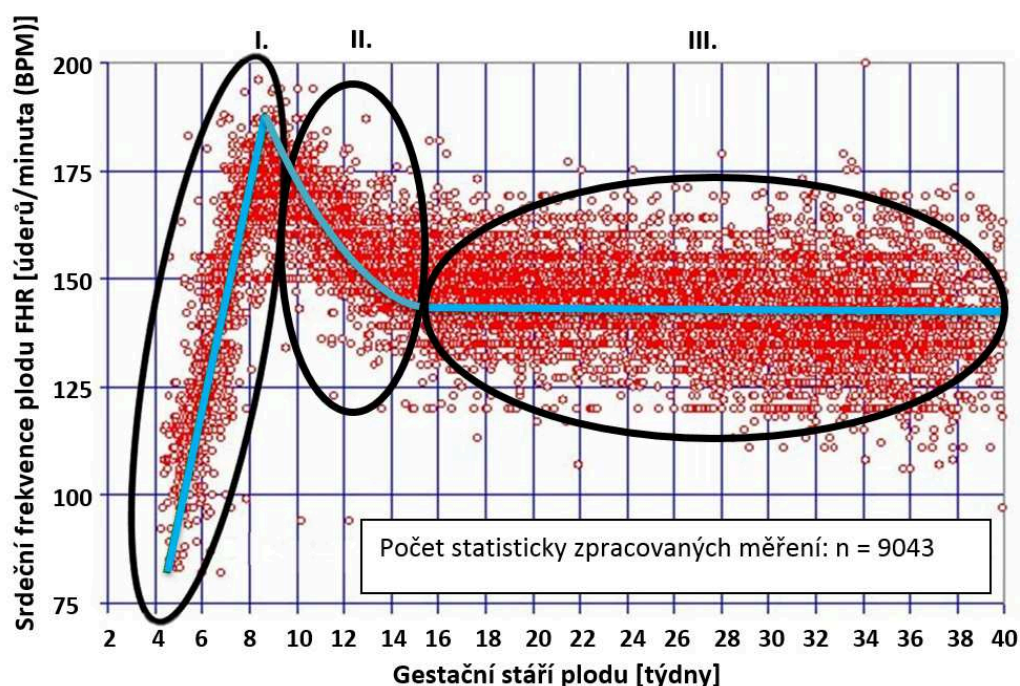
Na základě experimentálních výsledků jsou v závěru této práce rozebrány možnosti využití výše popsané metody v autorem navrženém postupu pro monitorování FEKG.

5.1.3 Vývoj fetálního srdce z pohledu jeho činnosti

Srdce embrya¹⁶ začíná pracovat (tlouct) přibližně 21 dní od početí, resp. 5 týdnů od prvního dne poslední menstruace (dále jen LMP) a v této první fázi tlouče rychlostí přibližně 75 až 80 úderů za minutu (dále jen BPM).

Embryonální srdeční frekvence (dále jen EHR) se první měsíc lineárně zrychluje, až dosáhne svého vrcholu přibližně 165 - 185 BPM v 7. týdnu (9. týdnu LMP). Tento lineární nárůst je představován úsekem I. na obr. 18. Po dosažení vrcholu 9,2 týdne po LMP začne EHR zpomalovat až na hodnotu 150 ± 25 BPM, které dosáhne v průběhu 15. týdne po LMP. Tento exponenciální pokles je znázorněn úsekem II. na obr. 18. Po 15. týdnu dosáhne tepová frekvence plodu průměrné hodnoty 140 ± 25 BPM a tuto hodnotu si udržuje až do porodu, což je přehledně znázorněno na III. úseku níže uvedeného obr. 18. Hodnota srdeční frekvence v rozmezí 110-150 tepů za minutu, je považována za tzv. normokardii a je základním ukazatelem dobrého stavu plodu, podrobněji v kap. 5.2.1.

Z předešlých údajů vyplývá, že normální tepová frekvence plodu je poměrně rychlá, mnohem rychlejší než tepová frekvence dospělého člověka, v této práci označovaná jako MHR.

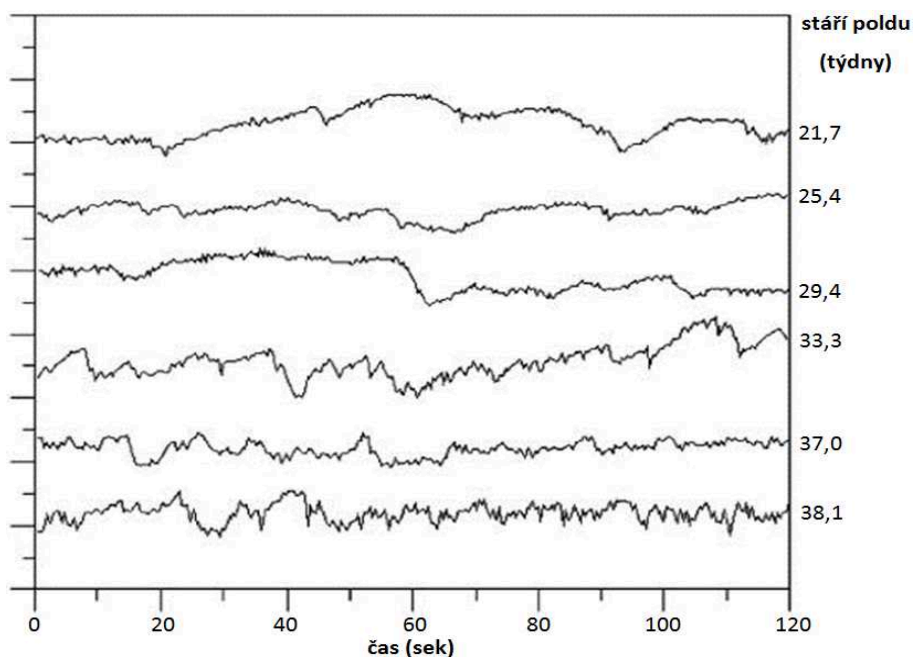


Obr. 18: Srdeční frekvence embrya (EHR) a následně plodu (FHR) v průběhu těhotenství, graf vznikl díky datům z [154, 155].

V současnosti se v klinické praxi sleduje srdeční frekvence plodu FHR od 20. týdne těhotenství až do porodu. V tomto období již nedochází k ovlivnění tepové frekvence vývojem plodového srdce. Na obr. 19 je znázorněna rostoucí složitost, resp. proměnlivost FHR v závislosti na gestačním stáří plodu.

¹⁶ Embryonální vývoj člověka je proces probíhající v raném období prenatalního vývoje, konkrétně po dobu 8 týdnů od oplození vajíčka. Po této době (kolem 56. dne) se vyvíjející lidské embryo mění na plod, čili fétus, a začíná fetogeneze.

Pro plod s gestačním věkem vyšším než 20 týdnů je možno pro popis jednoho srdečního cyklu využít poznatky z fyziologie srdce dospělých, viz kap. 4.3.3. Současně je ale důležité uvědomit si zásadní rozdíly mezi srdcem plodu a srdcem dospělého jedince.

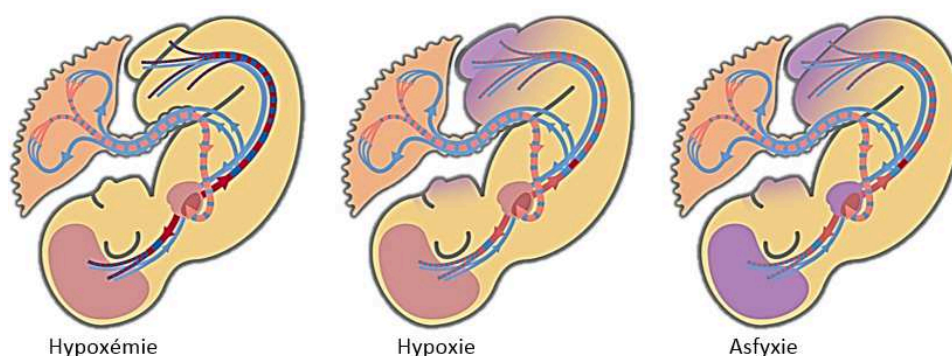


Obr. 19: Rostoucí složitost plodového FHR v závislosti na gestačním věku, zveřejněno se svolením [21].

5.1.4 Hypoxie plodu - patofyziologie

Aby mohly být správně chápány principy diagnostických metod KTG a STAN, kterým jsou v této práci věnovány, je nezbytné seznámit se s patofyziologií změn v myokardu plodu během tzv. hypoxických stavů. Dále je také třeba jednoznačně definovat pojmy hypoxemie, hypoxie a asfyxie.

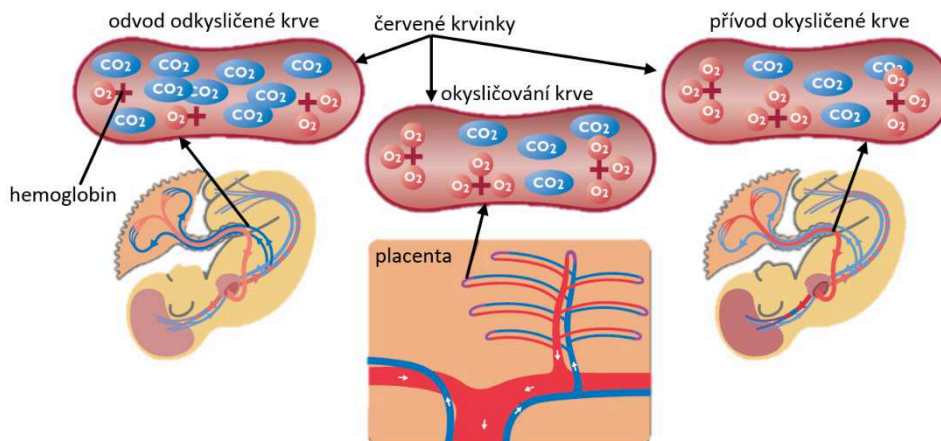
Pojmy hypoxemie, hypoxie a asfyxie jsou charakterizována různá stádia závažnosti poklesu kyslíkové saturace arteriální (tepenné) krve plodu. Během těchto stádií organismus plodu usiluje za pomoci vlastních adaptačních mechanismů o co nejlepší kompenzaci daného stavu. Cílem tohoto snažení je uchránit životně důležité orgány, především srdce a mozek, před trvalým poškozením, viz obr. 20.



Obr. 20: Grafická interpretace jednotlivých stádií hypoxie, převzato a upraveno z [21].

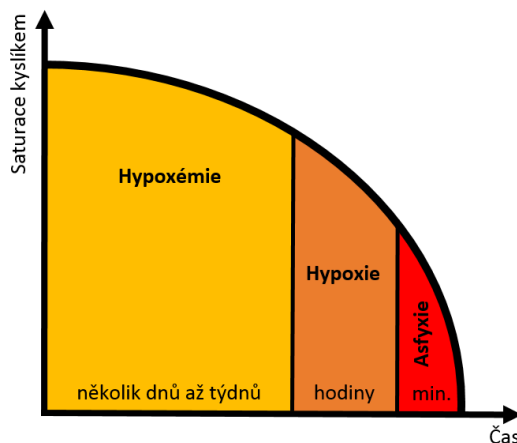
Na obr. 20 je znázorněn velmi zjednodušený model krevního oběhu plodu. Tento oběh je adaptován tak, aby docházelo k výměně krve mezi tělem plodu a placentou (tělem matky). Placenta zde zastupuje funkci plic plodu a pracuje jako orgán pro výměnu krevních plynů.

Následující obr. 21 představuje princip výměny krevních plynů pomocí placenty, ve které se krev obohacuje kyslíkem a živinami a současně se zbavuje odpadních látek, zejména CO₂. Fetální srdce je regulováno skrze změny v autonomním nervovém systému a zajišťuje transport okysličené krve z placenty do plodu přes jednu umbilikální vėnu. Dále zajišťuje výměnu v orgánech a pumpuje odkysličenou krev zpátky do placenty dvěma umbilikálními arteriemi.



Obr. 21: Princip činnosti fetálního krevního oběhu, převzato a upraveno z [21].

K objasnění dějů, které mohou nastat při poklesu saturace arteriální krve plodu kyslíkem, slouží obr. 22, ve kterém je znázorněna schopnost plodu kompenzovat nedostatek kyslíku v závislosti na čase.



Obr. 22: Odezva plodu na pokles kyslíkové saturace, vytvořeno na základě údajů z [21, 24].

V následujícím výčtu je podrobněji specifikován průběh a následky jednotlivých hypoxických stavů, se kterými je možno setkat se v klinické praxi:

1. **Hypoxémie plodu** je počáteční fází deficitu kyslíku. Dochází při ní k poklesu kyslíkové saturace v arteriální krvi, ale buněčné a orgánové funkce nejsou postiženy, ani není organismus plodu ohrožený poškozením. Plod na tento stav reaguje vlastními kompenzačními mechanismy. Především dochází k omezení fyzické a dechové aktivity plodu a tím současně i k menší spotřebě kyslíku. Při déletrvající hypoxémii dochází ke zpomalení či úplnému zastavení fetálního růstu. Pokud nedojde k dalšímu poklesu kyslíkové saturace, je plod schopen účinné obrany a kompenzace hypoxémie po dobu několika dnů až týdnů. Takto ohrožený plod má ale výrazně omezené energetické rezervy, což při stresové reakci může zapříčinit akutní hypoxii. Projevy akutní intrapartální hypoxie u takto oslabených plodů mohou být necharakteristické a mohou vést k rychlejšímu a závažnějšímu poškození.

2. **Hypoxie plodu** představuje druhé stádium, při kterém dochází k dalšímu snížení saturace arteriální krve plodu kyslíkem. Plod již není schopen dostatečně zásobovat veškeré tkáně kyslíkem. Na obr. 20 je znázorněno, že adaptační (obranný) mechanismus plodu při přerozdělování¹⁷ krevního toku upřednostňuje centrální orgány na úkor periferních tkání (růžová barva představuje dobře okysličenou a fialová barva špatně okysličenou tkáň). V centrálních orgánech plodu zůstává zachována energetická rovnováha. Plod je podle JANKŮ (s. 13, 2007) viz [27] schopen kompenzovat stav rozvinuté hypoxie maximálně po dobu několika hodin. Nedostatkem kyslíku jsou zasaženy pouze periferní tkáně a možnost poškození centrálních orgánů plodu je nízká.
3. **Asfyxie plodu** je nejtěžším a kritickým stupněm nedostatku kyslíku v arteriální krvi plodu. Snížení kyslíkové saturace je již tak výrazné, že nedostačuje k zachování energetické rovnováhy v preferovaných centrálních orgánech, viz obr. 20. Asfyxie je stádium, při kterém dochází k nevratnému poškození organismu. V souladu s aktuálními trendy v porodnictví by podle VERNER (s. 14-18, 2005), viz [139], HÁJEK (s. 393-394, 2005), viz [156], HÁJEK (s. 168-169, 2005), viz [157], HRUBAN a JANKŮ (s. 13 -14, 2008), viz [158], HRUBAN a JANKŮ (s. 11 -12, 2006), viz [50], JANKŮ (s. 12 -13, 2007), viz [27], PESCHOUT (s. 143, 2007), viz [159] a DOLEŽAL, VLK a CHMEL (s. 18, 2007), viz [160] měl být porod v tomto stádiu okamžitě ukončen. Pokud tak nenastane, je život plodu bezprostředně ohrožen. Dochází k povolení centralizace oběhu, poklesu srdeční frekvence a v závěrečné fázi k zástavě srdce. Asfyxii plod dokáže kompenzovat pouze velmi krátkou dobu, řádově několik minut. Zejména zpřesňování diagnostických metod, pomocí kterých by bylo možné těmto stavům předcházet, se věnuje předkládaná doktorská disertační práce.

Detailnější příčiny vzniku hypoxie nejsou náplní této práce, podrobnější popis uvedené problematiky je možno nalézt např. v [27, 50, 137, 139, 156, 158, 159].

Při posuzování léčby hypoxie je vycházeno z HÁJEK (s. 396-397, 2005), viz [156], který uvádí, že možnosti léčby hypoxie plodu jsou velmi omezené a v naprosté většině případů je jedinou možností porodníka tento hypoxický plod porodit. Dále se také zabývá velkým dilematem porodníků v otázce ukončení nedonošených hypoxických těhotenství. Z uvedeného zcela jednoznačně vyplývá, že rovněž v této oblasti existuje velký prostor pro výzkum, zaměřený na zpřesnění současných diagnostických metod.

5.2 Monitorování FHR prostřednictvím KTG

Se sledováním ozev plodu začala lékařská praxe již ve druhé polovině 19. století, kdy byly tyto ozvy určujícím faktorem k rozlišení živého a mrtvého plodu. K poslechu těchto ozev je již několik desetiletí využíván tzv. Pinardův stetoskop. Významný pokrok pro přesnější monitorování plodu přinesl teprve rozvoj elektrotechniky, resp. nástup EFM. V 60. letech minulého století byla představena nová EFM, dnes známá jako KTG. Možnost kontinuálně monitorovat reakce plodu za použití analýzy srdeční akce přineslo unikátní příležitost identifikovat nebezpečné hypoxické stavy. Technologie KTG je v současné době technicky velmi propracovaná a je rutinně používána v moderním porodnictví vyspělých zemí. Díky KTG došlo také ke zmenšení úmrtnosti novorozenců při porodu.

Přestože rozvojem KTG došlo k významnému pokroku v uvedené oblasti, stále existuje množství nevyřešených problémů. Kardiotokografické stanovení hypoxie plodu vede často k jejímu zachycení a adekvátní léčbě, nicméně počet těchto zachycení odpovídá podle literatury počtům skutečné hypoxie v cca 20-50% případů [16, 17, 70]. Tato skutečnost má za následek, že u 50-80% diagnózy akutní hypoxie plodu není tato diagnóza stanovena správně, a následkem tohoto je vysoký počet zbytečně provedených akutních porodů císařským řezem [17].

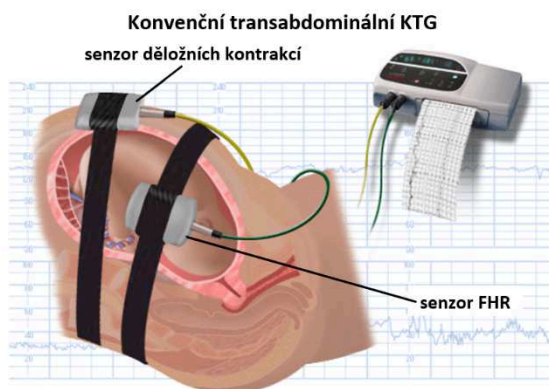
¹⁷ V odborné literatuře se lze setkat s pojmem „redistribuce krevního zásobení“.

V úvodní kap. 2 bylo uvedeno, že v současné době jsou v klinické praxi používány tři druhy KTG, které je možno rozdělit podle způsobu záznamu na:

- konvenční transabdominální KTG,
- transvaginální KTG,
- KTG získané z transabdominální fEKG.

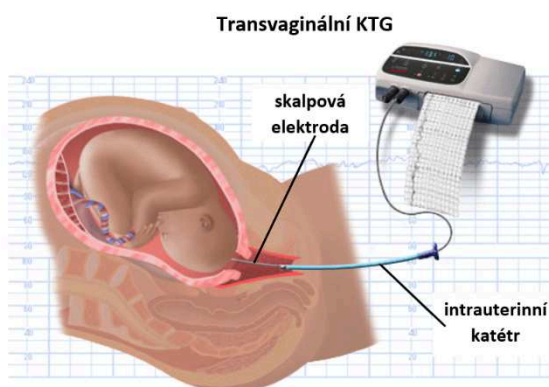
Tokografie (dále jen TOCO) je technický prostředek, určený k zaznamenávání kontrakcí děložního hladkého svalstva. Elektrohysterografie (dále jen EHG) zaznamenává elektrické děje v děloze během kontrakcí (často označované jako tzv. „uterine activity“). Pro monitorování děložní činnosti je používána externí tokometrie¹⁸ nebo intrauterinní tenzometrie.

Konvenční transabdominální KTG je prováděno pomocí tzv. Dopplerovského ultrazvuku s užitím autokorelačního procesu (širokopásmový ultrazvuk US) a externím snímačem pro TOCO. Jedná se o mechanicko-elektrický převodník pro snímání stahů dělohy, citlivý na změny napětí břišního svalstva. Citlivost vnějšího převodníku TOCO je úměrná tloušťce břišní stěny rodičky (kvalitu záznamu ovlivňuje BMI).



Obr. 23: Konvenční transabdominální KTG, převzato a upraveno z [24].

Transvaginální KTG naopak využívá elektrody, umístěné přímo na hlavičce plodu, kam ale mohou být umístěny teprve po protržení membrán (odtoku plodové vody), viz obr. 24. V případě transvaginálního monitorování je výsledná FHR vypočítána ze záznamu fEKG pomocí detekce R-R intervalu. TOCO je možné měřit např. pomocí snímače nitroděložního tlaku, umístěného ve vagíně.



Obr. 24: Transvaginální KTG, převzato a upraveno z [24].

Především v oblasti transabdominálního KTG existuje velký prostor pro vědecký výzkum, který by měl být podle autora zaměřen zejména na zlepšení kvality záznamu KTG [21], automatickou analýzu KTG [172, 173], monitorování vícečetných těhotenství aj.

¹⁸ Tokogram je grafický záznam křivky děložní činnosti, vyjadřovaný v mmHg (Torr).

5.2.1 Klinická doporučení pro klasifikaci KTG

V následující tab. 3 jsou shrnuta klinická doporučení pro hodnocení KTG. V České republice byla široce užívaná FIGO doporučení uzákoněna.

Tab. 3: Klasifikace kardiogramu podle FIGO¹⁹ z roku 2011, tabulka vytvořena na základě údajů z [129, 130].

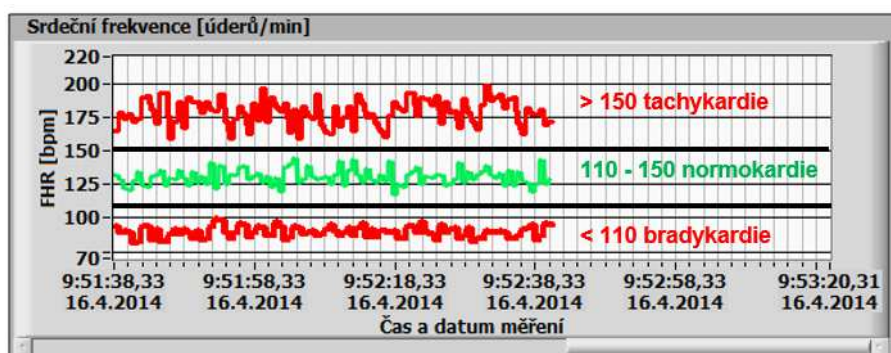
Klasifikace fetálního KTG záznamu	Sledované jevy	KTG	
		antepartální	intrapartální
Fyziologický (normální) (F)	bazální frekvence	110-150 tepů/minuta, tzv. normokardie	
	amplituda variability ozev	10-25 tepů/minuta, tzv. undulatoční oscilace	
	decelerace	nepřítomné	časné, méně než 50 tepů/min. (na konci I. doby)
	akcelerace	2 a více za 20 minutu	
Suspektní (intermediární) (S)	bazální frekvence	100-110 tepů/minuta, tzv. lehká bradykardie 150-170 tepů/minuta, tzv. lehká tachykardie	
			pod 100 tepů/min. po dobu 3 min. a pod 80 tepů/min. po dobu 2 min., tzv. přechodná krátkodobá bradykardie
	amplituda variability ozev	5-10 tepů/min po dobu minimálně 40 min. tzv. zúžená oscilace	
		zvýšení na 25 tepů/min., tzv. saltatorní oscilace	
	decelerace	občasné (vyjma těžkých)	pokles o méně než 60 tepů/min. po dobu max. 60 s., tzv. variabilní decelerace
akcelerace	nepřítomné více než 40 min.		
Patologický (abnormální) (P)	bazální frekvence	nad 170 tepů/minuta, tzv. těžká tachykardie pod 100 tepů/minuta, tzv. těžká bradykardie	
		pod 100 tepů/min. po dobu více než 3 min. a pod 80 tepů/min. po dobu více než 2 min., tzv. protrahovaná bradykardie	
	amplituda variability ozev	méně než 5 tepů/min. po dobu minimálně 40 minut, tzv. silentní oscilace	
	decelerace	závažné, opakující se rané (více než 50 tepů/min.), variabilní a pozdní, těžké spodardické	
akcelerace	2-5 tepů/min. střídaná s frekvencí 5-15 tepů/min. po dobu min. 20 min., tzv. rozkolísaná silentní oscilace		
Preterminální	neexistence variability a reaktivity, s nebo bez decelerací a bradykardie.		

¹⁹ FIGO - Mezinárodní federace gynekologů a porodníků (International Federation of Gynecology and Obstetrics).

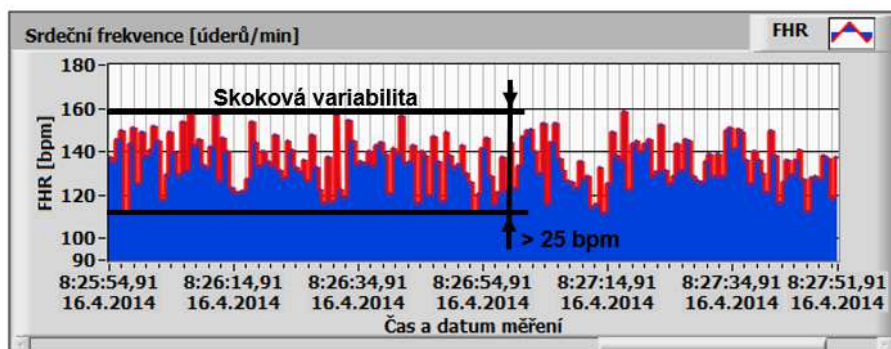
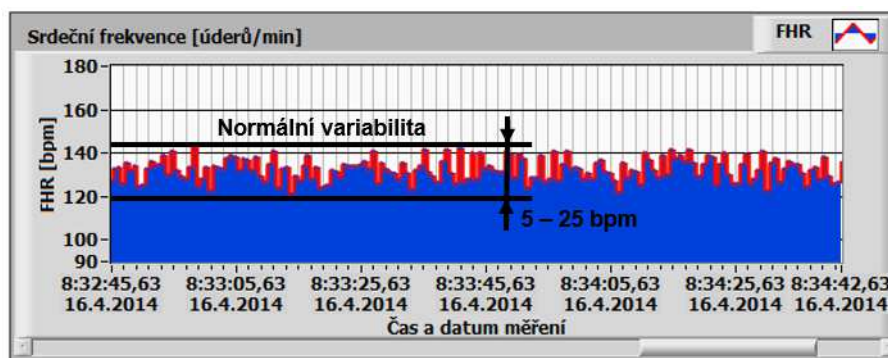
V následujícím výčtu jsou objasněny některé nové pojmy, které byly použity v tab. 3, podrobněji pak např. v [129, 130, 172, 173]:

1. **Základní srdeční (bazální) frekvence plodu** - srdeční frekvence plodu zaznamenaná mezi kontrakcemi po dobu nejméně 10 minut.
2. **Akcelerace** - nárůst srdeční frekvence plodu o více než 15 bpm za více než 15 sekund s dobou trvání do 3 minut. Výskyt akcelerací znamená dobré okysličení. Optimální signál obsahuje nejméně 2 akcelerace v průběhu 20 minut záznamu.
3. **Decelerace** - pokles srdeční frekvence plodu o více jak 15 bpm za více než 15 sekund s dobou trvání do 3 minut. Většina výskytů decelerací nesouvisí s možnou hypoxií plodu, ale je způsobena změnou prostředí.
4. **Srdeční frekvence plodu** - vychází ze zobrazení beat-to-beat (R-R interval srdce plodu) bez vlivu akcelerací a decelerací. Z rozsahu jednotlivých úderů může být určena variabilita signálu (normální, skoková, snížená, ztracená).

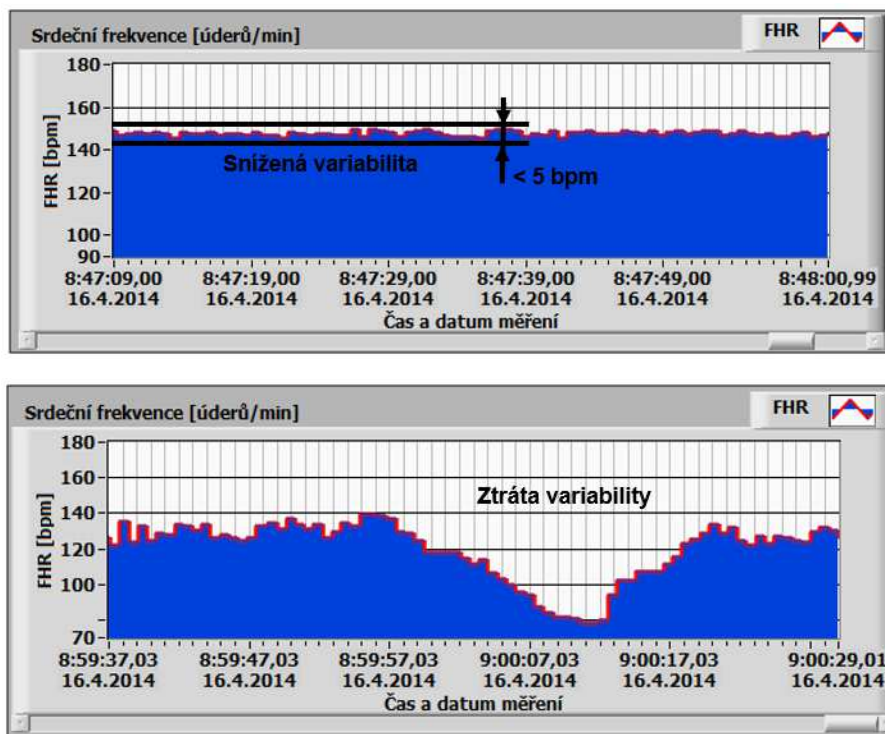
S využitím navrženého generátoru fEKG a mEKG, viz kap. 8.5, byly pro větší názornost vytvořeny některé základní případy KTG, viz obr. 25 až obr. 27.



Obr. 25: Základní srdeční frekvence: normální, tachykardie a bradykardie.



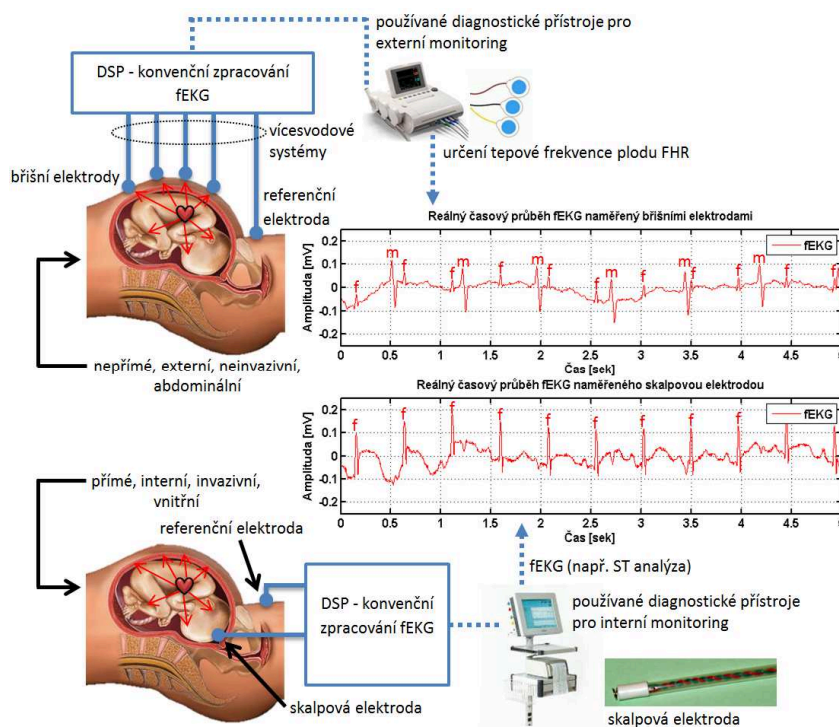
Obr. 26: Variabilita signálu: normální a skoková.



Obr. 27: Variabilita signálu: snížená a ztracená.

5.3 Monitorování fEKG

Fetální elektrokardiogram (fEKG) vyjadřuje grafickou závislost rozdílu elektrických potenciálů, snímaných z hlavičky (popř. hýždě) plodu v děloze a z povrchu břišní stěny matky. Jedná se o elektrické potenciály, které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou tkání srdečních síní a komor plodu. Oba způsoby získávání fEKG jsou zobrazeny na obr. 28.

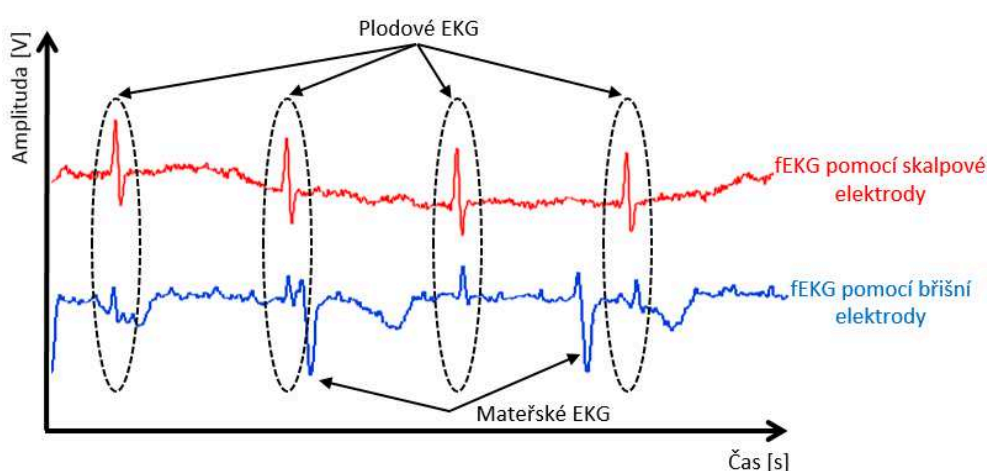


Obr. 28: Způsoby získávání fEKG: transabdominální a transvaginální.

5.3.1 Transvaginální a transabdominální fEKG

U transvaginálního způsobu monitorování fEKG se používá speciální fetální skalpová elektroda, umístěná přímo na hlavičce plodu, viz obr. 28. Přestože tento způsob monitorování poskytuje velmi kvalitní signály, má vzhledem ke svému invazivnímu charakteru řadu nevýhod. Vyšetření je možné provést teprve v době porodu, neboť nutným požadavkem je prasklý vak blan a s tím související odečtení plodové vody a také při zákroku hrozí reálné riziko zavlečení infekce. Mezi další nevýhody je možno zařadit velké kolísání izoelektrické linie (filtrací vzniká deformace segmentu ST a dochází ke snížení kmitů QRS).

U transabdominálního fEKG jsou použity elektrody, které jsou umístěny pouze na povrchu těla matky. Rozmístění elektrod bývá nejčastěji podle Bergvelda, viz [17]. V případě umístění elektrod pouze na povrchu břišní oblasti matky (Bergveld), bývá tato konfigurace označována také jako tzv. kite configuration (angl. kite = papírový drak) a lze při ní zaznamenávat různé signály mezi různými páry elektrod.



Obr. 29: Ukázka fEKG zaznamenaného pomocí fetální skalpové elektrody a pomocí elektrody umístěné v oblasti břišní.

Maximální amplituda fEKG křivky je nanejvýš třetinová oproti maximální amplitudě QRS komplexu matky.

5.3.2 Problémy při analýze abdominálního fEKG

Při analýze srdeční činnosti plodu za použití transabdominálního monitorování dochází v reálných podmínkách ke znehodnocování signálu velkým množstvím nežádoucích složek, což je názorně zachyceno na obr. 30. Použití šetrnější, neinvazivní metody výrazně zhoršuje možnost kvalitního vyhodnocení výstupního signálu, neboť dochází k velké kontaminaci fetálního EKG mateřským EKG, z důvodu jeho výrazně vyšší amplitudy. Fetální EKG se tak stává nečitelným pro jeho diagnostiku.

Dále při analýze fEKG dochází k výskytu dalších nekardiálních zdrojů rušení, jakými jsou např.:

1) Úzkopásmové signály:

- kolísání izoelektrické linie (elektrochemické procesy na rozhraní elektroda-kůže od 0,8 Hz),
- dýchání (od 0,5Hz),
- pomalý pohyb (od 1,5Hz),
- sítově rušení (indukce ze silových elektrických rozvodů (EU 50Hz, USA 60Hz)).

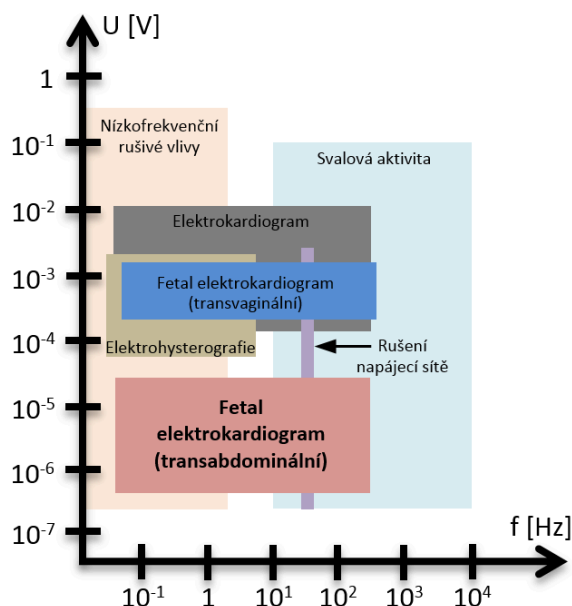
2) Širokopásmové signály:

- myopotenciály a pohybové artefakty (aktivní pohyb svalů (od 20Hz do několika kHz)),
- rychlé změny izoelektrické linie (špatný kontakt snímací elektrody (15Hz ojedinele 20Hz)).

3) Impulsní rušení:

- technické artefakty (např. jiné lékařské přístroje),
- elektrické děje v děloze během kontrakcí (elektrohysterografie), viz [63, 64].

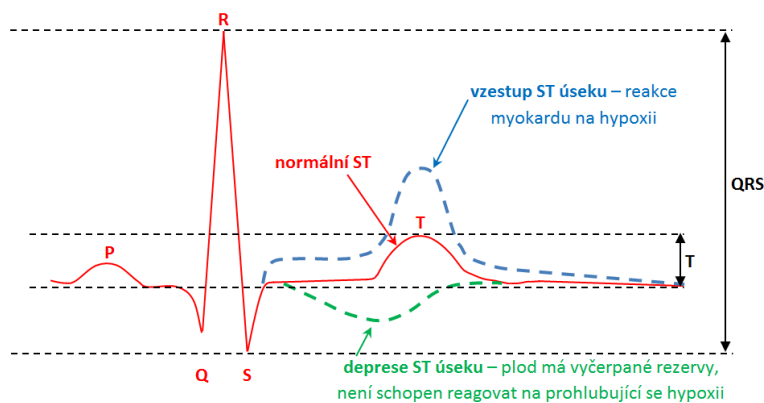
Na obr. 30 je znázorněn amplitudový a frekvenční rozsah jednotlivých signálů, resp. rušení, které kontaminují fEKG.



Obr. 30: Amplitudový a frekvenční rozsah signálů kontaminujících fEKG.

5.3.3 Analýza úseku ST (STAN)

V roce 1999 byl uveden do praxe nejnovější přístup k analýze fetální hypoxie v průběhu porodu. Systém je označován jako STAN (analýza úseku ST) na EKG plodu [27, 72, 73]. V průběhu hypoxémie se spouští činnost β -adrenergických receptorů [17] a anaerobní glykogenolýzy [17]. Následkem tohoto procesu dojde k uvolnění kyseliny mléčné a draslíku, což vede ke změně potenciálu buněčné membrány buněk myokardu. Z pohledu diagnostiky fEKG křivky se tato změna projeví elevací (vzestupem) úseku ST, viz obr. 31.

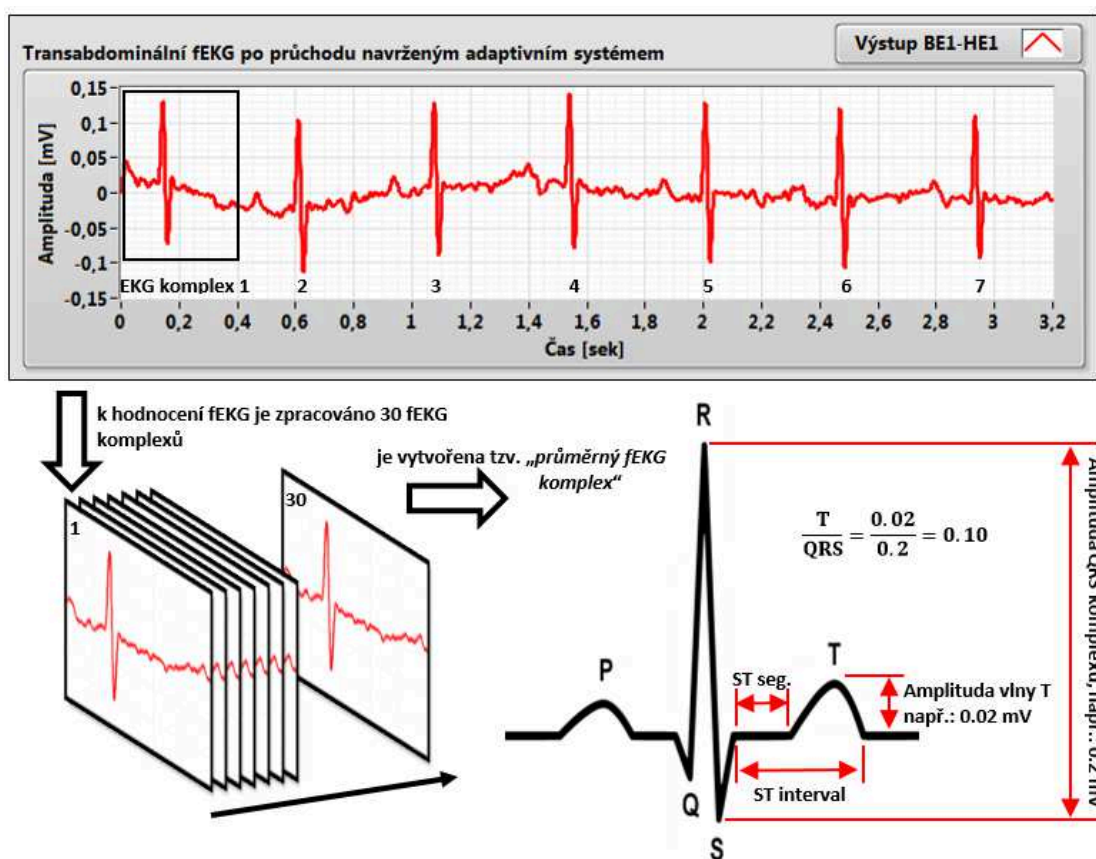


Obr. 31: Změny fEKG v průběhu hypoxie, převzato a upraveno z [27].

Hypoxémie dále stimuluje sekreci adrenalinu, následkem čehož dojde ke zvýšení kontrakční aktivity myokardu, a také indukuje glykogenolýzu [27], což se opět projeví zvýšením vlny T na fEKG. Pokud hypoxémie přestoupí do tzv. těžké formy [16], nastane deprese (pokles) úseku ST. Myokard přestává být schopen reagovat na nedostatek kyslíku a čelit prohlubující se hypoxémii. Tento proces vede k poklesu aktivity myokardu a ke vzniku rizika kardiovaskulárního selhání. Rovněž deprese ST úseku s elevací vlny T a bifázický tvar úseku ST predikují ischemii myokardu, podrobněji v [16, 27, 72, 73].

5.3.4 Klinická doporučení pro hodnocení STAN

Při STAN je na fEKG monitorována amplituda QRS komplexu, denivelace²⁰ ST segmentu vůči základní izoelektrické linii a amplituda vlny T, viz obr. 32. K hodnocení fEKG je použit tzv. průměrný komplex fEKG (někdy se můžeme rovněž setkat s označením „průměrná vlna fEKG“). Ke stanovení tohoto průměrného komplexu fEKG je v souladu s prostudovanou literaturou [50, 86] zpracováno 30 fEKG komplexů, které jsou vyznačeny v obr. 32. V případě kvalitního signálu a výskytu FHR v pásmu normokardie (viz tab. 3) je možno provést 4 ST vyhodnocení za minutu.



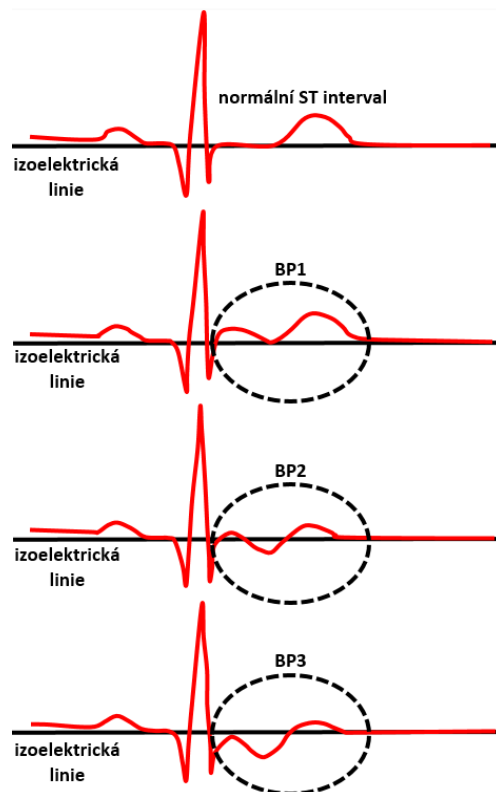
Obr. 32: Schéma stanovení poměru T/QRS z průměrného fEKG komplexu.

Při vyhodnocení jsou zohledňovány dva parametry:

1. Změna amplitudy T vlny, resp. poměr T/QRS (poměr T/QRS je přesným indikátorem změny výšky T vlny) - je poměr mezi amplitudou QRS komplexu a amplitudou vlny T. Tento poměr je zaznamenáván do grafu. U komerčního ST analyzátoru STAN S31, viz kap. 2.1.4, je poměr T/QRS zaznamenáván pod KTG křivkou na monitoru přístroje, viz obr. 3).

²⁰ Denivelace - společný název pro zvýšení průběhu linie fEKG (elevaci) a jeho snížení (deprese).

2. Bifázita segmentu ST - zde jsou hodnoceny denivelace úseku fEKG mezi vlnou S a T. V souladu s odbornou literaturou [50, 86] je bifázita segmentu ST rozlišována dle závažnosti na tři stupně: BP1, BP2 a BP3, viz obr. 33.



Obr. 33: Stupně bifázicity úseku ST: BP1, BP2, BP3.

Pro vlastní implementaci hodnotících mechanismů fEKG je nutná správná interpretace (pochopení) získaných údajů, k čemuž je nezbytná také znalost patofyziologie změn v myokardu během hypoxie a asfyxie. Z uvedeného důvodu jsou kap. 5.3.5 a kap. 5.3.6 věnovány bližšímu popisu těchto změn.

Za standardní situace je poměr T/QRS stálý a ST-segment je přibližně shodný s izoelektrickou linií a nemá sestupný směr. Ve svalových buňkách myokardu – kardiomyocytech je zachována energetická rovnováha.

5.3.5 Změny amplitudy vlny T

Pokud je z důvodu přerušení dodávky kyslíku plod přinucen použít tzv. anaerobní metabolismus²¹ dojde na fEKG k nárůstu amplitudy vlny T, viz obr. 31. Toto je identifikovatelným potvrzením funkční adaptace myokardu plodu na hypoxii. Po obnově dodávky kyslíku se plod vrací zpět k tzv. aerobnímu metabolismu [140], a stejně tak se i amplituda vlny T vrací k normálu (snižuje se). Z prostudované literatury [50, 86, 140] je možno odvodit, že k vyjádření těchto změn není vhodné používat absolutní hodnotu amplitudy vlny T, ale mnohem účelnější je porovnat vztah mezi amplitudou vlny T a amplitudou komplexu QRS, tedy T/QRS poměr.

Klinická výpovědní hodnota zvýšení T/QRS poměru závisí na hodnocení KTG, viz kap. 5.2.1 a tab. 3. Důležitým poznatkem je, že ST analýzu je nutno považovat pouze za doplňkovou metodu KTG a její samostatné hodnocení bez vztahu k aktuálnímu KTG záznamu není možné. Za signifikantní

²¹ Anaerobní metabolické děje jsou děje, které probíhají bez přístupu kyslíku.

vzestup vlny T je v odborné literatuře považováno zvýšení poměru T/QRS nad hodnotu 0,1, kterou lze považovat za reakci fetálního myokardu na hypoxický stres.

Změny amplitudy vlny mohou být:

- epizodické - jedná se o změny, které ustupují, poměr T/QRS se vrací k normálu do 10 minut,
- stabilní - jsou změny trvající déle než 10 minut.

V případě fyziologického nebo suspektního záznamu lze připustit i vyšší epizodický nárůst T/QRS poměru (např. na hodnotu 0,15). V reálné praxi je možno se setkat se situacemi, při kterých analýza vykazuje zvýšený poměr T/QRS větší než 0,15 po dobu delší než 10 minut, ale KTG záznam je zcela fyziologický. V tom případě sice plody využívají anaerobní metabolismus během hypoxického stresu, ale jejich rezervy jsou dostatečné, a nedojde-li ke změně KTG, rodí se tyto plody zdravé. Mnohem rizikovější je situace při současném patologickém KTG záznamu. V tomto případě je nepochybné, že plod v této době již nemá dostatek rezerv na zvládnutí hypoxie, a z tohoto důvodu je nezbytně nutné okamžité ukončení gravidity, podrobněji např. v [50, 86, 140].

V tab. 4 jsou přehledně shrnuty čtyři základní situace, které mohou nastat při hodnocení ST analýzy ve spojení s KTG.

Tab. 4: Kritéria ST analýzy k ukončení gravidity u intermediárního a abnormálního KTG, převzato a upraveno podle [86] s. 349, a [27] s. 26.

ST analýza	Hodnocení KTG			
	Normální (fyziologické) KTG	Suspektní (intermediární) KTG	Patologické (abnormální) KTG	Preterminální KTG
Epizodické zvýšení (nárůst) T/QRS poměru < 10 min	není třeba hodnotit výsledky ST analýzy pokračovat v monitorování	větší než 0,15	větší než 0,10	ukončení gravidity bez ohledu na ST analýzu
Stabilní (protrahovaný) nárůst T/QRS poměru ≥ 10 min		větší než 0,10	větší než 0,05	
Bifazické ST		kontinuální více než 5 min nebo více než 2 epizody párových BP2 nebo BP3	kontinuální více než 2 min nebo více než 1 epizoda párových BP2 nebo BP3	

5.3.6 Změny ST intervalu

Normální ST interval má horizontální tvar, jak je znázorněno na obr. 33. Dojde-li k poklesu ST intervalu vůči izoelektrické linii, hovoříme o jeho bifazicitě, viz [139]. Tento stav může podle odborné literatury [17] nastat v následujících situacích:

- iničiální fáze akutní hypoxie, chronická hypoxie,
- plod postižený infekcí,
- plod s vrozenými vývojovými vadami (dále jen VVV) srdce,
- nezralý plod s omezenou schopností uvolňovat adrenalin a metabolizovat glykogen,
- při celkově zvýšených metabolických nárocích (např. horečka matky).

Bifazicita ST segmentu probíhá ve 3 stupních. Na obr. 33 jsou zaznamenány jednotlivé stupně bifazicity. Stupeň 1 - deprese ST segmentu, který zůstává nad základní linií, je možno ještě považovat za fyziologickou změnu. Ostatní dva stupně, tj. stupeň 2 - deprese ST segmentu přesahuje pod bazální linii, a stupeň 3 - celý bifazický ST segment se nachází pod bazální linií, jsou jasnými známkami hypoxie. Okamžitý zásah vyžaduje stav, pokud tyto změny 2. a 3. stupně trvají nepřetržitě déle než 5 minut nebo se objevují ve více než 3 epizodách po sobě u suspektního KTG záznamu. V případě patologického KTG stačí pouze 2 minuty trvání nebo 2 po sobě následující epizody, viz [139].

Samostatná KTG diagnostika se shoduje s diagnózou hypoxie novorozence po porodu asi v 50–60 %. Při současném použití KTG a STAN by došlo ke snížení výskytu metabolické acidózy o 60 %, současně by o 25 % poklesl počet operací pro fetální tíseň, viz [176].

Podrobnější informace o elektrickém monitorování plodu je možno nalézt např. v [24, 55]. Za stěžejní odborné práce, zabývající se problematikou KTG a ST analýzy fEKG lze v České republice považovat zejména práce prim. MUDr. Petra Janků, Ph.D., viz [72, 104, 142, 144], a to především jeho doktorskou disertační práci nazvanou „*Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*“, viz [27]. Dále je možno mezi tyto práce zařadit také odborné publikace prof. MUDr. Aleše Roztočila, CSc., který je zodpovědný za zavedení ST analýzy fEKG v České republice, viz [17].

Kapitola VI.

Stručný úvod do číslicového zpracování signálů

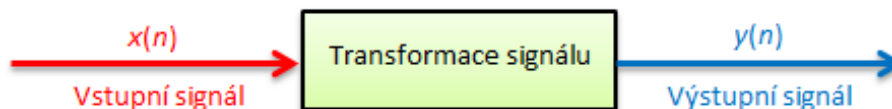
V této kapitole jsou uvedeny a stručně vysvětleny základní pojmy z oblasti číslicového zpracování signálů (dále jen DSP), které jsou nezbytné pro odvození zkoumaných aditivních metod v kap. 7. Podrobnější popis problematiky DSP je nad obsahový rámec této doktorské disertační práce a byl již mnohokrát popsán v odborné literatuře, např. [3, 4, 9, 10, 11, 45, 96, 97].

Detailnímu teoretickému i aplikačnímu výzkumu nejrůznějších metod DSP se také autor této práce věnoval v mnoha svých odborných publikacích [mar1, mar2, mar4, mar5, mar6, mar7, mar8, mar26, mar27].

6.1 Číslicové signály a systémy

Číslicové (diskrétní) signály, matematicky vyjádřené jako posloupnosti čísel, bývají v literatuře označovány symboly x_n , $x(n)$, nebo $x[nT]$, kde n je celé číslo, které označuje pořadí prvků v posloupnosti. Symbol $x[nT]$ zdůrazňuje souvislost číslicového signálu se signálem analogovým, tj. spojitém v čase, ze kterého vznikl vzorkováním v čase a kvantováním v amplitudě. Symbol T označuje použitý vzorkovací krok. Jeho převrácená hodnota je rovna vzorkovací frekvenci $f_s = 1/T$. Určitý časový úsek diskrétního signálu lze vyjádřit konečnou posloupností celých čísel z určitého intervalu. Podrobný popis procesu digitalizace signálu se nachází např. v [3, 4, 5].

Systém je množinou prvků, které jsou spolu ve vzájemných vztazích a které spolu tvoří určitý celek. Za systém považujeme jakoukoliv sadu procesů, které ovlivňují povahu signálu. V dalším textu budeme za číslicový systém považovat tzv. černou skříňku, která na vstupní posloupnost $x(n)$ reaguje výstupní posloupností $y(n)$ tak, jak je naznačeno na obr. 34.



Obr. 34: Schéma číslicového systému.

6.1.1 Základní lineární operace

Číslicové systémy resp. filtry, kterými se budeme dále zabývat, používají tři základní lineární operace:

1. Součin signálu $x(n)$ a reálné konstanty b , který můžeme zapsat pomocí rov. 6.1. Tuto operaci se praxi realizuje pomocí násobičky a je zdrojem numerických chyb, tedy kvantizačního šumu, který produkují číslicová zařízení, viz [3, 6].

$$y(n) = bx(n), \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad 6.1$$

2. Součet signálu $x(n)$ a signálu $d(n)$, viz rov. 6.2. Tuto operaci provádí sčítačka. Při neošetření může tato operace generovat hrubé chyby, podrobněji v [3].

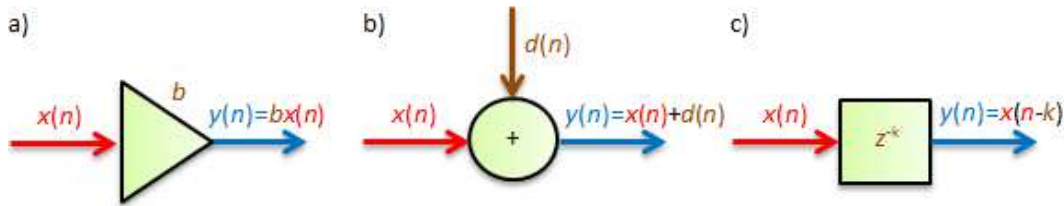
$$y(n) = x(n) + d(n), \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad 6.2$$

3. Zpoždění signálu $x(n)$ o k vzorkovacích kroků, viz rov. 6.3. Zpoždění je realizováno pomocí posuvných registrů.

$$y(n) = x(n-k), \quad n = 0, 1, 2, \dots; \quad k = 1, 2, \dots, M, \quad 6.3$$

kde se hodnoty $x(-k)$, $k=1, 2, \dots, M$ nazývají počáteční podmínky.

Pomocí těchto tří základních operací, lze vytvořit lineární transversální FIR filtr (kap. 6.3.1), který tvoří základ blok zkoumaných adaptivních filtrů, viz kap. 7.2. Na obr. 35. jsou zobrazeny symboly pro tyto základní lineární operace.



Obr. 35: Symboly základních operací: a) součin, b) součet, c) zpoždění.

Číslicovým způsobem je možno provádět mimořádně komplikované algoritmy zpracování signálů. Velmi často není možné posuzovat tyto algoritmy jako aproximace analogových systémů, protože analogové systémy obdobné složitosti jsou v řadě případů nerealizovatelné.

6.1.2 Základní vlastnosti číslicových systémů

Další část této kapitoly se zabývá postupy, při nichž jsou využívány základní vlastnosti číslicových systémů resp. filtrů, mezi které patří 1) linearita, 2) stabilita, 3) kauzalita a 4) časová invariančnost. Vstupní posloupnost $x(n)$ i výstupní posloupnost $y(n)$ jsou v tomto případě považovány za posloupnosti s reálnými prvky. Níže jsou objasněny a charakterizovány tyto uvedené pojmy:

1. Systém je lineární tehdy, jestliže vstupní signál $x(n) = ax_1(n) + bx_2(n) + \dots$ vyvolá na výstupu signál $y(n) = ay_1(n) + by_2(n) \dots$, jsou-li a, b libovolné konstanty, x_1 a x_2 libovolné vstupní signály a y_1 a y_2 jim odpovídající výstupní signály. Platí zde princip superpozice. Obecně je možno konstatovat, že číslicový systém je lineární, jestliže pro lineární kombinaci vstupních signálů je výstupní signál tvořen lineární kombinací (se shodnými konstantami) odezev na dílčí vstupní signály.
2. Systém je stabilní tehdy, jestliže pro libovolný vstupní signál $|x(n)| \max \leq A$ je $|y(n)| \max \leq B$. To znamená, že stabilní systém na jakýkoliv omezený vstupní signál reaguje omezeným výstupním signálem, přičemž A, B jsou libovolné kladné a konečné konstanty. Systém je tedy stabilní, pokud shora omezená vstupní posloupnost má za následek shora omezenou výstupní posloupnost.
3. Za kauzální se považuje systém v případě, pokud libovolné dvě vstupní posloupnosti $x_1(n)$ a $x_2(n)$, které jsou stejné pro všechny hodnoty indexu $n \leq n_0$, produkují výstupní posloupnosti $y_1(n)$ a $y_2(n)$, které jsou rovněž stejné pro všechny hodnoty $n \leq n_0$. Odezva tedy nemůže nastat dříve, než buzení. Systém je kauzální, jestliže odezva závisí pouze na současných a minulých hodnotách, a je nekauzální, jestliže odezva závisí i na budoucích hodnotách. Takovýto systém není možné realizovat v klasických (on-line) systémech. Tento systém je realizovatelný v off-line režimu, kdy je celý signál v paměti. Všechny fyzikální systémy v reálném čase jsou kauzální, což znamená, že „čas běží pouze dopředu“.
4. Časová invariančnost vyjadřuje, že systém nemění svoje vlastnosti v čase. Má-li vstupní signál $x(n)$ za následek odezvu $y(n)$, a jestliže budíme vstup systému signálem $x(n)$ posunutým v čase $x(n-k)$, potom systém odpoví odezvou $y(n)$, stejně posunutou v čase $y(n-k)$ pro jakoukoliv hodnotu k .

Systémy, které jsou lineární a zároveň časově invariantní, jsou označovány zkratkou LTI (Linear Time Invariant). LTI systémy disponují elegantními matematickými vztahy mezi jejich vstupy a výstupy. Jejich pomocí lze určit výstupní odezvu systému na jakýkoliv vstup a také určit vstup systému při pozorování jeho výstupu. Obecně je možno LTI systémy rozdělit na spojitě a diskrétní, v rámci této práce budou využívány diskrétní LTI systémy.

6.1.3 Popis diskretních LTI systémů

Spojité LTI systémy lze popsat v časové oblasti pomocí diferenciálních rovnic a impulzní odezvy a ve frekvenční oblasti pak pomocí tzv. frekvenční (kmitočtové) charakteristiky, podrobnější informace naleznete např. v [3, 4]. Přechod mezi časovou a frekvenční oblastí uskutečňuje např. Fourierova transformace diskretních posloupností, popř. Z-transformace (např. pro jednotkový skok a sinus).

Dále bude řešena problematika speciální třídy diferenčních rovnic, používaných pro popis diskretních LTI systémů:

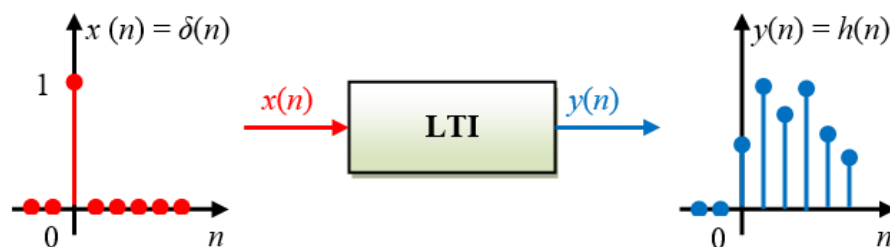
$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) + \sum_{k=1}^M a_k y(n-k), \quad n = 0, 1, 2, 3 \dots \quad 6.4$$

Rov. 6.4 představuje lineární diferenční rovnici s konstantními koeficienty řádu M , která popisuje chování diskretních LTI systémů. Hodnoty vstupních a výstupních vzorků se zápornými indexy, tedy $x(-M), x(-M+1), \dots, x(-1)$ a $y(-M), y(-M+1), \dots, y(-1)$ se nazývají počáteční podmínky. Tyto počáteční podmínky je nutné definovat pro jednoznačné určení chování systému. Často (i když ne vždy) se považují za nulové.

Další úvahou je, že jako vstupní posloupnost do diskretního LTI systému bude použit jednotkový impuls rov. 6.5, tedy že $x(n)$ bude mít podobu:

$$x(n) = \delta(n) = \begin{cases} 1 & \text{pro } n = 0 \\ 0 & \text{pro } n \neq 0. \end{cases} \quad 6.5$$

Odpovědí na vybuzení jednotkovým impulsem bude impulzní odezva $h(n)$, což je znázorněno na obr. 36.



Obr. 36: Impulzní odezva diskretního LTI systému.

Díky impulzní odezvě je možno obecně klasifikovat dva typy číslicových systémů, resp. číslicových filtrů. Prvním z nich jsou systémy s konečnou impulzní odezvou (dále jen FIR), kdy impulzní odezva takovýchto systémů má pouze konečný počet nenulových prvků. Druhým jsou systémy s nekonečnou impulzní odezvou (dále jen IIR). Impulzní odezva těchto systémů má počet prvků nekonečný.

Dále je v potaz brána situace, při které vstupní signál $\delta(n)$ vyvolá na výstupu odezvu $h(n)$, jak je vidět na obr. 36. Jelikož platí časová invariančnost, generuje posunutý vstupní signál $\delta(n-k)$ následně posunutý výstupní signál $h(n-k)$. Dále z platnosti linearit platí, že vstupní signál $x(k)\delta(n-k)$ vyvolá následně výstupní signál $x(k)h(n-k)$. Z uvedeného můžeme zformulovat následující rov. 6.6, která vyjadřuje, že diskretní vstupní signál $x(n)$ vyvolá výstupní signál $y(n)$ ve tvaru:

$$x(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k) \delta(n-k); \quad y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n-k). \quad 6.6$$

Vztah v rov. 6.6 je nazývaný jako tzv. konvoluční suma. Tento vztah představuje diskrétní konvoluci, kterou lze zapsat ve zkrácené podobě pomocí symbolu $*$, viz rov. 6.7:

$$y(n) = x(n) * h(n). \quad 6.7$$

Z principu linearit a časové invariantnosti (kap. 6.1.2) pak vyplývá rov. 6.8, která popisuje konvoluci mezi veličinami $x(n)$ a $h(n)$ takto:

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n-k) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k) = x(n) * h(n) \quad 6.8$$

Pro popis diskrétního LTI systému ve frekvenční oblasti je opět vycházeno z obr. 36, tedy, je-li známá impulsní odezva $h(n)$ diskrétního LTI systému, je možno určit výstupní signál $y(n)$ pro libovolný vstupní signál $x(n)$ pomocí vztahu pro diskrétní konvoluci, viz rov. 6.7. Nyní je uvažováno, že na vstup bude přivedena komplexní exponenciála ve tvaru $x(n) = e^{j\omega T n}$. Pokud nastane uvedený případ, na výstupu systému se objeví rovněž komplexní exponenciála. Vyjdeme-li z definice diskrétní konvoluce, dostáváme rov. 6.9:

$$y(n) = h(n) * x(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)e^{j\omega T n(n-k)}. \quad 6.9$$

Jestliže nyní z rov. 6.9 vytkneme $e^{j\omega T n}$, dostaneme:

$$y(n) = e^{j\omega T n} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)e^{-j\omega T k} \quad 6.10$$

Při podrobném pohledu na výše uvedenou rov. 6.10 je možno formulovat několik závěrů. Tvar před sumou $e^{j\omega T n}$ představuje vstupní signál, zatímco tvar za sumou představuje komplexní číslo. Toto číslo má velkou vypovídací hodnotu, neboť jeho hodnota udává, jak je vstupní signál na dané frekvenci ωT zesílen, popř. zeslaben, a v neposlední řadě také vyjadřuje, jaká je změna jeho fáze.

Tímto popisem bylo pokročeno k důležitému pojmu z oblasti číslicového zpracování signálu, kterým je frekvenční charakteristika. Frekvenční charakteristikou se nazývá právě tento výše uvedený výraz (rov. 6.10), ale také je frekvenční charakteristika často vyjádřena v polárních souřadnicích pomocí rov. 6.11 ve tvaru:

$$H(e^{j\omega T n}) = |H(e^{j\omega T n})| e^{j \arg(H(e^{j\omega T}))}. \quad 6.11$$

Existují dva tvary frekvenční charakteristiky, a to amplitudová frekvenční charakteristika a fázová frekvenční charakteristika. Oba tvary jsou definovány ve výše uvedené rov. 6.11, kde výraz $|H(e^{j\omega T})|$ představuje amplitudovou frekvenční charakteristiku a výraz $\arg(H(e^{j\omega T}))$ fázovou frekvenční charakteristiku. V anglicky psané literatuře se setkáváme se symbolem θ , který má stejný význam jako ωT .

Přenosová funkce (přenos) je definována jako podíl Laplaceových obrazů výstupní - $y(n)$ a vstupní - $x(n)$ veličiny systému při nulových počátečních podmínkách.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)}. \quad 6.12$$

6.2 Číslicová filtrace

Pojem filtrace je z hlediska této doktorské disertační práce vyjádřen jako úprava hodnot vzorků signálů pomocí určitého algoritmu tak, aby došlo ke zvýraznění požadovaných složek signálu nebo naopak k potlačení složek nežádoucích. Filtrace je tedy zde chápána jako nástroj, který umožňuje měnit vlastnosti jednotlivých složek signálu.

6.2.1 Číslicový filtr

Číslicový filtr je specializovaný obvod, popř. algoritmus, za pomoci kterého je určitým způsobem měněno spektrum vstupního diskretního signálu. Může být realizován různým způsobem, zejména počítačovým programem nebo speciálním obvodem, např. digitálním signálovým procesorem. Číslicové filtry historicky navazují na pasivní a aktivní analogové filtry a lze je navrhovat buď přímo, nebo převedením z analogového prototypu, podrobněji v [2, 4].

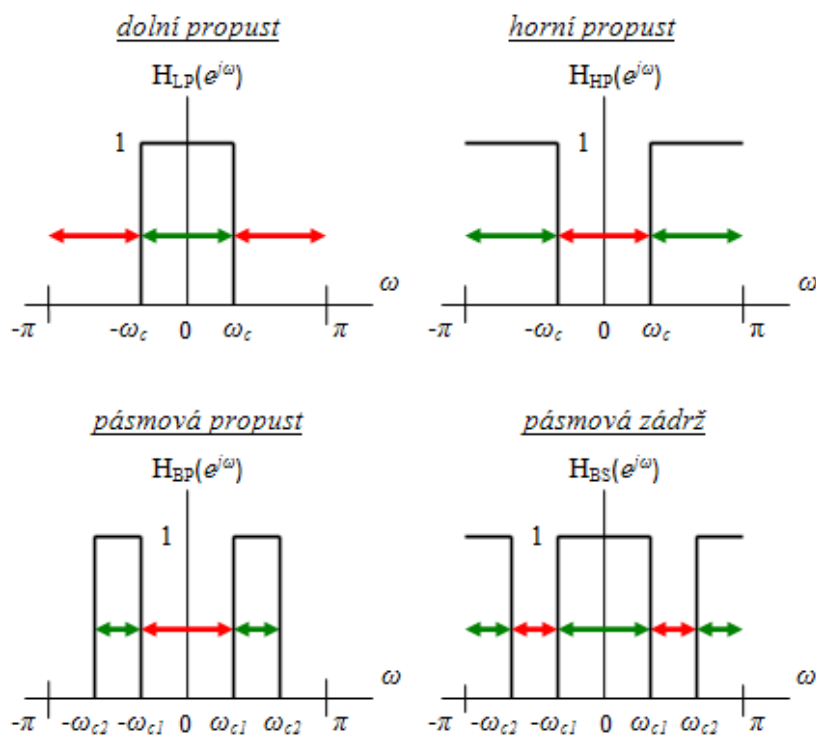
6.2.1.1 Základní rozdělní číslicových filtrů

Číslicové filtry je možno rozdělit podle délky impulsní odezvy. Dělí se na filtry typu FIR, což jsou filtry s konečnou impulsní odezvou a filtry typu IIR, které mají nekonečnou impulsní odezvu.

Číslicové filtry lze dále rozdělit podle struktury na nerekursivní (dále jen NRDF) a rekursivní (dále jen RDF). Rekursivní číslicového filtru vyjadřuje, že ve struktuře existují zpětné vazby, tedy že filtr obsahuje zpětnovazební smyčky z výstupu zpět do vnitřní struktury. Oproti tomu nerekursivní provedení číslicového filtru neobsahuje zpětnovazební větve, ale pouze dopředné větve s násobícími koeficienty a zpožďovacími bloky.

6.2.1.2 Pásmové (frekvenčně selektivní) filtry

Účelem frekvenčně selektivních filtrů je propustit nebo potlačit složky signálu v určitém frekvenčním pásmu, jak je znázorněno na obr. 37. Základní typy pásmových filtrů jsou: dolní propust (DP), horní propust (HP), pásmová propust (PP) a pásmová zadrž (PZ).



Obr. 37: Základní typy filtrů (propustné pásmo, nepropustné pásmo).

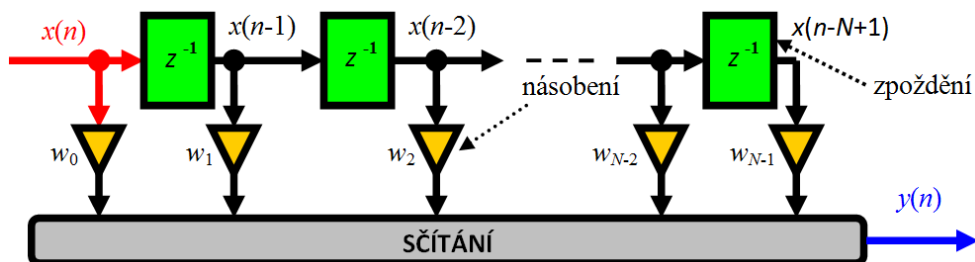
6.3 Lineární filtrace

Lineární filtrace tvoří základ klasického zpracování číslicových signálů. Název lineární je odvozen od lineárního časově invariantního systému LTIS [4, 52] (Linear Time-Invariant System), tedy systému, ve kterém platí princip superpozice [4]. Problematice návrhu lineárních filtrů typu FIR a IIR se autor věnuje ve svojí vlastní publikaci [mar25].

6.3.1 Lineární transversální FIR filtr

U zkoumaných adaptivních filtrů jsou v naprosté většině případů používány lineární FIR filtry s transversální strukturou, viz obr. 38. Důvody pro jejich použití jsou zejména jednoduchá struktura, jednoduchý návrh a testování již realizovaných filtrů (koeficienty filtru = impulsová odezva [1, 3, 45]), stabilita, daná strukturou filtru (nehrozí rozkmitání) a dále malý vliv parazitních jevů reálné implementace (kvantování koeficientů, přetékání, limitní cykly). FIR filtry jsou často přímo podporovány instrukcemi assembleru signálových procesorů, podrobný popis je možno nalézt v [2, 4, 6]. V odborné literatuře jsou FIR filtry často označovány jako filtry klouzavých průměrů (dále jen MA) [8] (Moving Average).

Na obr. 38 je blokové schéma lineárního transversálního FIR filtru, které se poprvé objevilo v revoluční práci Adaptive Filter Theory (1986), viz [7] od prof. Simona Haykina (práce má v současné době přes 50 000 citací). Prof. Simon Haykin může být bez nadsázky označován za průkopníka v oblasti adaptivního zpracování signálů, viz [7, 11, 12, 13]. Jeho více než 50 monografií mapuje vývoj číslicového zpracování signálů od již zmíněného transversálního FIR filtru až k moderním přístupům založených na principech umělých neuronových sítí.



Obr. 38: Blokové schéma lineárního FIR filtru s transversální strukturou.

Na obr. 38 představuje $\mathbf{x}(n)$ vstupní vektor vzorků. V předkládané doktorské disertační práci tento vektor představuje vstupní signál pro prováděné experimenty (EKG signál). Vstupní signál je znázorněn ve formě sloupcového vektoru, který je definován pomocí rov. 6.13:

$$\mathbf{x}(n) = [x(n) \ x(n-1) \ x(n-2) \ \dots \ x(n-N+1)]^T. \quad 6.13$$

Symbol N označuje řád filtru FO [8] (Filter Order), a symbol $(\dots)^T$ značí transpozici vektoru²² [8], za předpokladu, že všechny signály (zde zkoumané EKG signály) mají své hodnoty reálné [43]. V reálné praxi se samozřejmě vyskytují i signály komplexní. V tomto případě místo transpozice vektoru je využita tzv. hermitovská, neboli komplexí transpozice, která je označovaná jako $(\dots)^H$. Komplexní signály a koeficienty pak označujeme $(\dots)^*$ což představuje komplexní konjugaci [43]. V případě reálných signálů je dostačující pouze klasická transpozice, což je možné odvodit z některých publikací [13, 18]. Parametr n , resp. $N-i$ představuje diskretní čas jednotlivých vzorků zpracovávaného signálu. Vlastnosti lineárního transversálního FIR filtru mohou být vyjádřeny pomocí vektoru, který obsahuje hodnoty označované jako váhy transversálního filtru (dále jen TW) [11] (Tap Weights). Tento vektor vah určuje výkonnost navrženého FIR filtru [1]. Vektor vah

²² Transpozicí vektoru řádkového je vektor sloupcový.

transverzálního filtru je označen jako $\mathbf{w}(n)$ a vyjádřen ve formě sloupcového vektoru pomocí rov. 6.14:

$$\mathbf{w}(n) = [w_0(n) \ w_1(n) \ w_2(n) \ \dots \ w_{N-1}(n)]^T. \quad 6.14$$

Důležitou informací zde je skutečnost, že tento vektor představuje impulsní charakteristiku (odezvu) FIR filtru [1]. Počet prvků tohoto vektoru impulsní odezvy odpovídá řádu FIR filtru N .

Výstupní signál lineárního transverzálního FIR filtru, který je na obr. 38 označený jako $y(n)$, je možno vyjádřit pomocí diskrétní konvoluce, jako rov. 6.15:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} w_i(n)x(n-i). \quad 6.15$$

Z rov. 6.15 a obr. 38 je zřejmé, že výstup FIR filtru $y(n)$ v čase n je určen součtem součinů mezi vektorem vah transverzálního filtru $\mathbf{w}(n)$ a N časově zpožděných vstupních hodnot (zpoždění na obr. 38 je označeno jako z^{-1}). Jedná se o filtr N -tého řádu a z tohoto důvodu je rozsah indexace od 0 do $N-1$. Rovnici rov. 6.15 lze také vyjádřit pomocí skalárního součinu impulsní odezvy vektoru vah transverzálního filtru a vstupního vektoru (rov. 6.16), popř. jako součin transponovaného vektoru vah transverzálního filtru a vstupního vektoru vzorků (rov. 6.17).

$$y(n) = \mathbf{w}(n) \cdot \mathbf{x}(n). \quad 6.16$$

$$y(n) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n). \quad 6.17$$

6.3.1.1 Omezení klasické lineární filtrace

U klasické lineární filtrace v provedení frekvenčně selektivních filtrů (fixních filtrů) se vyskytují tři základní omezení:

1. Zašuměná frekvenční pásma se nesmí překrývat s užitečným signálem. Tato metoda je s úspěchem použitelná v případech výskytu úzkopásmového šumu, ale téměř nepoužitelná, pokud šum překrývá velké množství pásem.
2. Při filtraci zašuměných pásem může dojít k poškození pásma obsahujícího užitečný signál.
3. Pro použití metody je nutná dobrá znalost zdroje šumu (rozložení pásem), opačném případě je metoda nepoužitelná.

Kapitola VII.

Adaptivní metody zpracování signálů

Tato kapitola je věnována adaptivním metodám zpracování číslicových signálů. Jsou v ní popsány základní matematické relace, které jsou nezbytné pro vlastní implementaci zkoumaných adaptivních technik.

V předcházející kap. 6 byly probrány základní aspekty lineární filtrace, která je považována za základ klasického zpracování číslicových signálů. Techniky lineární filtrace jsou dostačující pro zpracování signálu, jehož charakteristiky se s časem nemění. Tato práce využívá lineární filtraci pro návrh fixních filtrů, pomocí kterých bude docházet k předzpracování EKG signálů, viz kap. 8.3.1. Tyto filtry jsou tedy časově invariantní²³.

V praxi často dochází k situacím, při kterých nejsou předem známy optimální hodnoty koeficientů filtru (např. filtr pracující v neznámém prostředí) a kdy se tyto optimální hodnoty v průběhu filtrace mění (např. okolí, ve kterém filtr pracuje, se mění s časem). Pro uvedené případy je nutno navrhnout takový filtr, který si sám upravuje své charakteristiky podle měnícího se okolí. Tyto požadavky splňuje adaptivní filtrace. Adaptivní filtr je literaturou [3, 4] definovaný jako filtr, který v čase mění své hodnoty koeficientů.

Autorovou snahou je pokud možno nejlogičtějším a nejpochoptelnějším způsobem klasifikovat a také explikovat klasické adaptivní metody a dále je rozšířit o nové poznatky a postupy tak, aby vznikla syntéza, odpovídající současným trendům v oblasti adaptivního zpracování číslicových signálů.

Začneme nejprve se základy, a poté pokročíme k více komplikovaným věcem. Pozdější kapitoly budou postaveny na teoretickém základě odvozování a implementace adaptivních metod zpracování signálů z této úvodní kapitoly.

7.1 Původ názvu adaptivní filtr

Název adaptivní filtr, resp. systém je odvozen od pojmu adaptabilita [14], což je vlastnost živých organismů přizpůsobovat svoje chování změnám okolního prostředí, i v případě, že jsou tyto změny nepříznivé. Pod pojmem adaptivní filtr si tedy lze představit systém, který je schopen přizpůsobovat své vlastnosti měnícím se okolním podmínkám, ve kterých pracuje. Obecně je činností adaptivního filtru zajistit dosažení optimálního chování systému tak, aby systém své vlastnosti udržel, nebo dokonce i zlepšil. U adaptivní filtrace je často možno setkat se s pojmem „učící se systém“. Toto znamená, že filtr využívá k udržení nebo zlepšení svých vlastností předchozí zkušenost, takzvaně „se učí“. Aby byl systém tohoto učení schopen, musí při své činnosti zaznamenávat změny podmínek, ve kterých pracuje a na základě takto získaných údajů systém zvažovat minulé situace a získaných zkušeností využívat k novým rozhodnutím o další činnosti. Dá se zde hovořit o tzv. bioinspirovaném přístupu. Mezi systémy, které jsou schopny adaptace, čili učení, se dnes řadí vedle prvotních systémů přírodních také systémy technické [61]. Schopnost učit se bývá dokonce považována za možnou definici inteligence [59]. I toto je proto jedním z důvodů, proč je v dnešní době vyvíjeno stále vyšší úsilí, kladoucí si za cíl vybavit touto schopností i systémy technické. Výše uvedené je tedy možno shrnout do poznatku, že technické adaptivní systémy jsou charakterizované vlastností přizpůsobovat své parametry aktuálním informacím o řízeném systému či o zpracovávaném signálu.

²³ Časově invariantní - v čase nemění své vlastnosti, jsou u nich fixně nastaveny optimální hodnoty koeficientů filtru).

7.1.1 Lineární transversální FIR filtry a adaptivní filtrace

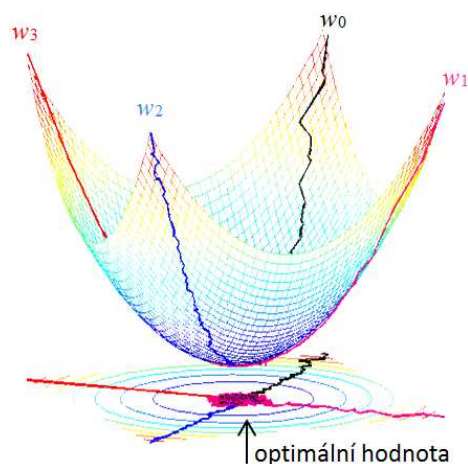
Z poznatků, uvedených v kap. 6.3 vyplývá, že zkoumané adaptivní filtry v naprosté většině případů používají lineární FIR filtry s transversální strukturou. Adaptivní filtry využívají tzv. adaptivní algoritmy [11] pro iterativní změnu hodnot vektoru impulzní odezvy tak, aby minimalizovaly hodnoty tzv. účelové (chybová) funkce CF [14] (Cost Function), která je v této doktorské disertační práci označována symbolem $\zeta(n)$ [12], viz kap. 4.2.2.

7.1.2 Účelová funkce

Účelová funkce $\zeta(n)$ představuje matematický model řešeného problému. Řešení je obvykle dosaženo minimalizací této funkce, popř. její maximalizací. V této práci je účelová funkce rozdílem mezi požadovaným výstupem, označeným $d(n)$, a aktuálním výstupem FIR filtru $y(n)$ podle rov. 7.1:

$$\zeta(n) = d(n) - y(n). \quad 7.1$$

Tvar funkce může být různý a obvykle je formulován matematickými funkcemi, zabývajícími se příslušnou problematikou [14]. Na jednotlivé účelové funkce lze nahlížet jako na geometrický problém, v jehož rámci se hledá nejnižší (minimum) či nejvyšší (maximum) pozice na ploše ležící v $(N+1)$ rozměrném prostoru. Tato plocha bývá nazývána jako hyperplocha či prostor možných řešení daného problému [14]. Na obr. 39 je příklad grafického znázornění účelové funkce. Počet dimenzí N je dán počtem optimalizovaných argumentů účelové funkce.



Obr. 39: Účelová funkce - optimalizace v prostoru pro 4 koeficienty $N=4$ (w_0, w_1, w_2, w_3), které se snaží dosáhnout stejné optimální hodnoty po různých trajektorích.

7.2 Základní principy adaptivní filtrace

Obr. 40 znázorňuje základní principiální schéma adaptivního filtru, ve kterém $x(n)$ je vstupní vektor vzorků podle rov. 6.13, $y(n)$ označuje výstup adaptivního filtru, daný rovnicemi rov. 6.15, resp. rov. 6.16 a rov. 6.17, $d(n)$ je požadovaný výstup, w představuje jednotlivé koeficienty vektoru vah transversálního FIR filtru a z^{-1} je zpoždění.

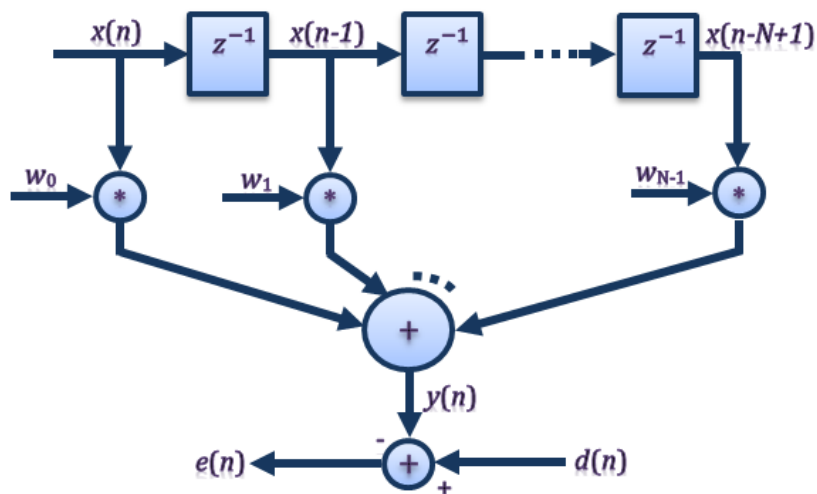
Dále se na obr. 40 vyskytuje nový symbol $e(n)$, který představuje tzv. chybový signál, definovaný rov. 7.2. Tento chybový signál $e(n)$ je identický s účelovou funkcí $\zeta(n)$, viz rov. 7.1.

$$e(n) = d(n) - y(n). \quad 7.2$$

Výše popsaný adaptivní filtr je filtrem, který během filtrace mění přenosovou funkci. Oproti neadaptivnímu filtru s konstantními koeficienty se tento filtr aktivně přizpůsobuje proměnnému

požadovanému signálu. Cílem přizpůsobení se je co nejlepší odhad parametrů filtru tak, aby signál filtru byl co nejpodobnější signálu požadovanému.

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



Obr. 40: Principiální schéma adaptivního filtru.

7.2.1 Filtry se stochasticky gradientní adaptací MSE

První skupina adaptivních filtrů je založena na teorii střední kvadratické chyby (odchylky) MSE (Mean Square Error), jejímž cílem je minimalizace účelové funkce $\zeta(n)$ podle rov. 7.3, někdy také označované jako kritérium optimality z hlediska MMSE. Tato zkratka je v odborné literatuře používána pro minimalizaci střední kvadratické odchylky (Minimum Mean Square Error).

$$\zeta(n) = E[e^2(n)] = E[(d(n) - y(n))^2], \quad 7.3$$

kde symbol $E[\]$ představuje operátor střední hodnoty, definovaný rov. 7.4. V rov. 7.3 symbol $E[\]$ vyjadřuje střední očekávanou hodnotu chyby. Tato funkce je pro výpočet velmi jednoduchá a má jednoduché minimum (hyperparaboloid).

$$E[x] = \sum_k x_k p(x_k). \quad 7.4$$

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

7.2.2 Filtry s rekurzivní optimální adaptací

Rekurzivní optimální adaptace neboli algoritmus RLS [13, 18] (Recursive Least Squares) je rekurzivní variantou výpočtu optimálních koeficientů dle MSE (kap. 4.3.1). Cílem procesu adaptace je minimalizace účelové funkce $\zeta(n)$ podle rov. 7.5. Základním rozdílem proti skupině MSE adaptivních filtrů je vlastní statistické pojetí. Při práci jsou využívány průměrné hodnoty časových

veličin z časových vývoje, namísto vzorkových průměrů, počítaných z několika realizací stejného náhodného procesu [5, 7, 8].

$$\zeta(n) = \sum_{k=1}^n \rho_n(k) e_n^2(k), \quad 7.5$$

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

V rov. 7.5 se vyskytují dva časové indexy TI (Time-Indices), a to n - vnější a k - vnitřní (n - outer, k - inner), kde $k = 1, 2, 3, \dots, n$. Lze konstatovat, že algoritmus RLS představuje určitou verzi časového průměrování [5, 7, 8], ve které $k = 1$ odpovídá době, kdy RLS začíná pracovat. Obecně hodnoty jednotlivých signálů před časem $k = 1$ jsou považovány za nulové a vychází se pouze z n posledních souborů hodnot [18].

Parametr λ je označován jako koeficient zapomínání (Forgetting Factor) a může dosahovat hodnot $0 < \lambda < 1$. V praxi se hodnota tohoto koeficientu pohybuje blízko 1. Pokud $\lambda = 1$, odpovídá rov. 7.5 klasickému konceptu MSE s rostoucí pamětí, odhad se provádí bez zapomínání.

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

Z rov. 7.5 je patrný princip časového průměrování. Struktura filtru zůstává stejná jako u MSE, pouze adaptivní proces je odlišný, a to vzhledem k použití průměrů. Pokud jsou aplikovány tzv. časové vývoje (proměnlivost v čase) RLS adaptivních filtrů na rov. 6.17 a rov. 7.2, výsledkem je rov. 7.6:

$$e(k) = d(k) - y(k) = d(k) - \mathbf{w}^T(n) \mathbf{x}(k). \quad 7.6$$

V rov. 7.6 je názorně ukázáno, že jedinou veličinou, kterou je možno měnit pro dosažení minimalizace chybového signálu $e(k)$, je vektor koeficientů filtru $\mathbf{w}(n)$.

7.3 Wienerův filtr

Za zakladatele teorie Wienerovy filtrace je považován americký matematik Norbert Wiener, jehož původní teorie byla zpracována pro spojité signály. V současnosti, v době diskrétních signálů je pro digitální zpracování využívána Wienerova teorie upravená podle Levinsonem, podobnější informace nalezne např. v [5, 7, 8].

Wienerovy filtry jsou považovány za speciální třídu transversálních FIR filtrů, které vycházejí z teorie MSE a u kterých je účelová funkce minimalizována podle rov. 7.3.

Pro další odvozování je nutný předpoklad, že výstup z transversálního FIR filtru $y(n)$ bude ve tvaru rov. 6.15, resp. rov. 6.16 a rov. 6.17 pro vektor vah transversálního filtru $\mathbf{w}(n)$ a vstupní vektor $\mathbf{x}(n)$. Minimalizace střední kvadratické chyby účelové funkce může být vyjádřena pomocí vektoru vzájemné křížové korelace $\mathbf{p}(n)$ [18] mezi vstupním a požadovaným signálem (rov. 7.7), a autokorelační matice $\mathbf{R}(n)$ vstupního signálu (rov. 7.8).

$$\mathbf{p}(n) = E[\mathbf{x}(n) d(n)]. \quad 7.7$$

$$\mathbf{R}(n) = E[\mathbf{x}(n) \mathbf{x}^T(n)]. \quad 7.8$$

Cílem celého procesu adaptace je postupné snižování hodnot účelové funkce $\zeta(n)$, až na její minimum na tzv. nejmenší hodnotu střední kvadratické chyby. Z rov. 7.3 lze s pomocí rov. 7.7 a rov. 7.8 rozepsat a odvodit funkci, u které se bude hledat minimum, viz rov. 7.9.

$$\begin{aligned}
 \zeta(n) &= E[e^2(n)] \\
 &= E[(d(n) - y(n))^2] \\
 &= E[(d^2(n) - 2d(n)\mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n) + \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n)\mathbf{w}(n))] \\
 &= E[d^2(n)] - 2E[\mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)] + E[\mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)\mathbf{x}^T(n)\mathbf{w}(n)] \\
 &= E[d^2(n)] - 2\mathbf{w}^T\mathbf{p} + \mathbf{w}^T\mathbf{R}\mathbf{w}.
 \end{aligned} \tag{7.9}$$

Minimální hodnota účelové funkce $\zeta(n)$ může být nalezena výpočtem jejího gradientu $\nabla \zeta$, souvisejícího s vahou filtru a hodnotou tohoto gradientu rovnou nule. Minimum účelové funkce $\zeta(n)$ lze nalézt, pokud všechny hodnoty parciální derivace, viz rov. 7.10 budou rovny nule. Požaduje se tedy, aby gradient funkce byl rovněž roven nule:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial}{\partial w_i} &= 0 \text{ pro } i = 0, 1, \dots, N-1. \\
 \nabla &= \left[\frac{\partial}{\partial w_0} \quad \frac{\partial}{\partial w_1} \quad \dots \quad \frac{\partial}{\partial w_{N-1}} \right]^T. \\
 \nabla \zeta &= 0.
 \end{aligned} \tag{7.10}$$

Nalezením gradientu z rov. 7.9, který je roven nule a přeskupením rovnic se získá optimální řešení pro hodnoty vah Wienerova filtru \mathbf{w}_{opt} :

$$\begin{aligned}
 \nabla \zeta &= 0. \\
 2\mathbf{R}\mathbf{w}_{opt} - 2\mathbf{p} &= 0. \\
 \mathbf{w}_{opt} &= \mathbf{R}^{-1}\mathbf{p}.
 \end{aligned} \tag{7.11}$$

Je nutno poznamenat, že koeficienty filtru budou vypočítány pouze v případě, pokud autokorelační matice $\mathbf{R}(n)$ bude regulární. Toto nastane, pokud determinant matice nebude roven nule, v opačném případě řešení nelze najít. Dalším předpokladem pro nalezení řešení je stacionarita problému (signálu i šumu), v opačném případě nebudou koeficienty, resp. filtr časově invariantní. Řešení není vázáno na konkrétní model zkruslení, ani na nezávislost signálu a šumu.

Algoritmus LMS se pokouší najít optimální řešení Wienerova filtru za pomoci odhadu, založeného na okamžitých hodnotách.

7.4 LMS algoritmus

Tento algoritmus je základním představitelem třídy stochastických gradientních adaptivních algoritmů, postavených na teorii Wienerovy filtrace stochastickém průměrování a metodě nejmenších čtverců.

Iterační výpočet koeficientů lineárního adaptivního algoritmu LMS je dán rov. 7.12:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + 2\mu e(n)\mathbf{x}(n), \tag{7.12}$$

kde $\mathbf{x}(n)$ je vstupní vektor zpožděných (N) hodnot vstupního (měřeného) signálu podle rov. 6.13. Vektor $\mathbf{w}(n)$ podle rov. 6.14 představuje impulsní charakteristiku filtru (koeficienty vektoru vah transversálního adaptivního FIR filtru) v čase n . Konstanta μ představuje tzv. velikost kroku (Step-Size). Tato konstanta má zásadní vliv na rychlost a stabilitu konvergence adaptivního algoritmu. Dosažení správné hodnoty (malá kladná konstanta) za μ je nezbytné pro správnou činnost LMS algoritmu. Je-li zvolená hodnota příliš malá, bude čas nutný k nalezení optimálního řešení adaptivním filtrem příliš dlouhý. Je-li μ příliš velké, bude adaptivní filtr nestabilní a výsledný výstup bude vykazovat odchylky, podrobněji v [5, 13, 18].

7.4.1 Odvození LMS algoritmu

Odvození LMS algoritmu má základ v teorii optimálního Wienerova řešení vah adaptivního filtru \mathbf{w}_{opt} (rov. 7.11) popsaného v kap. 7.3. K řešení úloze bude přistoupáno optimalizačním způsobem. V rov. 7.3 byla definována funkce minimalizace účelové funkce $\zeta(n)$ z hlediska MMSE, z výrazu lze zjistit, že je kvadratickou funkcí prostoru koeficientů \mathbf{w} . Úloha je formulována tak, že se bude hledat v N -rozměrném prostoru koeficientů bod s minimální hodnotou, tj. bod definovaný dle rov. 7.11. V procesu optimalizace podle LMS se nejprve zvolí počáteční bod v prostoru koeficientů (náhodně, nebo na základě předběžného odhadu) a poté se bude postupnými kroky přibližovat k optimálnímu bodu. Jestliže proces konverguje, dosáhne se optimálního bodu nebo se alespoň k němu přiblíží. Pro dosažení optimálního bodu bude použita metoda nejstrmějšího sestupu, kterou lze definovat jako:

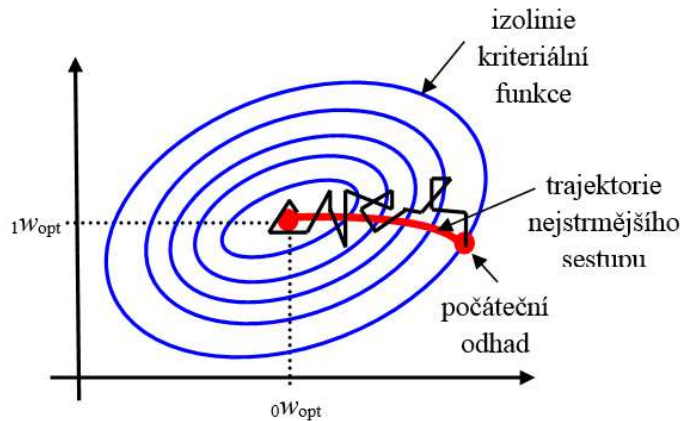
$$\begin{aligned}\mathbf{w}(n+1) &= \mathbf{w}(n) - \mu \nabla \zeta(n), \\ \text{kde } \zeta(n) &= E[e^2(n)], \\ \text{chybový signál není známý} &\Rightarrow \text{odhad,} \\ \text{pak } \zeta(n) &= e^2(n).\end{aligned}\tag{7.13}$$

Gradient účelové funkce $\nabla \zeta(n)$ z rov. 7.13 byl již definován v rov. 7.11, dosažením do rov. 7.13 se získá rov. 7.14, kde korelační a autokorelační funkce, tj. souborové střední hodnoty, mohou být odhadnuty pouze z jediného členu. Souborové střední hodnoty v tomto případě budou zatíženy náhodnou chybou. Takový gradient funkce se označuje stochastickým gradientem. Jde o hrubý, avšak nevychýlený odhad, který po určité době konverguje ke stejnému výsledku jako gradient. Stochastický gradient se určí jako:

$$\begin{aligned}\nabla \zeta(n) &= \nabla(e^2(n)) \\ &= \frac{\partial e^2(n)}{\partial \mathbf{w}} \\ &= 2e(n) \frac{\partial e(n)}{\partial \mathbf{w}} \\ &= 2e(n) \frac{\partial (d(n) - y(n))}{\partial \mathbf{w}} \\ &= -2e(n) \frac{\partial \mathbf{w}^T(n) \mathbf{x}(n)}{\partial \mathbf{w}} \\ &= -2e(n) \mathbf{x}(n).\end{aligned}\tag{7.14}$$

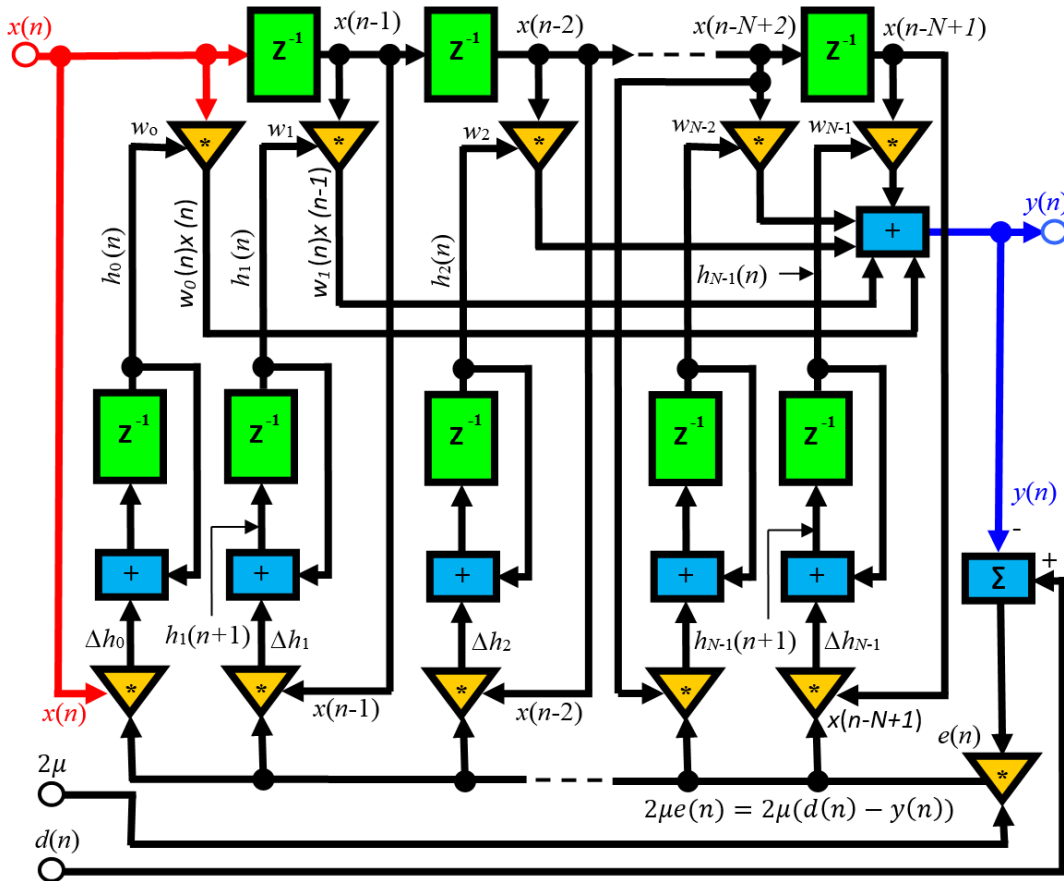
Dosažením stochastického gradientu z rov. 7.14 do algoritmu největšího sestupu z rov. 7.13, dostaneme konečný iterační výpočet koeficientů lineárního adaptivního algoritmu LMS podle rov. 7.12.

Na obr. 41 je plnou červenou čarou vyznačena optimální trajektorie odpovídající nejstrmějšímu spádu, slabá lomená čára schematicky ukazuje, jak se odhad koeficientů může přibližovat k správné (optimální) hodnotě.



Obr. 41: Optimalizace koeficientů.

Rychlost sestupu bude závislá na vlastnostech kriteriální funkce, tedy na statistických vlastnostech zpracovávaných signálů, délce filtru a na volbě konvergenční konstanty. Na obr. 42 je znázorněna struktura LMS algoritmu.



Obr. 42: Struktura adaptivního LMS filtru.

7.4.2 Implementace LMS algoritmu

Každá iterace LMS algoritmu vyžaduje provedení 3 odlišných kroků v daném pořadí. V následující tab. 5 jsou shrnuty jednotlivé kroky vlastní implementace algoritmu LMS na základě odvození z předešlé kapitoly. Hlavním důvodem pro časté využívání LMS algoritmů v adaptivní filtraci je jejich nenáročnost na výpočetní operace, která činí jejich implementaci jednodušší než u jiných běžně používaných adaptivních algoritmů.

Tab. 5: Jednotlivé kroky implementace LMS algoritmu.

<p>Krok I. Pomocí rov. 6.15, resp. rov. 6.16 a rov. 6.17 se vypočítá hodnota výstupu FIR filtru $y(n)$:</p> $y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} w(n)x(n-i) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n). \quad 7.15$
<p>Krok II. Vypočítá se hodnota odhadované chyby podle rov. 7.2:</p> $e(n) = d(n) - y(n). \quad 7.16$
<p>Krok III. Aktualizují se hodnoty vah vektoru FIR filtru s ohledem na další iteraci, a to podle rov. 7.12:</p> $\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + 2\mu e(n)\mathbf{x}(n). \quad 7.17$

7.4.3 NLMS algoritmus

Pokud vstupní signál nabývá relativně vysokých hodnot, má algoritmus LMS tendenci zesilovat šum. V normalizovaném LMS algoritmu (dále jen NLMS) je krok gradientu μ (konvergenční konstant) normalizovaný energií vstupního vektoru \mathbf{x} , podle rov. 7.18.

$$\mu(n) = \frac{1}{\mathbf{x}^T(n)\mathbf{x}(n)}. \quad 7.18$$

Znamená to, že při velkých hodnotách vstupu $x(n)$ se bude postupovat k minimu pomaleji a naopak. Každá iterace NLMS algoritmu vyžaduje provedení 4 odlišných kroků v daném pořadí. V následující tab. 6 jsou shrnuty jednotlivé kroky vlastní implementace algoritmu NLMS:

Tab. 6: Jednotlivé kroky implementace NLMS algoritmu.

<p>Krok I. Pomocí rov. 6.15, resp. rov. 6.16 a rov. 6.17 se vypočítá hodnota výstupu FIR filtru $y(n)$:</p> $y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} w(n)x(n-i) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n). \quad 7.19$
<p>Krok II. Vypočítá se hodnota odhadované chyby podle rov. 7.2:</p> $e(n) = d(n) - y(n). \quad 7.20$
<p>Krok III. Je vypočítaná velikost konvergenční konstanty μ, podle:</p> $\mu(n) = \frac{1}{\mathbf{x}^T(n)\mathbf{x}(n)}. \quad 7.21$
<p>Krok IV. Aktualizují se hodnoty vah vektoru FIR filtru s ohledem na další iteraci, a to podle rov. 7.12:</p> $\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + \mu e(n)\mathbf{x}(n). \quad 7.22$

7.5 RLS algoritmus

Je považován za základního představitele třídy rekurzivních adaptivních algoritmů, založených na teorii Kalmanovy filtrace, časovém průměrování a metodě nejmenších čtverců. Jedná s o rekurzivní variantu výpočtu optimálních koeficientů dle MSE. Tyto algoritmy se snaží minimalizovat účelovou funkci v rov. 7.5.

Na rozdíl od LMS algoritmů a jejich odvozenin, RLS algoritmy přímo uvažují hodnoty předchozích odhadů chyb. RLS algoritmy jsou známy především svým vynikajícími výkony při práci v časově proměnných prostředích. Tyto jejich výhody jsou však doprovázeny zvýšenými nároky na výpočetní složitost a určitými problémy se stabilitou, viz [7, 8, 9, 60].

7.5.1 Odvození RLS algoritmu

Účelová funkce RLS algoritmu v rov. 7.5 ukazuje, že v čase n jsou požadovány všechny hodnoty odhadů chyb, a to od momentu zahájení činnosti RLS algoritmu. Je zřejmé, že množství dat, vyžadovaných pro běh algoritmu, se v průběhu času zvyšuje. S ohledem na skutečnost, že paměť i výpočetní kapacity mají omezenou velikost, je algoritmus RLS ve své nejzákladnější podobě prakticky nepoužitelný, viz [4]. Nicméně odvození i nadále předpokládá, že všechny hodnoty dat jsou zpracovávány. V praxi se však předpokládá jen konečný počet předchozích hodnot, který odpovídá řádu RLS FIR filtru N . Následující odvození RLS algoritmu je shrnuto podle [3, 7, 11]. Na úvod je nutno definovat $y_n(k)$ jako výstup FIR filtru v n pomocí aktuálního vektoru vah a vstupního vektoru předchozího času k . Odhadovaná hodnota chyby $e_n(k)$ je tvořena rozdílem požadované hodnoty na výstupu v čase k a odpovídající hodnoty $y_n(k)$. Tyto a další vhodné definice jsou vyjádřeny v rov. 7.23, pro $k = 1, 2, 3, \dots$.

$$\begin{aligned}
 y_n(k) &= \mathbf{w}^T(n) \mathbf{x}(k). \\
 e_n(k) &= d(k) - y_n(k). \\
 \mathbf{d}(n) &= [d(1), d(2), \dots, d(n)]^T. \\
 \mathbf{y}(n) &= [y_n(1), y_n(2), \dots, y_n(n)]^T. \\
 \mathbf{e}(n) &= [e_n(1), e_n(2), \dots, e_n(n)]^T. \\
 \mathbf{e}(n) &= \mathbf{d}(n) - \mathbf{y}(n).
 \end{aligned}
 \tag{7.23}$$

Je-li definováno $\mathbf{X}(n)$ jako matice, tvořená předchozím vstupním sloupcovým vektorem n až do současnosti, lze $\mathbf{y}(n)$ vyjádřit také jako rov. 7.24:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{X}(n) &= [\mathbf{x}(1), \mathbf{x}(2), \dots, \mathbf{x}(n)]. \\
 \mathbf{y}(n) &= \mathbf{X}^T(n) \mathbf{w}(n).
 \end{aligned}
 \tag{7.24}$$

Účelovou funkci z rov. 7.5 pak lze vyjádřit v maticově-vektorovém tvaru pomocí diagonální matice $\Lambda(n)$, skládající se z váhových koeficientů.

$$\begin{aligned}
 \zeta(n) &= \sum_{k=1}^n \lambda^{n-k} e_n^2(k) = \mathbf{e}^T(n) \tilde{\Lambda}(n) \mathbf{e}(n), \\
 \text{kde } \tilde{\Lambda}(n) &= \begin{bmatrix} \lambda^{n-1} & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda^{n-2} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^{n-3} & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \end{bmatrix}.
 \end{aligned}
 \tag{7.25}$$

Dosažením hodnot z rovnic rov. 7.23 a rov. 7.24 lze účelovou funkci rozepsat a následně opět zmenšit, viz rov. 7.26 (z důvodu přehlednosti je dočasně vynechán zápis (n)).

$$\begin{aligned}
 \zeta(n) &= \mathbf{e}^T(n) \tilde{\Lambda}(n) \mathbf{e}(n) \\
 &= \mathbf{d}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{d} - \mathbf{d}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{y} - \mathbf{y}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{d} + \mathbf{y}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{y} \\
 &= \mathbf{d}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{d} - \mathbf{d}^T \tilde{\Lambda} (\mathbf{X}^T \mathbf{w}) - (\mathbf{X}^T \mathbf{w})^T \tilde{\Lambda} \mathbf{d} + (\mathbf{X}^T \mathbf{w})^T \tilde{\Lambda} (\mathbf{X}^T \mathbf{w}) \\
 &= \mathbf{d}^T \tilde{\Lambda} \mathbf{d} - 2\tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda^T \mathbf{w} + \mathbf{w}^T \tilde{\Psi}_\lambda \mathbf{w}.
 \end{aligned} \tag{7.26}$$

kde $\tilde{\Psi}_\lambda(n) = \mathbf{X}(n) \tilde{\Lambda}(n) \mathbf{X}^T(n)$.

$$\tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n) = \mathbf{X}(n) \tilde{\Lambda}(n) \mathbf{d}(n).$$

Poté je možno odvodit gradient výše uvedeného zápisu účelové funkce, a to s ohledem k vahám filtru. Bude-li hodnota tohoto vyjádření rovna nule, je možno zjistit koeficienty filtru $\bar{\mathbf{w}}(n)$, které minimalizují účelovou funkci.

$$\begin{aligned}
 \tilde{\Psi}_\lambda(n) \bar{\mathbf{w}}(n) &= \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n). \\
 \bar{\mathbf{w}}(n) &= \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n) \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n).
 \end{aligned} \tag{7.27}$$

Matice $\boldsymbol{\Psi}(n)$ ve výše uvedené rovnici může být rozšířena a převedena do rekurzivního tvaru. Vektor $\mathbf{k}(n)$ je uváděn jako vektor zisků a je zahrnut za účelem zjednodušení výpočtu.

$$\begin{aligned}
 \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n) &= \lambda \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) + \mathbf{x}(n) \mathbf{x}^T(n) \\
 &= \lambda^{-1} \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) - \frac{\lambda^{-2} \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \mathbf{x}(n) \mathbf{x}^T(n) \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1)}{1 + \lambda^{-1} \mathbf{x}^T(n) \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \mathbf{x}(n)} \\
 &= \lambda^{-1} (\tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) - \mathbf{k}(n) \mathbf{x}^T(n) \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1)), \\
 \text{kde } \mathbf{k}(n) &= \frac{\lambda^{-1} \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \mathbf{x}(n)}{1 + \lambda^{-1} \mathbf{x}^T(n) \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \mathbf{x}(n)} = \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n) \mathbf{x}(n).
 \end{aligned} \tag{7.28}$$

Vektor $\boldsymbol{\theta}_\lambda(n)$ rov. 7.26 může být také vyjádřen v rekurzivní formě. Pomocí tohoto a nahrazením $\boldsymbol{\Psi}^{-1}(n)$ z rov. 7.28 v rov. 7.27 bude v konečné fázi definován aktuální váhový vektor filtru pro RLS algoritmus, jak v rov. 7.29.

$$\begin{aligned}
 \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n) &= \lambda \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n-1) + \mathbf{x}(n) \mathbf{d}(n) \\
 \bar{\mathbf{w}}(n) &= \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n) \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n) \\
 &= \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n-1) - \mathbf{k}(n) \mathbf{x}^T(n) \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1) \tilde{\boldsymbol{\theta}}_\lambda(n-1) + \mathbf{k}(n) \mathbf{d}(n) \\
 &= \bar{\mathbf{w}}(n-1) - \mathbf{k}(n) \mathbf{x}^T(n) \bar{\mathbf{w}}(n-1) + \mathbf{k}(n) \mathbf{d}(n) \\
 &= \bar{\mathbf{w}}(n-1) + \mathbf{k}(n) (\mathbf{d}(n) - \bar{\mathbf{w}}^T(n-1) \mathbf{x}(n)) \\
 &= \bar{\mathbf{w}}(n-1) + \mathbf{k}(n) \bar{e}_{n-1}(n),
 \end{aligned} \tag{7.29}$$

kde $\bar{e}_{n-1}(n) = \mathbf{d}(n) - \bar{\mathbf{w}}^T(n-1) \mathbf{x}(n)$.

7.5.2 Implementace RLS algoritmu

Jak již výše bylo uvedeno, paměť RLS algoritmu je limitována konečným počtem hodnot, odpovídajících řádu vektoru vah filtru. V souvislosti s uvedeným je třeba zmínit dva faktory implementace RLS algoritmu:

- přestože je pro odvození vzorce RLS algoritmu nezbytná inverze matice, nejsou výpočty inverze matice potřebné pro vlastní implementaci, což výrazně snižuje výpočetní složitost algoritmu,

- na rozdíl od LMS algoritmů jsou současně proměnné aktualizovány v rámci iterace, ve které mají být použity, za pomoci hodnot z předchozí iterace.

V následující tab. 7 jsou shrnuty jednotlivé kroky vlastní implementace algoritmu RLS na základě odvození z předešlé kapitoly.

Tab. 7: Jednotlivé kroky implementace RLS algoritmu.

<p>Krok I. Výstup filtru se vypočítá pomocí vah filtru z předchozí iterace a aktuálního vstupního vektoru:</p> $\bar{y}_{n-1}(n) = \bar{\mathbf{w}}^T(n-1)\mathbf{x}(n). \quad 7.30$
<p>Krok II. Pomocí následující rovnice se vypočítá střední vektor zisků:</p> $\mathbf{u}(n) = \tilde{\Psi}_\lambda^{-1}(n-1)\mathbf{x}(n),$ $\mathbf{k}(n) = \frac{1}{\lambda + \mathbf{x}^T(n)\mathbf{u}(n)}\mathbf{u}(n). \quad 7.31$
<p>Krok III. Hodnota chyby odhadu se vypočítá podle:</p> $\bar{e}_{n-1}(n) = d(n) - \bar{y}_{n-1}(n). \quad 7.32$
<p>Krok IV. Vektor vah filtru je aktualizován za pomoci rov. 7.32 a vektoru zisků vypočítaného v rov. 7.31:</p> $\mathbf{w}(n) = \bar{\mathbf{w}}^T(n-1) + \mathbf{k}(n)\bar{e}_{n-1}(n). \quad 7.33$
<p>Krok V: Ukončení výběru vzoru z trénovací množiny Inverzní matice se vypočte podle:</p> $\psi_\lambda^{-1}(n) = \lambda^{-1}(\psi_\lambda^{-1}(n-1) - \mathbf{k}(n)[\mathbf{x}^T(n)\psi_\lambda^{-1}(n-1)]). \quad 7.34$

7.5.3 FTF algoritmus

Důvodem pro zařazení FTF (Fast Transversal Filter) algoritmu je řádové snížení výpočetní náročnosti klasického RLS při zachování rychlosti konvergence. Ukazuje se, že je jednou z možných cest, kterými se může ubírat budoucnost adaptivní filtrace. Detailní popis tohoto algoritmu je značně obsáhlý a velmi složitý a přesahuje obsahový rámce předkládané práce. Podrobný popis s odvozením je možno nalézt v [176].

7.6 Výběr vhodného adaptivního algoritmu

Výběr vhodného adaptivního algoritmu je ovlivněn mnoha faktory, v následujících podkapitolách je přehled některých důležitých vlastností, které sehrávají při volbě algoritmu významnou roli.

Rychlost konvergence

Rychlost konvergence adaptivního algoritmu je určena počtem iterací (opakování), které příslušný rekursivní algoritmus musí provést k tomu, aby adaptivní filtr dosáhl optimálního stavu (konvergoval) filtrace (začne kolísat kolem příslušné hodnoty). V této práci je za optimální stav filtrace považována minimalizovaná střední kvadratická odchylka.

Chyba konvergence

Chyba konvergence adaptivního algoritmu je představována rozdílem mezi optimální a skutečnou hodnotou chyby. Je to tedy v podstatě chyba určená rozdílem mezi hodnotou střední kvadratické chyby při dokonalé filtraci a střední kvadratické chyby dosažené pomocí příslušného

adaptivního algoritmu. Ideální adaptivní algoritmus má střední kvadratickou chybu v průběhu celé filtrace rovnu nule.

Kvalita sledování

Kvalita sledování souvisí se schopností adaptivního algoritmu při zpracovávání nestacionárních signálů (proměnné parametry) sledovat změny statistických vlastností vstupního signálu, jinak řečeno popisuje míru sledování změn. Tento parametr úzce souvisí s rychlostí konvergence a numerickými vlastnostmi adaptivního filtru.

Robustnost

V praxi často dochází k tomu, že nastavení počátečních podmínek není pro adaptivní filtraci vhodné. Robustnost adaptivního algoritmu udává jeho schopnost uspokojivě pracovat, přestože počáteční podmínky byly špatně zadány. Robustnost úzce souvisí s numerickými vlastnostmi daného algoritmu.

Výpočetní náročnost

Výpočetní náročnost adaptivního algoritmu je důležitá pro volbu vhodného technického prostředku k implementaci adaptivního filtru (DSP, PC, apod.). V současné době si díky neustálému zvyšování výpočetního výkonu můžeme dovolit implementaci algoritmů, které dříve byly pro svou matematickou náročnost jen obtížně realizovatelné. Výpočetní náročnost tedy udává počet aritmetických operací (sčítání, násobení apod.), které je nutno provést pro výpočet algoritmu při jedné iteraci. Prozatím důležité, ale s postupem času ztrácející význam, je to, jak velkou paměť zabere výpočet. Do parametru náročnosti je také někdy zahrnuto zhodnocení zápisu příslušného adaptivního algoritmu v příslušném programovacím jazyce (assembler, jazyk C, Matlab apod.).

Numerické vlastnosti

Při adaptivní filtraci se lze setkat s problémem, kdy algoritmus, který má nulovou chybu konvergence, může vlivem kvantovacích chyb vykazovat nenulovou chybu mezi optimální a skutečnou hodnotou (z uvedeného důvodu se také pro adaptivní filtraci využívají převážně FIR filtry, které mají menší náchylnost na kvantování koeficientů ve srovnání s filtry IIR, pro adaptivní filtraci nevhodnými). Pojem numerická robustnost adaptivního algoritmu vyjadřuje skutečnost, jak je příslušný algoritmus citlivý na změnu délky slova při kvantování.

Struktura algoritmu

Struktura adaptivního algoritmu se uplatňuje v případech, vybude prováděna hardwarová implementace, např. pomocí technologie VLSI integrovaných obvodů. V těchto případech je nutné posuzovat, zda se algoritmus vyznačuje modulovou strukturou nebo zda některé z jeho částí lze zpracovat paralelně apod.

7.7 Popis vybraných soft-computingových metod

V oblasti metod adaptivního zpracování signálů dochází v posledních letech stále častěji k využívání principů, založených na poměrně nové vědní disciplíně, označované jako soft computing (dále jen SC). Tato disciplína se zabývá zejména širokým spektrem výpočetních postupů, jejichž společné jmenovatele je možno klasifikovat jako odklon od klasického modelování, založeného na analytických metodách, booleovské logice, ostré klasifikaci a také na deterministickém prohledávání, viz [107]. Část pojmenování „soft“ vyjadřuje lexikálně měkkost či mírnost; zde však představuje měkké požadavky na přesnost popisovaných jevů. Mezi hlavní směry SC patří zejména fuzzy logika, umělé neuronové sítě a genetické algoritmy podrobnější informace o SC je možno nalézt např. v [62, 177, 190].

Uvedená kapitola se zabývá popisem vybraných soft-computingových metod, využívaných v praxi pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fEKG. Autor se v této části práce zabývá základními teoretickými aspekty:

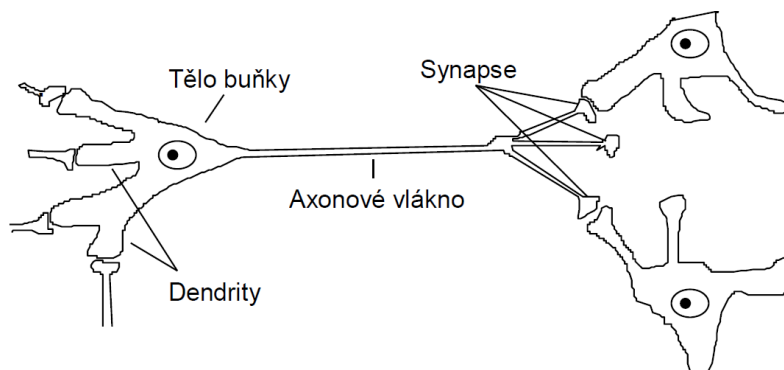
- umělých neuronových sítí,
- fuzzy logiky,
- fuzzy-neuronových sítí.

7.7.1 Umělé neuronové sítě

Umělá neuronová síť je matematický výpočetní model, který vychází z chování nervových soustav živých organismů, zejména pak lidského mozku. Zde je základním stavebním i funkčním kamenem nervová buňka zvaná neuron.

V jednodušší formulaci je možno hlavní funkci neuronu chápat jako zpracování signálu – na vstupu jsou z okolních zdrojů přijímány nejrůznější podněty, tyto jsou následně systémem vyhodnocovány a na základě jejich vyhodnocení vzniká výstup. Vzájemným propojením velkého množství neuronů vzniká hustá neuronová síť, jejíž schopností je zpracovávat, přenášet a uchovávat informace.

Jednoduché schéma biologického neuronu je znázorněno na obr. 43. Základními prvky, které je možno ve stavbě neuronu rozlišit jsou: tělo (sóma), množství krátkých výběžků, sloužících jako vstupy (dendrity) a jeden dlouhý výběžek fungující jako výstup (axon). Napojení axonu jednoho neuronu na další neuron je označováno jako synapse. Velikost výpočetní síly celého systému závisí nejen na množství jednotlivých neuronů, ale zejména na počtu synapsí. V případě lidského mozku se jedná přibližně o 10^{11} neuronů a o 10^{14} synapsí mezi nimi.



Obr. 43: Biologický neuron, tzv. biologický vzor, převzato z knihy [184].

Níže uvedená citace, kterou je, mimo jiné, možno chápat jako velmi zajímavé vyjádření analogie mezi biologickým a technickým systémem, potvrzuje, že technické systémy, vyvíjené dnešními, prudce rostoucími postupy moderní vědy, jsou tvořeny na základech systémů biologických, ať již těch známých či nově objevených. Biologické systémy, jako nedílná součást vzniku a fungování života jako takového, ovlivňují lidstvo na každém jeho kroku. Principy fungování těchto systémů jsou pro nás nevyčerpatelným zdrojem podnětů a inspirací pro další zkvalitňování našeho života:

„Mnozí z výzkumných pracovníků z oboru neurofyzologie se shodli na tom, že funkce mozku závisí na toku informací skrze komplikované obvody, sestavující se z neuronů, které zpracovávají informace paralelně. Pracovníkům ve výpočetní technice se díky této inspiraci otevírají nové analogie v procesu zpracování informace. Jsou to nové principy paralelního zpracování informace, s jejíž pomocí mohou být řešeny úlohy rozpoznávání řeči, porozumění starým jazykům, rozpoznávání tvarů a tváří, rozpoznávání nádorů a defektivních buněk, atd. Tyto úlohy jsou při použití konvenčních počítačů, zpracovávajících informace sériově, řešitelné jen velmi obtížně nebo vůbec.“ prof. Jana Tučková, [98].

V souladu se svým biologickým předobrazem jsou i umělé neuronové sítě vytvářeny seskupením většího počtu relativně jednoduchých základních stavebních prvků, a to umělých neuronů (matematický model neuronu). Modely neuronu, využívané v reálných aplikacích, je možno rozdělit z několika hledisek, zejména podle, [98]:

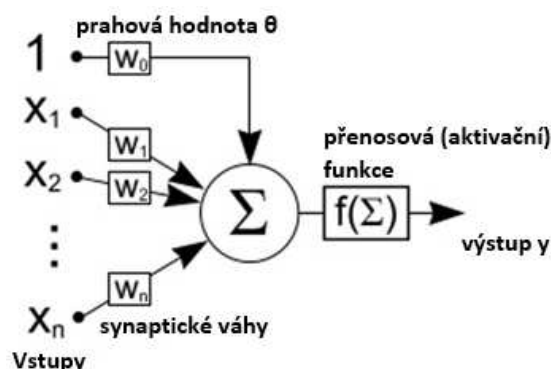
- povahy vstupních dat (binární, spojité),
- složitosti (modely I., II., III., IV., V. generace),
- aktivačních funkcí a charakteru algoritmů učení (lineární, nelineární, statistické, dynamické, deterministické, stochastické).

Podrobný popis principu a chování složitějších modelů je možno nalézt v [185]. Podle TUČKOVÁ (s. 48, 2009), viz [98] jsou ve většině aplikací, zejména v aplikacích technického typu, používány modely neuronů I. generace, popisující jednodušší biologické neurony, a II. generace, které se zabývají složitějším chováním neuronů.

Každý model neuron obsahuje dvě části:

- **obvodovou funkci OF** (*net function*), která stanovuje způsob kombinace vstupních parametrů uvnitř neuronu,
- **aktivační vrstvu AF** (*activation function*), která určuje způsob transformace vstupních parametrů na výstupu z neuronu, jedná se o přenosovou funkci.

Obecné schéma modelu umělého neuronu představuje obr. 44. Jedná se o nejrozšířenější model, tzv. formální neuron, který je často označován po svých autorech jako McCulloch-Pittsův neuron.



Obr. 44: Model biologického neuronu, tzv. biologický vzor, převzato z disertační práce [106] a upraveno podle knihy [98].

Umělý neuron obsahuje libovolný počet vstupů $x(n)$ a hodnota každého z nich je upravována vahou $w(n)$. Na kombinaci takto upravených vstupů je následně aplikována přenosová funkce $f()$. Výstup neuronu je tedy matematicky možno popsat následujícím vztahem, [106]:

$$y = f \left(\sum_{j=1}^N w_j x_j + \Theta \right), \quad 7.35$$

ve kterém w_j představuje synaptické váhy, $f()$ přenosovou funkci (někdy v odborné literatuře označovanou jako S), x_j jsou vstupy neuronové sítě (celkem N), Θ práh daného neuronu a y představuje výstup sítě.

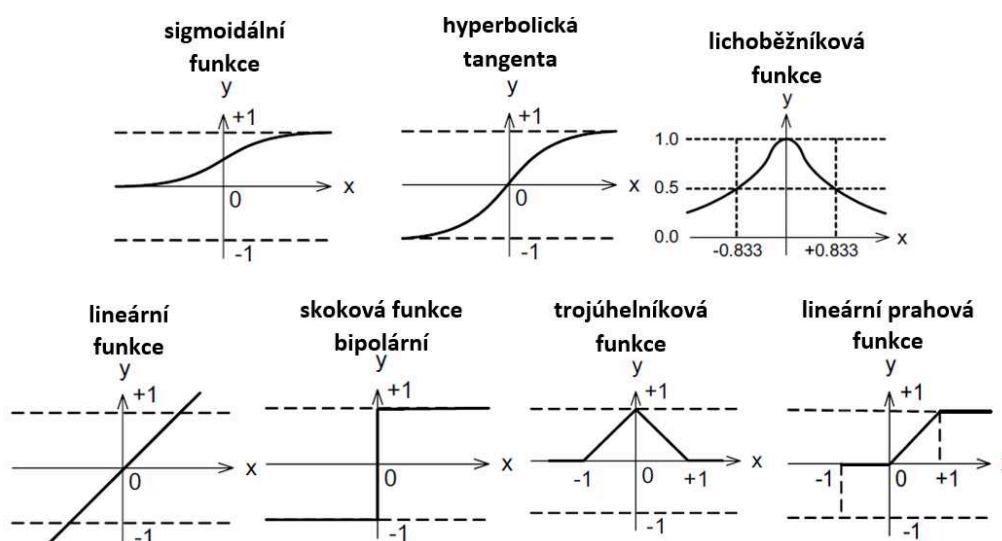
Vyhodnocení vstupních signálů na základě výše uvedené rovnice tedy ovlivňuje jednak zvolená přenosová funkce $f()$, jednak i nastavení jednotlivých vah $w(n)$. Hledání takového vektoru w , při kterém neuronová síť vykazuje požadované výsledky, je označováno jako tzv. učení neuronů. Zde se dostáváme zpět k základním principům soft-computingu - nejsme schopni exaktně popsat

zkoumaný problém, avšak postupný učení neuronové sítě dokážeme získat dostatečně přesný a funkční výpočetní model.

Umělé neuronové sítě jsou tímto předurčeny zejména k predikci, aproximaci, rozpoznávání, asociaci, filtraci, optimalizaci a dalším obdobným úlohám, viz [35, 61, 62]. Jednou z konkrétních aplikací je např. adaptivní zpracování signálů využívající speciální neuronovou síť označenou jako ADALINE - adaptivní lineární neuron [41].

Důležitou vlastností neuronových sítí je, že se z hlediska svého principu do značné míry přibližují k paralelním systémům. Pro většina jejich zapojení totiž platí, že určitá část neuronů pracuje vždy současně. Při vhodné aplikaci je tak možno dosáhnout výrazně rychlejšího zpracování dat, než tomu bylo u tradičních metod se sekvenčním zpracováním.

Již výše bylo uvedeno, že umělé neuronové sítě se vyznačují určitými přenosovými (aktivačními) funkcemi. Je využívána široká škála těchto aktivačních funkcí podle jednotlivých požadovaných vlastností. Některé nejčastěji používané varianty aktivačních funkcí jsou znázorněny na následujícím obr. 45.



Obr. 45: Ukázka vybraných přenosových funkcí, převzato a upraveno z knihy [35].

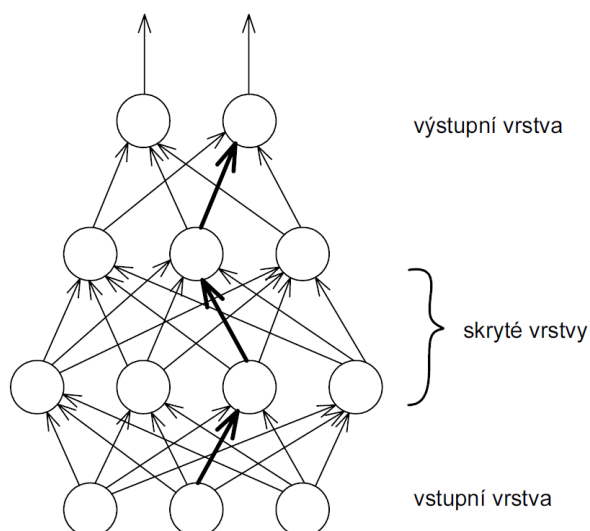
7.7.1.1 Architektury neuronových sítí

Neuronové sítě mohou být vytvořeny řadou různých zapojení, která do velké míry závisí na požadovaných vlastnostech systému. V těchto požadavcích bývá kladen důraz např. na vysokou flexibilitu sítě při učení, popř. na co nejdetailnější přesnost podávaných výsledků. Dalšími požadavky mohou být také rychlost výpočtu či paměťová a výpočetní náročnost modelu.

Nejjednodušším příkladem uvedeného zapojení je tzv. perceptron, tvořený neuronovou sítí o jednom neuronu se skokovou přenosovou funkcí, jehož základní náčrt je na obr. 44. Jedná se o tzv. dopřednou síť, která striktně zachovává postup signálu ze vstupu na výstup bez cyklických závislostí. Hlavním omezením perceptronu je jeho schopnost nalézt řešení pouze pro lineárně oddělitelné problémy.

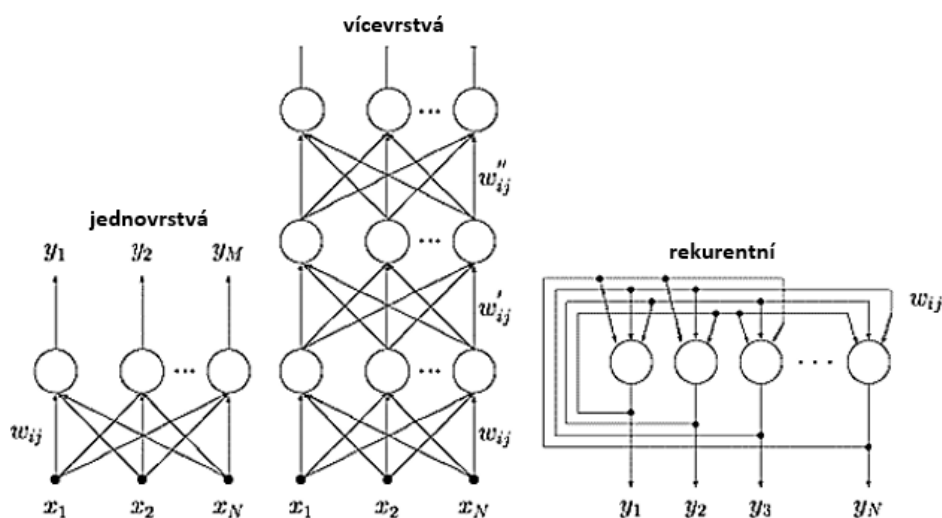
Přirozeným rozšířením předchozího modelu je použití více perceptronů, od jednoduchého zapojení několika nezávislých částí až po vrstvý model, ve kterém se jednotlivé perceptrony vzájemně ovlivňují. Tzv. vícevrstvý perceptron je již schopen řešit i lineárně neseparovatelné problémy. Při své činnosti využívá metodu učení zvanou backpropagation, kterou je podrobněji řešena v následující kap. 7.7.1.3.

U vícevrstvných dopředných neuronových sítí je možno jednotlivé neurony klasifikovat podle jednotlivých vrstev na vstupní, skryté (alespoň jedna vrstva) a výstupní, viz obr. 46.



Obr. 46: Ukázka vícevrstvého preceptronu, vícevrstvá síť s dopředným šířením, převzato z knihy [35].

Další velkou a významnou skupinou jsou kromě dopředných sítí také tzv. rekurentní sítě, pro které je charakteristické využívání složitější vazby mezi jednotlivými neurony a umožnění zpětné vazby z výstupu na vstupy předcházejících neuronů (Elman, Jordan, Hopfield, ART a další). Díky této schopnosti lze v případě rekurentních sítí vytvářet modely s pamětí a zpracovávat kontextová data, jejichž využití je např. při rozpoznávání textu.



Obr. 47: Jednotlivé typy neuronových sítí, převzato a upraveno z [35, 98].

7.7.1.2 Způsoby učení

Jedním z důležitých požadavků pro vytváření funkční neuronové sítě je tzv. učení, které v praxi představuje nastavování vah na vstupech jednotlivých neuronů. V praxi existují tři základní přístupy, jak je tohoto dosahováno.

První metoda nazývaná jako učení s učitelem využívá sadu testovacích dat, která jsou postupně předkládána neuronové síti a výsledky jsou porovnávány s očekávaným řešením. Na základě zjištěných odchylek následně vzniká zpětná vazba, kterou jsou jednotlivé váhy vhodně upravovány. Některé algoritmy využívají tzv. dávkové učení, kdy je síti předložena celá množina testovacích dat najednou, a teprve poté dojde k uvedeným úpravám vah. Jiné algoritmy pracují např. na principu inkrementálního přístupu, při kterém se váhy mění průběžně po každém cyklu, a tento se opakuje do doby, než chyba výstupu klesne pod požadovanou mez.

Učení bez učitele, jako druhá metoda, nespolehá na dostupné testovací vzorky, ale testování při této metodě probíhá průběžně přímo na „živých“ datech. Síť v tomto případě klasifikuje dosažené výsledky, vyhledává jejich statisticky významné rysy a na základě těchto poznatků dochází k usměrňování, označovanému jako tzv. samoorganizaci sítě.

Třetí metoda, nazývaná též jako posilované učení, vychází ve své podstatě z kombinace předchozích metod. Opět zde dochází k průběžnému učení při zpracování reálných dat, avšak správné vyhodnocení vede k pozitivní odezvě, která vede síť ke vhodným modifikacím vah.

V předkládané práci se autor zaměřil na algoritmus zpětného šíření chyby, označovaný též jako algoritmus BPG (Error Back-Propagation Algorithm nebo Back-Propagation of Gradient) a to z důvodu využívání uvedeného algoritmu ve zpětném chodu implementované sítě ANFIS.

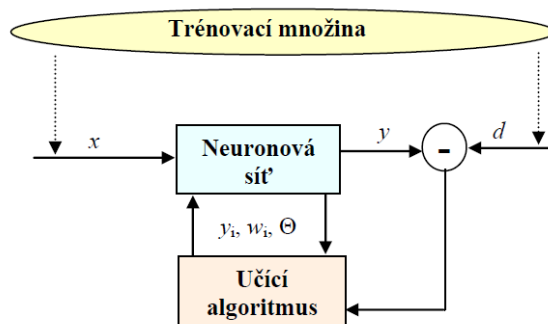
7.7.1.3 Algoritmus zpětného šíření chyby (Back-Propagation)

Jedním ze základních učících algoritmů je tzv. algoritmus zpětného šíření (dále jen BPG), využívaný u vícevrstvých dopředných sítí, jakými je např. vícevrstvý perceptron, viz obr. 46. Pro použití tohoto algoritmu je nutná neuronová síť, složená alespoň ze tří vrstev - jedné vrstvy vstupní, jedné (i více) skryté vrstvy a jedné výstupní vrstvy. Mezi jednotlivými vrstvami dochází k úplnému propojení neuronů, tzn., že každý neuron z nižší vrstvy je propojen se všemi neurony z vrstvy vyšší. Tento algoritmus patří do výše uvedené druhé skupiny, využívající učení s učitelem. Existuje tedy adaptivní fáze s testovací množinou dat a jejím vyhodnocováním. Název Back-Propagation je odvození od základní vlastnosti algoritmu, kterou je zpětná distribuce chyby od výstupu, přičemž jsou postupně upravovány váhy neuronů až ke vstupní vrstvě. V oblasti učení neuronových sítí patří tento učící algoritmus BPG k nejrozšířenějším algoritmům; je používán u cca 80% všech aplikací.

Učení podle popsaného algoritmu je možno rozdělit do tří fází:

- V první fázi je předloženo zadání. Na toto zadání začnou postupně reagovat neurony jednotlivých vrstev sítě od vstupní vrstvy až po výstupní. Jakmile síť poskytne výstupní hodnoty, je možné zjistit chybu výstupu.
- Ve druhé fázi dochází k šíření informací o chybě, a to směrem od výstupní vrstvy zpět ke vstupní. Chybu neuronů ve skryté vrstvě určuje součet chyb neuronů následující vrstvy vynásobených odpovídajícími vahami. U vstupní vrstvy není třeba chybu zvažovat, neboť vstupní vrstva pouze distribuuje vstupní hodnoty.
- Ve třetí fázi, ve které je už pro každý neuron chyba známá, je možné adaptovat váhy podle pravidla učení.

Uvedený postup se v praxi aplikuje způsobem, že jednotlivé fáze se cyklicky opakují do doby dosažení požadované malé chyby sítě, mezního počtu iterací či dalších kritérií stanovených pro zastavení procesu učení. Aktivační funkce Pro neuronové síť používající algoritmus BPG musí být splněna podmínka spojitě, diferencovatelné a monotónně neklesající aktivační funkce. Tuto podmínku nejlépe vystihuje sigmoida a hyperbolický tangens, viz obr. 48.



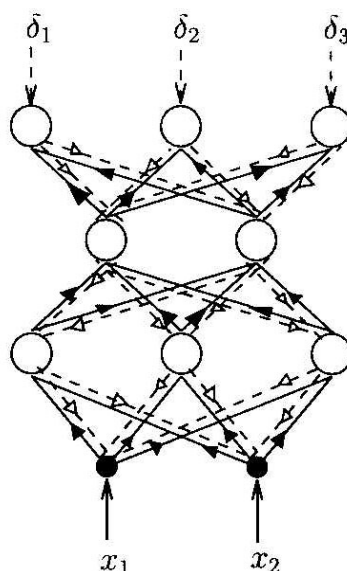
Obr. 48: Grafické znázornění algoritmu zpětného šíření, d představuje požadovaný výstup, převzato z učebního textu [148].

Pomocí toho algoritmu se minimalizuje chybová funkce (cost function), a to prostřednictvím adaptace synaptických vah. Chybová funkce bývá často v odborné literatuře označována jako funkce energetická nebo prostě energie (obecně lze v oblasti neuronových sítí vypořádat určitý terminologický nesoulad, který ztěžuje popis dané problematiky). Algoritmus BPG je řazen mezi gradientní metody, neboť chybovou funkci minimalizuje na základě nejrychlejšího sestupu. Základem tohoto algoritmu je minimalizace energie neuronové sítě. Uvedená energie vyjadřuje tzv. míru naučenosti, je tedy možno o ní říct, že vyjadřuje odchylku mezi reálnými a požadovanými hodnotami výstupů neuronové sítě v případě dané testovací množiny.

V každém cyklu algoritmu jsou přivedena na vstup testovací data, následně je získán výstup a je vypočtena chyba vzhledem k očekávanému výsledku. Průměrnou kvadratickou chybu výstupu lze tedy definovat pomocí následujícího vztahu:

$$E = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (y_i - t_i)^2, \quad 7.36$$

kde n je počet neuronů výstupní sítě, y_i je i -tý výstup a t_i představuje i -tý požadovaný výstup. Chybu sítě je možno získat jako součet parciálních chyb sítě E , kdy parciální chyba představuje střední kvadratickou chybu mezi požadovaným a skutečným výstupem. Celková chyba neuronové sítě se následně vypočítá ze skutečných a požadovaných hodnot jejich výstupů.



Obr. 49: Princip algoritmu zpětného šíření chyby, plné šipky ukazují směr šíření signálu, zatímco čárkované směr šíření chyby, převzato z [148].

Učící algoritmus zpětného šíření je možno považovat za optimalizační metodu, schopnou pro potřeby konkrétní neuronové sítě a testovací množiny definovat váhové koeficienty a prahy tak, aby docházelo k postupnému klesání energie. V počáteční fázi je nutno specifikovat optimalizační metodu, vhodnou pro požadovaný typ sítě z důvodu odlišné struktury či výstupních funkcí jednotlivých neuronů. Budeme předpokládat, že naši síť tvoří neurony, jejichž chování popisuje rov. 7.35, která byla uvedena v předešlé kapitole.

V následující tab. 8 jsou popsány jednotlivé kroky algoritmu zpětného šíření. Pro jednoznačnost výkladu je zavedeno konkrétní označení prvku neuronové sítě pro daný popis. Písmenem o je označena výstupní vrstva, písmenem h skrytá vrstvu a i, j představují indexy. Konkrétně tedy y_i^h je výstup i -tého neuronu skryté vrstvy, nebo w_{ij}^0 je váha spojující i -tý neuron výstupní vrstvy s j -tým neuronem předcházející skryté vrstvy. Indexem i jsou označovány výstupní neurony a indexem j vstupní.

Tab. 8: Jednotlivé kroky algoritmu zpětného šíření, převzato z [186].

<p>Krok I. Inicializace: Všechny váhy v síti se nastaví náhodně na hodnoty v doporučeném rozsahu $\langle -0.3, 0.3 \rangle$.</p>
<p>Krok II. Předložení vzoru: Z trénovací množiny se vybere vzor a přiloží se na vstupy sítě. Následně se po vrstvách směrem od vstupů k výstupům sítě počítají výstupy jednotlivých neuronů podle vztahu:</p> $y = S \sum_{i=1}^n (w_i x_i + \Theta), \quad \text{kde } S(\varphi) = \frac{1}{1 + e^{-\gamma\varphi}}. \quad 7.37$ <p>Výstupní nelineární funkce S je sigmoida, která je definovaná vztahem uvedeným výše, ve kterém γ je koeficient, určující strmost křivky v počátku souřadné soustavy.</p>
<p>Krok III. Srovnání: V kroku srovnání se nejprve vypočítá energie, resp. chybová funkce podle vztahu:</p> $E = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (y_i - t_i)^2, \quad 7.38$ <p>ve kterém n je počet výstupů sítě, y_i je i-tý vstup a t_i je i-tý požadovaný výstup. Tato energie bude využita jako přírůstek k celkové energii, počítané ve všech testovacích vzorech. Dále bude vypočítána chyba pro výstupní vrstvu:</p> $\delta_i^0 = (d_i - y_i^0) \gamma y_i^0 (1 - y_i^0). \quad 7.39$
<p>Krok IV. Zpětné šíření chyby a modifikace vah: Pro všechny neurony ve vrstvě vypočteme:</p> $\Delta w_{ij}^l(t) = \eta \delta_i^l(t) y_j^{l-1}(t) + \alpha \Delta w_{ij}^l(t-1), \quad 7.40$ $\Delta \Theta_i^l(t) = \eta \delta_i^l(t) + \alpha \Delta \Theta_i^l(t-1), \quad 7.41$ <p>kde α představuje setrvačnost učení. Podle vztahu:</p> $\delta_i^{h-1} = y_i^{h-1} (1 - y_i^{h-1}) \sum_{k=1}^n w_{ki}^h \delta_k^h, \quad 7.42$ <p>Dojde ke zpětnému šíření chyby do vrstvy, která je blíže vstupům. Rychlost učení či strmost kroku je označena jako η. V závěru tohoto kroku budou modifikovány váhy.</p> $w_{ij}^l(t+1) = w_{ij}^l(t) + \Delta w_{ij}^l(t), \quad 7.43$ $\Theta_i^l(t+1) = \Theta_i^l(t) + \Delta \Theta_i^l(t). \quad 7.44$ <p>Tento krok se opakuje pro všechny vrstvy sítě způsobem, že se začíná vrstvou výstupní ($l = o$) a následně pokračuje vrstvami skrytými vrstvy ($l = h$).</p> <p>V případě zpracovávání skryté vrstvy, která je nejbližší vstupní vrstvě, je nutno nahradit y_i^{h-1} v rovnici pro výpočet Δw odpovídající vstupní hodnotou, tedy x_j.</p>
<p>Krok V: Ukončení výběru vzoru z trénovací množiny Pokud nebyly přiloženy k síti všechny požadované vzory z trénovací množiny, následuje návrat ke kroku II., po vyčerpání všech vzorů je postupováno podle kroku VI. Pozn. Při sekvenčním výběru je realizace tohoto testu jednoduchá. Pokud však jsou vzory vybírány náhodně, je nutno v průběhu učení znamenat, které vzory již byly použity.</p>
<p>Krok VI: Ukončení procesu učení Jestliže zjištěná chyba neuronové sítě za poslední epochu byla menší, než zvolené kritérium, nebo byl vyčerpán počet epoch, následuje ukončení učení. V opačném případě opět pokračujeme krokem II.</p>

Tématem neuronových sítí, ať již přímo či jako součást řešení jiné problematiky, se v České republice zabývá, či v minulosti zabývala, ve svých pracích řada autorů. Mnohé z těchto prací, přestože odborně a kvalitně zpracovaných, ztrácí v přímé souvislosti s časem na své aktuálnosti

a využitelnosti v praxi, neboť vývoj v oblasti neutronových sítí, stejně jako vývoj v mnoha jiných oblastech vědeckého výzkumu, jde velmi rychle kupředu a mnohé poznatky či postupy již za několik let ztrácí na své aktuálnosti či vědecké hodnotě.

Podle autora lze za současné stěžejní odborné práce, zabývající se jak teoretickými, tak zejména aplikačními možnostmi neuronových sítí v České republice, považovat odborné práce prof. Ing. Jany Tučkové, CSc., viz [99, 100, 101, 102, 187], a to především její monografii „*Vybrané aplikace umělých neuronových sítí při zpracování signálů*“, viz [98].

7.7.2 Fuzzy logika

V roce 1965 profesor elektrotechniky na Kalifornské univerzitě v Berkley (USA) Lotfi A. Zadeh publikoval v časopise *Information and Control* článek s názvem „*Fuzzy sets*“, viz [189], kterým položil základy nové teorie - teorie fuzzy množin a fuzzy logiky (článek má v současné době přes 50. 000 citací).

„*S rostoucí složitostí přesný výrok ztrácí smysl a smysluplný výrok přesnost.*“ prof. Lotfi A. Zadeh, [188].

Fuzzy logic, pro kterou čeština používá ekvivalenty jako např. neostrá, nejasná, nepřesná či mlhavá logika, přinesla novou kategorii logiky, zabývající se rozlišováním pojmů pravda/nepravda. Tradiční logika (např. aristotelská či booleanská) rozlišuje pouze dvě pravdivostní hodnoty výroku - ANO/NE. K používání těchto odlišných hodnot lidé podvědomě přistupují i v situacích, kdy toto vyjadřování neodpovídá realitě. Příkladem může být například odpověď na otázku z běžného každodenního života – „Je den nebo noc?“ Odpověď na tuto otázku v časných ranních či naopak pozdních večerních hodinách není ani jednoduchá, ani jednoznačná: Současně je odpověď také naprosto individuální, doba začátku či konce dne či noci je u každého člověka omezena mnoha faktory – tam, kde pro jednoho již panuje hluboká noc, jiný teprve „začíná žít“. Rozlišení doby na den/noc má tedy neostré, nepřesné - fuzzy – hranice a tvrzení "Je den, je noc" může být jen z části pravdivé, např. z 60%.

Pro tradiční čili klasickou logiku je základním stavebním prvkem pravdivost či nepravdivost výroku - výrok je buď pravdivý, nebo nepravdivý. V žádném případě nemůže být pravdivý a nepravdivý současně. Pro fuzzy logiku toto omezení nevytváří hranice. Fuzzy logika připouští kompromisy a paradoxy, namísto černobílého 0/1 stavu připouští celou řadu nejrůznějších variant – zcela nepravdivou počínaje, přes takřka nepravdivou, paradoxní, takřka pravdivou až po naprosto pravdivou. Systémy, pracující podle zásad klasické, booleanské logiky (0 - 1, pravda -nepravda), žádné paradoxy nepřipouštějí. Při své činnosti automaticky vyřazují pravidla, která jsou v rozporu se systémem, protože jsou chápána jako chyba (tzv. konzistentní výrok).

Naopak systémy, jejichž činnost je založena na principech fuzzy logiky, se při své práci chovají obdobně jako lidé. Využívají intuitivními termíny (dost, hodně, málo, trochu) a objektivněji odrážejí vágní, čili neurčitou, realitu. Pravdivost či nepravdivost není posuzována jako nutná vlastnost systému, pouze odráží míru užitečnosti pro jeho správné fungování.

Samozřejmě existují názory, že obdobnými názory či zásadami se zabývá teorie pravděpodobnosti a nejsou zde důvody pro popírání aristotelského chápání světa. Ale pokud, jako další příklad z každodenního života, vezmeme sklenici z poloviny plnou vody, nikdo nebude tvrdit, že je padesátiprocentní šance, že je sklenice plná. Všem je jasné, že je plná z poloviny, nebo také, že je a není plná.

Fuzzy logika jasným způsobem dává najevo, že svět není možno roztrždit do škatulek a ve své podstatě bude složitější, než jsme si v původních teoriích představovali.

7.7.2.1 Fuzzy množiny

Pro využití teorie fuzzy množin v předkládané práci je ovšem nutno přistoupit k jejím základním pojmům poněkud formálněji. Fuzzy množina (dále jen FM) bývá často označována jako „mlhavá“ či „neurčitá“. Jednou z charakteristických vlastností FM je, že prvek může patřit do množiny jen částečně, a tedy částečně do ní i nepatřit. Míra zařazení do množiny je vyjadřovaná prostřednictvím tzv. míry (stupně) příslušnosti (*degree of membership*), která je dále v textu označována jako μ_A (fuzzy množina A, viz rov. 45). V případě využívání klasické, dvouhodnotové logiky, může μ_A nabývat pouze dvou hodnot, 0 nebo 1 (prvek do množiny nepatří - 0, resp. patří - 1). Obecně lze FM definovat jako množinu uspořádaných dvojic:

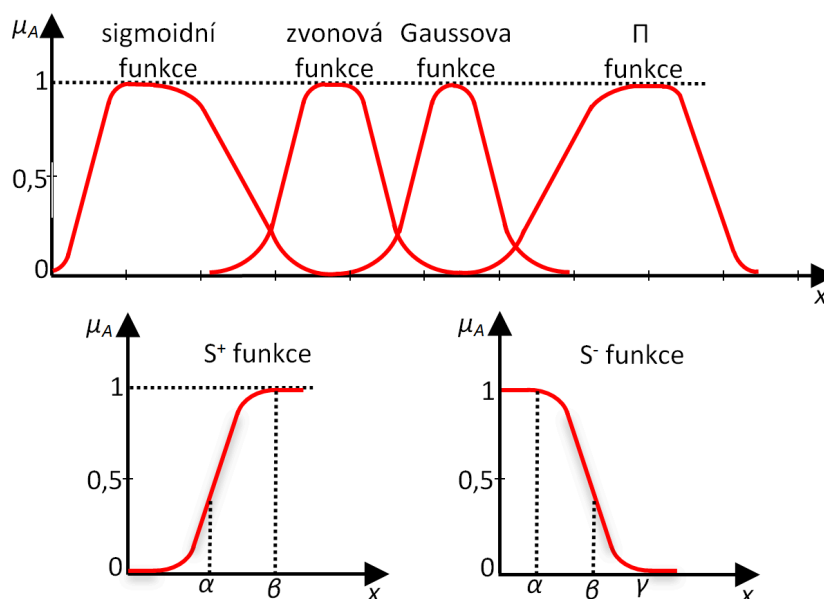
$$A = (x, u_A(x)), \quad 7.45$$

kde $\mu_A: U \rightarrow L$ představuje zobrazení množiny U^{24} do množiny L reálných čísel v uzavřeném intervalu $\langle 0, 1 \rangle$.

Jestliže prvek x do množiny A pevně náleží, pak $\mu_A(x) = 1$, pokud prvek x do množiny A jistě nepatří, pak $\mu_A(x) = 0$. V případě, že prvek do množiny patří jen částečně, má μ_A hodnotu mezi 0 a 1. Funkce příslušnosti může být vyjádřena tabulkou, grafem nebo matematickým výrazem. Univerzum proměnné může být spojitě nebo diskrétní. Fuzzy množinu pro diskrétní univerzum zapisujeme ve tvaru

$$A = \{(x_1, u_A(x_1)), (x_2, u_A(x_2)), \dots\}, \quad 7.46$$

Bylo definováno velké množství nejrůznějších průběhů μ_A , ukázka některých vybraných μ_A je zobrazena na obr. 50.



Obr. 50: Tvary některých funkcí příslušnosti.

V reálných aplikacích jsou často využívány aproximace tvarů, viz obr. 51, zejména z důvodu, že tvary, uvedené na obr. 50 mají relativně složité matematické vyjádření, které je pro tyto reálné aplikace mnohdy zbytečné.

²⁴ Klasická množina, označovaná jako univerzum, tzn., že obsahuje všechny hodnoty, kterých mohou nabývat prvky vybrané množiny (např. normokardie v rozsahu 110-150 tepů/minuta).

Následující rov. 47 až rov. 50 představují matematické vyjádření často používaných μ_A . V rov. 47 je definována funkce Γ :

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0 & x < \alpha \\ (x - \alpha) / (\beta - \alpha) & \alpha \leq x \leq \beta \\ 1 & x > \beta \end{cases}. \quad 7.47$$

Funkci L můžeme zapsat obdobě:

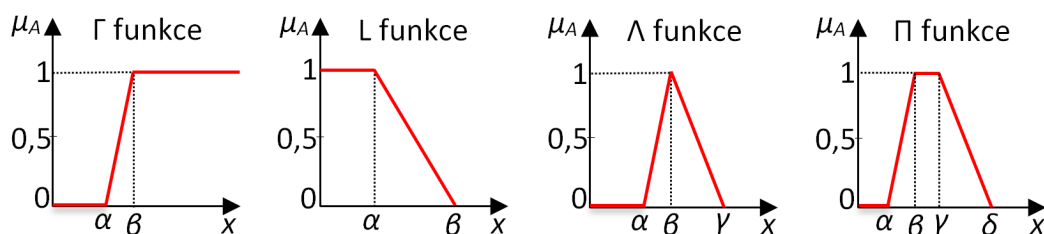
$$\mu_A(x) = \begin{cases} 1 & x < \alpha \\ (\beta - x) / (\beta - \alpha) & \alpha \leq x \leq \beta \\ 0 & x > \beta \end{cases}. \quad 7.48$$

Pro trojúhelníkovou funkci Λ platí:

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0 & x < \alpha \\ (x - \alpha) / (\beta - \alpha) & \alpha \leq x \leq \beta \\ (\gamma - x) / (\gamma - \beta) & \beta \leq x \leq \gamma \\ 0 & x > \lambda \end{cases}. \quad 7.49$$

Lichoběžníkovou funkci Π můžeme definovat:

$$\mu_A(x) = \begin{cases} 0 & x < \alpha \\ (x - \alpha) / (\beta - \alpha) & \alpha \leq x \leq \beta \\ 1 & \beta \leq x \leq \gamma \\ (\delta - x) / (\delta - \gamma) & \gamma \leq x \leq \delta \\ 0 & x > \lambda \end{cases}. \quad 7.50$$

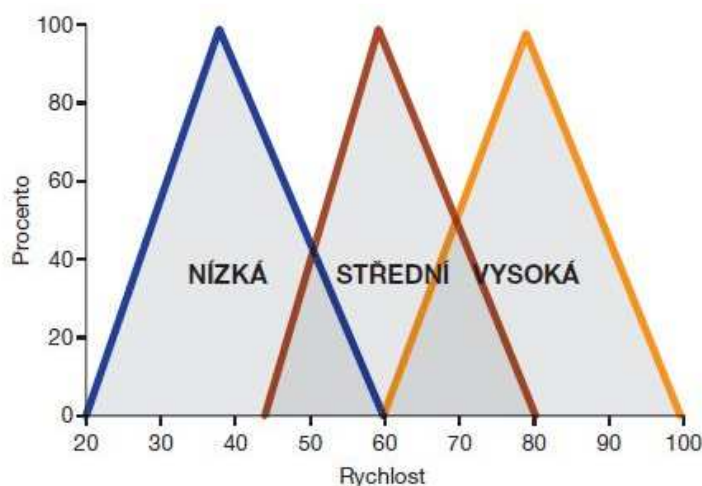


Obr. 51: Tvary často používaných funkcí příslušnosti.

7.7.2.2 Fuzzifikace, defuzzifikace

Přechod od ostré hodnoty (crisp values) k fuzzy vyjádření spočívá v zařazení jednotlivých stupňů příslušnosti do jedné nebo více fuzzy množin, odpovídajících jednotlivým termům (lingvistickým proměnným). Např. množina termů $T(X)$, ve které X představuje rychlost automobilu, je $T(X) = \{\text{nízká, střední, vysoká}\}$. Lingvistickou proměnou lze tedy definovat trojici $LP = (X, T(X), U)$, kde U představuje univerzum. Množinu termů je možno dále zjemnit množinou jazykových modifikátorů, jakými jsou např. velmi, výrazně, značně, více, více méně, asi, přibližně, zhruba, méně, skoro, aj.

Fuzzifikace je v použitém příkladu s rychlostí automobilu prováděna následovně: ostrá hodnota je 55 km/h a náleží k fuzzy množině, reprezentující term „nízká“ s mírou příslušnosti 0,2 (20%) a k fuzzy množině, reprezentující term „střední“ s mírou příslušnosti 0,6 (60%). Prakticky se se fuzzifikace provádí prohledáváním tabulek příslušnostních funkcí nebo dosazením do analogických výrazů těchto funkcí.



Obr. 52: Reprezentace termů fuzzy množinami.

Defuzzifikace je opačný postup, tj. přiřazení ostré hodnoty k výstupní (při více pravidlech agregační) fuzzy množině. Je popsána celá řada metod defuzzifikace, podrobnější informace lze nalézt např. v [6, 34, 62, 80, 107].

7.7.2.3 Fuzzy inferenční systém

Fuzzy inferenční systém (dále jen FIS) pracuje na základě znalostních pravidel. Tyto znalosti jsou většinou ve formě IF (JESTLIŽE) - THEN (PAK) pravidel, ve kterých IF představuje množinu předpokladů a THEN množinu odvoditelných závěrů. Tato pravidla jsou definována kombinací možných vzorových vstupů a výstupů. Vzorové vstupy a výstupy se vymezí pomocí tzv. jazykových proměnných a jejich hodnot, které jsou popsány fuzzy množinami. Vhodné kombinace vstupních a výstupních jazykových hodnot vymezí znalostní pravidla, podle kterých FIS počítá. Každé pravidlo určuje vztah mezi zvolenými vstupními a výstupními hodnotami. V teorii fuzzy množin lze FIS považovat za fuzzy relaci. Je tedy možno uvést, že inference je proces, který daným vstupům přiřazuje výstup či výstupy s využitím fuzzy logiky.

Je popsáno množství nejrozličnějších typů FIS, ale tato práce se zaměřuje pouze na jeden z nich, na tzv. Takagiho-Sugenův inferenční model (dále jen TS model, resp. TS pravidla), který je využíván u adaptivního neuro fuzzy inferenčního systému ANFIS. Podrobnější popis FIS z pohledu využití v ANFIS je uveden v následující kap. 7.7.3. Detailnější popis dalších fuzzy inferenčních systémů je pak možné nalézt např. v [77, 107, 189].

TS pravidla je možno nazvat speciálním případem výše zmíněných IF-THEN pravidel. Jak je zřejmé z uvedeného příkladu TS-pravidla (rov. 4.51), jedná se u TS-modelů o podmíněná pravidla, ve kterých je hodnota konsekventu z vyjádřena jako ostrá hodnota (singleton). Výpočet z se provádí výpočtem přesně dané lineární funkce proměnných z antecedentu a lze uvažovat i speciální případ, ve kterém je z rovno přímo zvolené konstantě ($z = p_0$).

$$R : \text{IF } x_1 \text{ is } A_1 \text{ AND } x_2 \text{ is } A_2 \text{ AND } \dots \text{ AND } x_n \text{ is } A_n \text{ THEN } z = p_0 + p_1x_1 + \dots + p_nx_n. \quad 7.51$$

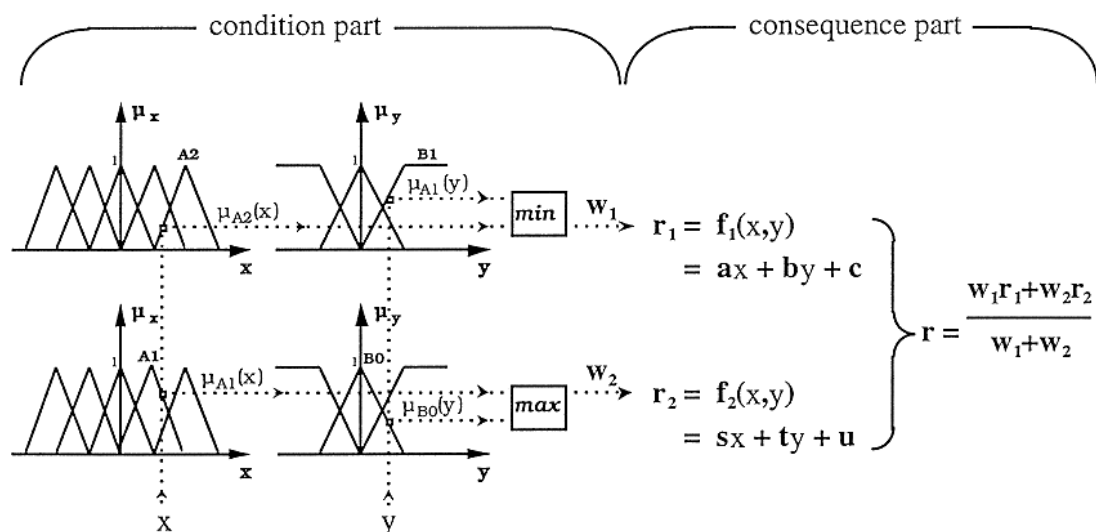
Funkce v konsekventu je funkce proměnných antecedentu, přičemž je obvykle lineární, a obecně je reprezentovaná jako polynom. V kontextu stupně polynomu se pak hovoří zkráceně o Sugenově fuzzy modelu nultého, prvního atd. řádu.

TS-metoda je v případě fuzzy predikátoru typicky implementována dle následujícího prototypu pravidel (rov. 7.52), kde A a B jsou fuzzy množiny v antecedentu a konsekvent je realizován lineární funkcí.

$$R_i : \text{IF } x \text{ is } A_i \text{ AND } y \text{ is } B_i \text{ THEN } z_i = r_i + p_i x + q_i y. \quad 7.52$$

Agregace konsekventů jednotlivých TS-pravidel, tj. agregace ostrých hodnot z_i je získána jako vážený průměr. Výstupem TS-metody je přímo ostrá hodnota.

Příklad interpretace dvou TS-pravidel a získání výstupní ostré hodnoty pomocí TS-modelu je zřejmý z následujícího obr. 53.



Obr. 53: Takagi Sugenuův fuzzy model, převzato z [80].

Užití TS-modelu může být velmi užitečné v případech, kdy regulovaná soustava je nelineární, ale je známo, že ji lze částečně linearizovat, přestože oblasti linearizace není možno přesně stanovit. Podrobnější informace o rozsáhlé problematice fuzzy logiky např. viz [33, 34, 62].

7.7.3 Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém

Fuzzy systémy, kterým byla věnována kap. 7.7.2, jsou sice schopny jednoduchým způsobem zpracovávat i nepřesná data a dojít k závěrům i z takovýchto informací, ale nejsou schopny se učit z okolí. Opakem jsou neuronové sítě (kap. 7.7.1), které jsou schopny učení, ale nedokážou zpracovat data, která by i přes svou nepřesnost mohla být nápomocná k nalezení závěru. Neuronové sítě a fuzzy systémy jsou proto považovány za systémy, které se mohou navzájem doplňovat.

V současné době dochází k velkému nárůstu počtu hybridních inteligentních systémů, které kombinují neuronové sítě a fuzzy logiku. Patří mezi ně i systémy, které se umí učit z okolí a následně odvodit závěry. Takovéto systémy se nazývají neuro-fuzzy systémy a jejich základem je fuzzy inferenční mechanismus, určený algoritmem, odvozeným z neuronových sítí.

Neuro-fuzzy systém je vytvořen tak, že interpretuje fuzzy systém a současně zachovává výhody neuronové sítě, tj. schopnost učit se na příkladech a po naučení vystihnout skryté, nelineární závislosti, čímž spojuje fuzzy systém a neuronové sítě. Navenek se jeví jako fuzzy systém, který je vnitřně realizovaný neuronovou sítí. Schopnost učení je shodná s neuronovými sítěmi a zároveň je zachována znalostní reprezentace fuzzy systému. Lingvistické proměnné jsou nastavovány při učení neuronové sítě na rozdíl od fuzzy aproximace, kdy tato činnost závisí výhradně na expertovi, podrobněji v [35, 80].

Jedním z neuro-fuzzy systémů je adaptivní dopředná neuronová síť, Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (dále jen ANFIS). ANFIS je neuronová síť, funkčně ekvivalentní fuzzy inferenčnímu systému typu Sugeno (Takagi-Sugeno). Architektura a funkce jednotlivých vrstev sítí jsou znázorněny na obr. 54, podrobnější informace lze nalézt např. v [6, 29, 35, 80]. Teorie ANFIS vychází z revoluční práce JANG (Berkley, USA, 1993) [103], která má již 8500 citací.

Představitelem fuzzy-neuronové sítě je obecný fuzzy inferenční systém (dále jen FIS), který je složen ze čtyř hlavních komponentů:

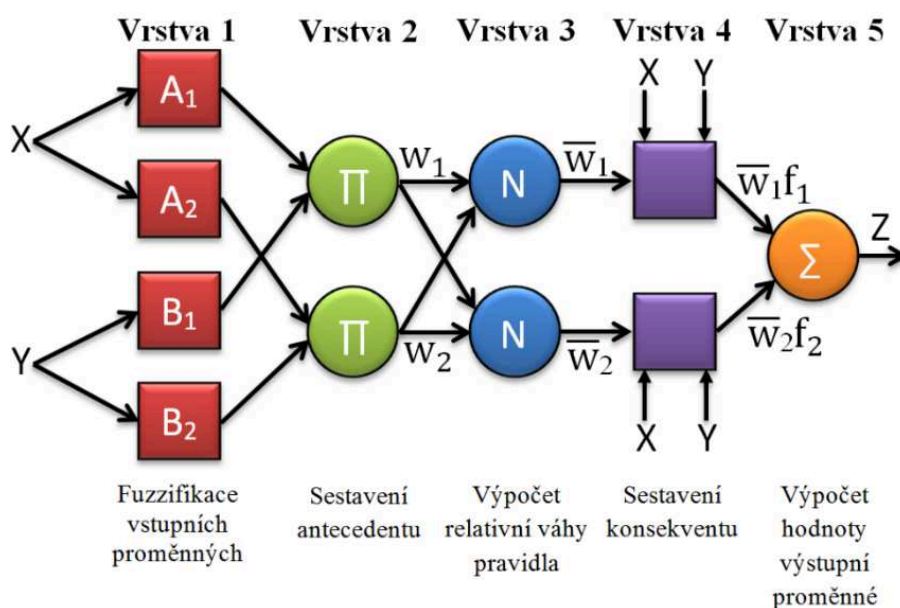
- 1) Znalostní báze (dále jen KB) - zahrnuje dostupné znalosti z dané problémové domény ve formě IF (fuzzy výrok - antecedent) - THEN (fuzzy výrok - konsekvent), tzv. JESTLIŽE-PAK pravidel, která též bývají popisována jako produkční pravidla. První fuzzy výroková množina (často složený výrok) se tedy nazývá antecedent, druhý výrok je označován jako konsekvent. Souhrn použitých pravidel se nazývá báze pravidel.
- 2) FIS - inferenční mechanismus, zajišťující inferenční proces na vstupech systému za použití fuzzy pravidel.
- 3) Fuzzifikační blok - provádí zobrazení ostrých hodnot z univerza U na vstupu systému - do fuzzy množiny, definované ve stejném univerzu.
- 4) Defuzzifikační blok - provádí inverzní operaci, a to zobrazení fuzzy množin z výstupního univerza V na ostré hodnoty, taktéž definované ve V .

Pro vytvoření stabilního vyzrálého FIS, schopného efektivně pracovat v predikčním módu, je nutné zvolit vhodné systémové parametry a strukturu. Tyto musí být nastaveny nebo odvozeny učícím procesem. Předpokladem je dostatečné množství vstupních a výstupních učících vzorů. Jedním z nejpoužívanějších učících systémů pro stanovení lineárních a nelineárních parametrů FIS (Takagi-Sugeno typu) je ANFIS (Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém). ANFIS představuje skupinu adaptivních sítí, které jsou funkčně ekvivalentní fuzzy inferenčnímu systému. ANFIS podporuje Takagi-Sugeno (T-S) systémy za předpokladu jejich následujících vlastností:

- jedná se o T-S systém prvního nebo nultého řádu,
- systém má jeden výstup,
- všechny výstupní funkce příslušnosti patří ke stejnému typu, tzn., jsou lineární nebo konstantní,
- nejsou sdílena pravidla,
- různá pravidla nemohou sdílet různé výstupní funkce příslušnosti,
- počet funkcí příslušnosti výstupu je stejný jako počet pravidel.

7.7.3.1 Architektura ANFIS

Názorný a jednoduchý příklad vychází z představy FIS systému dle obr. 54 se dvěma vstupy X a Y a jedním výstupem Z .



Obr. 54: Architektura ANFIS (jednoduchý T-S FIS systém - se dvěma vstupy X a Y jedním výstupem Z).

Dále uvažujme bázi pravidel o dvou fuzzy IF-THEN pravidlech T-S typu následného tvaru:

$$\begin{aligned} \text{Pravidlo (1): } & \text{JESTLIŽE } X \text{ je } A_1 \text{ a } Y \text{ je } B_1 \text{ pak } Z_1 = m_1X + n_1Y + q_1, \\ & 7.53 \\ \text{Pravidlo (2): } & \text{JESTLIŽE } X \text{ je } A_2 \text{ a } Y \text{ je } B_2 \text{ pak } Z_2 = m_2X + n_2Y + q_2. \end{aligned}$$

Architektura FIS systému obsahuje pět vrstev, ve kterých je funkce uzlů v téže rovině stejného typu. Vstupy, výstupy a implementované matematické modely uzlů jsou popsány dále.

Vrstva 1 (vstupní vrstva)

Vrstva 1 je tvořena adaptivními uzly, jejichž přenosové funkce odpovídají funkcím příslušnosti daných lingvistických hodnot, čili každý uzel představuje lingvistickou hodnotu vstupní proměnné. Funkce každého uzlu i v této vrstvě je ve tvaru:

$$O_i^1 = \mu_{A_i}(X) \quad 7.54$$

kde X je vstup uzlu i , μ_{A_i} je funkce příslušnosti lingvistického termu A_i , asociované s uzlem, a O_i je míra příslušnosti, kterou vstup X naplňuje A_i . Nejčastější volbou pro $\mu_{A_i}(X)$ je Gaussovská nebo zvonová funkce, viz obr. 50. Při učení jsou v této vrstvě nastavovány parametry funkcí příslušnosti, které tvoří antecedent pravidel.

Vrstva 2 (pravidlová vrstva)

Vrstva 2 je tvořena neadaptivními uzly, které pouze násobí příchozí signály, a tím na výstupu udávají váhu w pravidel, jejichž antecedent je dán kombinací lingvistických hodnot jednotlivých proměnných. Vstupem uzlů jsou signály z předchozí vrstvy a každý uzel zde odpovídá jednomu T-S fuzzy pravidlu. Výstupem je tedy vypočtená síla pravidla a tento výpočet je proveden následovně:

$$w_i = \mu_{A_i}(X) \times \mu_{B_i}(Y), \quad i = 1, 2, \quad 7.55$$

kde w_i reprezentuje sílu pravidla. Kromě násobení je možné implementovat i jiné operátory, které provádí zobecněný součin.

Vrstva 3 (normalizační vrstva)

Vrstva 3 je tvořena neadaptivními uzly, které na výstupu vyjadřují poměr váhy jednotlivých pravidel k součtu vah všech pravidel w , viz rov. 56. Tato normalizační vrstva obdrží w_i sílu pravidla z předchozí vrstvy a vypočítá normalizovanou sílu daného pravidla:

$$\overline{w}_i = \frac{w_i}{\sum_{i=1}^2 w_i}, \quad i = 1, 2. \quad 7.56$$

Počet uzlů je totožný s předcházející vrstvou, jedná se tedy o poměr váhy pravidla k sumě všech vah.

Vrstva 4 (defuzzifikační vrstva)

Vrstva 4 je tvořena adaptivními uzly, jejichž přenosová funkce je dána požadovaným tvarem konsekventu, může být tedy konstantní, nebo lineární. Adaptivní uzly jsou napojeny na korespondující normalizační uzly. Dalšími vstupy jsou vlastní vstupy systému X a Y . Uzel následně spočítá váhový konsekvent způsobem:

$$\overline{w}_i f_i = \overline{w}_i (m_i X + n_i Y + q_i), \quad i = 1, 2, \quad 7.57$$

kde \overline{w}_i je normalizovaná váha (síla) pravidla a m, n, q jsou parametry konsekventu.

Vrstva 5 (sumační vrstva)

Vrstvu 5 tvoří jediný neadaptivní uzel, který vypočítá celkový výstup ANFIS. Jedná se o sumu výstupů z předchozí vrstvy dle vztahu:

$$\sum_i \overline{w_i} f_i = \frac{\sum_i w_i f_i}{\sum_i w_i}, \quad i = 1, 2. \quad 7.58$$

Důležitým předpokladem, již výše zmíněným, je vhodné nastavení parametrů FIS. Obecně lze tyto parametry rozdělit na dva typy, a to nelineární parametry ve vstupní vrstvě a lineární parametry konsekventu ve vrstvě defuzzikační.

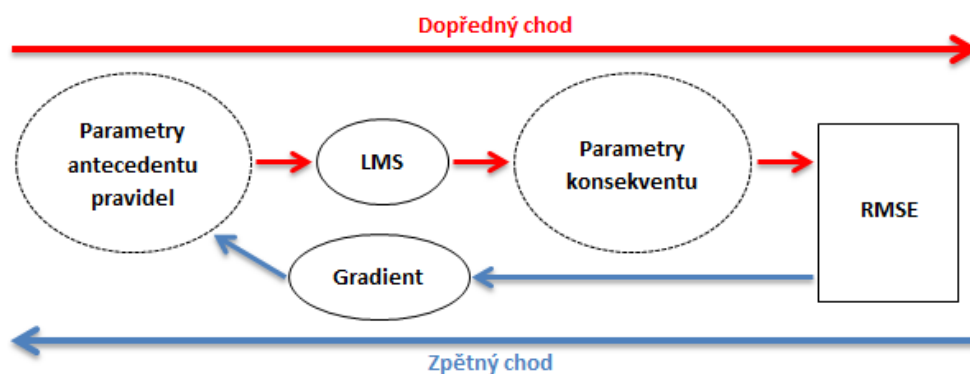
Výchozím předpokladem je přibližná inicializace FIS (fuzzy inferenční systém). Toto je zajištěno pomocí ANFIS, který poté nastavuje a vylepšuje adaptivní učící proces za využití již dříve iniciovaného FIS, který nastaví hybridní učící technikou. Jedná se o techniku, jejímiž základy jsou zpětnovazební gradientní metoda, používaná na nastavení parametrů vstupní vrstvy, a metoda nejmenších čtverců, sloužící k optimalizaci parametrů v defuzzifikační vrstvě.

Výsledná chyba, stanovená jako rozdíl celkového výstupu systému a požadovaného výstupu, je po skončení každé epochy změřena a redukována. Při dosažení přijatelné chyby systému nebo nastaveného počtu cyklů se učení ukončí

7.7.3.2 Hybridní učící algoritmus pro ANFIS

Jak již bylo naznačeno v předchozí části, pro trénování sítě používá ANFIS tzv. hybridní učící metodu. Parametry v antecedentu pravidla (určující funkce příslušnosti vstupních proměnných) jsou optimalizovány gradientní metodou, parametry konsekventu (konstanty nebo koeficienty lineární funkce) jsou počítány metodou nejmenších čtverců, podrobněji v [6, 32, 35].

Učící hybridní algoritmus je možno rozdělit na dva chody, opakující se po každé epoše. Rozlišujeme chod dopředný a zpětný, jak je znázorněno na obr. 55.



Obr. 55: Hybridní učící algoritmus.


V následujících dvou tabulkách jsou shrnuty jednotlivé kroky hybridního učení ANFIS v dopředném (tab. 9) i zpětném chodu (tab. 10).

Detailnější popis matematických relací pro odvození hybridního učení ANFIS je možné získat z práce „ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference systém“ JANG, (Berkley, USA, 1993), viz [103]. V České republice se touto problematikou nezbyvá žádná monografie, některé informace je možné získat z publikací, které jsou zaměřeny na problematiku automatizace řízení, či regulace, např. [107, 189].

Tab. 9: Popis dopředného chodu ANFIS, převzato z disertační práce [186].

Dopředný chod	
<p>U dopředného chodu jsou na vstup ANFIS přidávány tréninkové vzory (v tomto obecném případě X a Y), poté se postupně vypočítávají výstupy jednotlivých vrstev a v závěru jsou identifikovány parametry konsekventu odhadem metodou nejmenších čtverců. U T-S fuzzy inference je výstupní vektor (v tomto obecném případě Z) lineární funkce tvaru:</p>	
$Z_i = m_i X + n_i Y + q_i. \quad 7.59$	
<p>Za předpokladu tréninkové množiny (vstupně/výstupní vektory) o velikosti p, lze sestavit p lineárních rovnic, obsahujících parametry konsekventů m, n a q:</p>	
$\left\{ \begin{array}{l} Z(1) = \bar{w}_1(1)f_1(1) + \dots + \bar{w}_n(1)f_n(1) \\ Z(2) = \bar{w}_1(2)f_1(2) + \dots + \bar{w}_n(2)f_n(2) \\ \vdots \\ Z(p) = \bar{w}_1(p)f_1(p) + \dots + \bar{w}_n(p)f_n(p) \end{array} \right\}, \quad 7.60$	
<p>ve kterých p je počet vstupně/výstupních učicích vzorů, n je počet uzlů v pravidlové vrstvě a X, Y a Z jsou vstupní, respektive výstupní vzory. Výše uvedené rovnice je možno napsat ve tvaru:</p>	
$Z = Ak, \quad 7.61$	
<p>kde Z je výstupní vektor, A je matice velikosti $p \times n$ a k je $n \times 1$ vektor neznámých parametrů konsekventu:</p>	
$Z = \begin{bmatrix} Z(1) \\ Z(2) \\ \vdots \\ Z(P) \end{bmatrix}. \quad 7.62$	
$A = \begin{bmatrix} \bar{w}(1) & \bar{w}(1)X(1) & \bar{w}(1)Y(1) & \dots & \bar{w}_n(1) & \bar{w}_n(1)X(1) & \bar{w}_n(1)Y(1) \\ \bar{w}(2) & \bar{w}(2)X(2) & \bar{w}(2)Y(2) & \dots & \bar{w}_n(2) & \bar{w}_n(2)X(2) & \bar{w}_n(2)Y(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \bar{w}(p) & \bar{w}(p)X(p) & \bar{w}(p)Y(p) & \dots & \bar{w}_n(p) & \bar{w}_n(p)X(p) & \bar{w}_n(p)Y(p) \end{bmatrix}. \quad 7.63$	
$k = [p_1 \quad q_1 \quad r_1 \quad p_2 \quad q_2 \quad r_2 \quad \dots \quad p_n \quad q_n \quad r_n]^T. \quad 7.64$	
<p>Případ, kdy počet vstupně/výstupních učicích vzorů p je větší než počet neznámých parametrů n, je označován jako tzv. přeúčtený problém, který nemusí mít žádné řešení. V tomto případě se přistupuje k určování odhadu k pomocí metody nejmenších čtverců značeného jako k^*, který minimalizuje chybu $\ Ak - Z\ ^2$, za využití pseudo - inverzní metody:</p>	
$k^* = (A^T A)^{-1} A^T Z, \quad 7.65$	
<p>kde A^T je transponovaná A a $(A^T A)^{-1} A^T$ je pseudo - inverze A, pokud $(A^T A)$ je nesingulární. V momentě určení parametrů konsekventu lze vypočítat celkový výstup ANFIS $Z_{aktuální}$ a následně chybový vektor e jako:</p>	
$e = Z - Z_{aktuální} \quad 7.66$	

Tab. 10: Popis zpětného chodu ANFIS, převzato z disertační práce [186].

 Zpětný chod	
Ve zpětném chodu se aplikuje Back-Propagation algoritmus. Chybový signál je distribuován zpět sítě a pomocí řetězového pravidla (derivace složené funkce) jsou pozměněny parametry ascendentu . Příkladem je zde zvonová funkce příslušnosti v jednom z uzlů vstupní vrstvy. V případě výpočtu změny parametru a bude řetězové pravidlo následovné:	
$\Delta a = -\eta \frac{\partial E}{\partial a} = -\eta \frac{\partial E}{\partial e} \times \frac{\partial e}{\partial Z_{\text{aktuální}}} \times \frac{\partial Z_{\text{aktuální}}}{\partial (w_i f_i)} \times \frac{\partial (\overline{w_i f_i})}{\partial w_i} \times \frac{\partial \overline{w_i}}{\partial w_i} \times \frac{\partial w_i}{\partial w_{Ai}} \times \frac{\partial w_{Ai}}{\partial a}, \quad 7.67$	
kde η je učicí koeficient a E je momentální hodnota chyby pro výstupní ANFIS neuron.	
$E = \frac{1}{2} e^2 = \frac{1}{2} (Z - Z_{\text{aktuální}})^2. \quad 7.68$	
Tudíž,	
$\Delta a = -\eta (Z - Z_{\text{aktuální}}) (-1) f_1 \times \frac{\overline{w_i} (1 - \overline{w_i})}{w_i} \times \frac{w_i}{w_{Ai}} \times \frac{\partial w_{Ai}}{\partial a}, \quad 7.69$	
nebo:	
$\Delta a = -\eta (Z - Z_{\text{aktuální}}) f_1 \overline{w_i} (1 - \overline{w_i}) \times \frac{1}{w_{Ai}} \times \frac{\partial w_{Ai}}{\partial a}, \quad 7.70$	
kde v případě zvonové funkce příslušnosti:	
$\frac{\partial w_{Ai}}{\partial a} = \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{X-a}{c}\right)^{2b}\right]^2} \times \frac{1}{e^{2b}} \times 2b \times (X-a)^{2b-1} \times (-1) = w_{Ai}^2 \times \frac{2b}{c} \times \left(\frac{X-a}{c}\right)^{2b-1}. \quad 7.71$	
Podobně získáme koeficienty b a c .	

Kapitola VIII.

Metodika a popis prováděných experimentů

Následující, nejrozsáhlejší kapitola doktorské disertační práce je věnována vlastní metodice a popisu prováděných experimentů. Pro dosažení vytyčených cílů byly stanoveny jednotlivé etapy realizace prováděných experimentů:

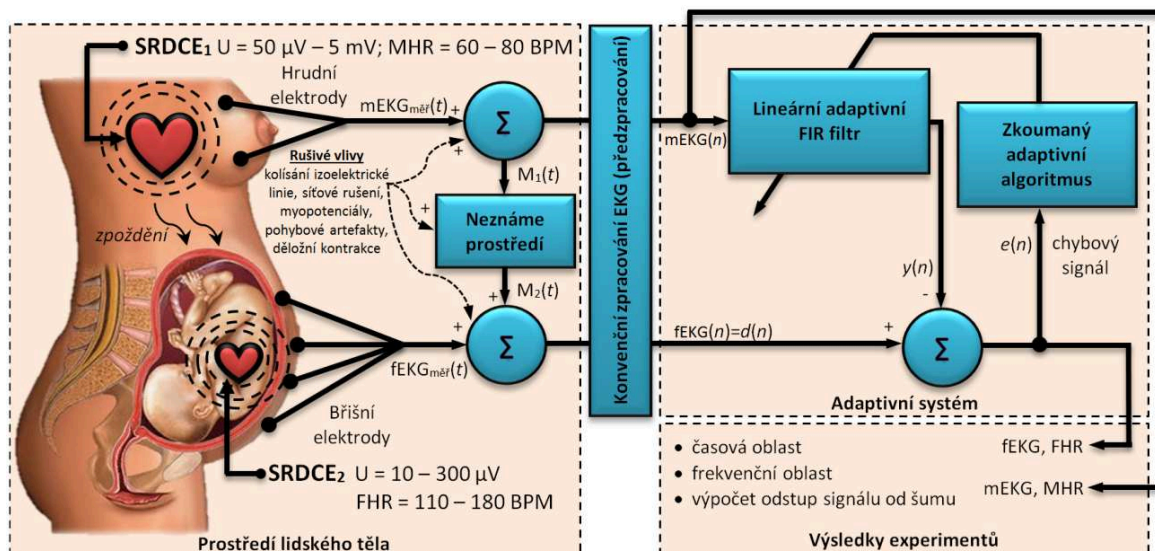
- návrh adaptivního systému,
- příprava dat pro experimenty,
- návrh metodiky hodnocení prováděných experimentů,
- ověření funkce navržených adaptivních systémů na syntetických a reálných datech.

8.1 Návrh adaptivního systému

Obr. 56 zobrazuje adaptivní systém, na kterém byly prováděny úvodní experimenty se zkoumanými adaptivními algoritmy (LMS, NLMS, RLS, FTF). Principy tohoto schématu byly implementovány do vývojových prostředí LabVIEW 2013, SP1 a Matlab R2014a. Pro vlastní implementaci byly použity dva programovací jazyky:

- programovací jazyk G,
- programovací jazyk MATLAB.

Vzájemnou konektivitu těchto dvou odlišných programovacích jazyků umožnil NI LabVIEW 2013 MathScript RT Module. Výše uvedené softwarové prostředky byly za účelem reálného generování-sběru dat doplněny vhodným hardware pro měření (DAQ měřicí karty²⁵) a autor zde využil koncepci tzv. virtuální instrumentace. Podrobný popis využitých softwarových (LabVIEW, Matlab, koncepce virtuální instrumentace, apod.) a hardwarových prostředků (použité měřicí karty) je uveden v příloze B.



Obr. 56: Zjednodušené principiální schéma navrženého experimentální adaptivní systém pro monitorování fEKG.

²⁵ Měřicí karty neboli karty pro sběr dat (anglicky Data Acquisition - DAQ), slouží pro přímé měření, popř. generování signálu počítačem.

8.1.1 Metody pro odstranění rušivého mEKG z abdominálního fEKG

Dle schématu na obr. 56 je možno vyvodit několik na první pohled logických metod, jak eliminovat „nežádoucí“ mEKG, které kontaminuje zkoumaný transabdominálně zaznamenaný fEKG signál.

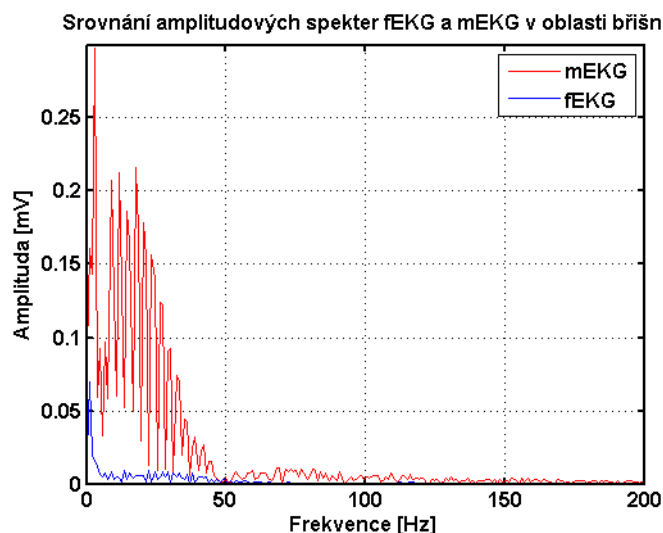
Jedná se o následující metody:

1) Přímé odečtení „nežádoucího“ mEKG od fEKG.

Jak vyplývá z uvedeného schématu na obr. 56, nejjednodušší metodou, jak potlačit „nežádoucí“ mEKG z abdominálního fEKG je přímé odečtení hodnot mEKG(n) od fEKG(n). Tento postup je ovšem v praxi nepoužitelný, jelikož mEKG, snímané hrudními elektrodami bude jiné než mEKG, snímané břišními elektrodami, zejména z důvodu, že se zde uplatňují vlivy neznámého prostředí lidského těla (deformace signálu vlivem interferencí, zpoždění způsobné průchodem lidským tělem, aj.).

2) Využití lineární filtrace

Další metodu, která se nabízí, je využití lineární filtrace, tzv. frekvenčně selektivních filtrů, viz kap. 6.2.1.1. Nicméně lineární filtraci pro odstranění „nežádoucího“ mEKG rovněž nelze použít, jelikož se vzájemně překrývají spektra užitečného (fEKG) a rušeného (mEKG) signálu. Na obr. 57 je zobrazeno amplitudové spektrum ideálního fEKG a fEKG snímaného v břišní oblasti.



Obr. 57: Překrývající se spektra fEKG a mEKG v břišní oblasti.

Tato metoda je s úspěchem použitelná pouze pro případ, kdy je zapotřebí potlačit úzkopásmové rušení, ale je téměř nepoužitelná, jestliže rušení překrývá velkou část spektra užitečného signálu, mEKG bohužel představuje z pohledu fEKG širokopásmové rušení, viz obr. 60.

3) Využití adaptivních přístupů

Pokud budeme považovat neznámé prostředí lidského těla (cestu, kanál) mezi hrudními a břišními elektrodami za lineární, můžeme s úspěchem použít adaptivní filtraci.

Jako adaptivní filtr je možno využít již dříve popsany FIR filtr, jehož koeficienty jsou průběžně přenastavovány zkoumaným adaptivním algoritmem (LMS, NLMS, RSL a FTF). Ten monitoruje vstupní a výstupní signál z filtru a z chybového signálu se snaží co nejoptimálněji nastavit koeficienty filtru tak, aby chyba byla co nejmenší, viz schéma na obr. 56.

Úkolem filtru je dosáhnout takového stavu, aby se filtrovaný hrudní mEKG signál co nejvíce podobal břišnímu mEKG signálu, který kontaminuje fEKG v oblasti břišní, a jehož hodnota by následně mohla být odečtena (eliminována).

4) Využití adaptivních neuro fuzzy systémů

Pokud budeme považovat neznámé prostředí lidského těla za nelineární, je velmi výhodné využít tzv. adaptivní neuro-fuzzy systémy, viz obr. 107.

Z výše popsaných metod pro odstranění „nežádoucího“ mEKG z abdominálního fEKG podle schématu na obr. 56 byly pro experimenty zvoleny následující metody:

- adaptivní filtrace s algoritmy LMS, NLMS, RLS, FTF,
- adaptivní neuro fuzzy inferenční systém.

8.1.2 Techniky vlastní implikace

Principy zjednodušeného schématu podle obr. 56 byly v počáteční fázi implementovány do prostředí pro vědeckotechnické výpočty Matlab R2014a, a to pomocí zdrojového kódu příkazů, viz obr. 58 (LMS) a obr. 59 (RLS).

Pro vlastní implementaci nebyly využity knihovny funkcí (DSP System Toolbox - Filter Implementation - Adaptive Filters) určené pro adaptivní filtraci, které Matlab obsahuje, ale byl vytvořen vlastní zdrojový kód na základě matematické interpretace adaptivních algoritmů, která již byla zmíněna v kap. 7. Tímto bylo dosaženo lepší optimalizace adaptivních algoritmů na problematiku fEKG než při využití univerzálních knihovnických funkcí.

```

360
361 %% proces adaptace LMS algoritmem %%
362 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
363 %% počáteční hodnoty koeficientů zvoleny 0 (z tohoto bodu filtr vychází):
364 koeficient_LMS(1,:) = zeros(1,koeficienty);
365 %% velikost kroku pro LMS algoritmus (pokud je hodnota příliš malá, trvá
366 %% dlouho než zkonvertuje, pokud je naopak příliš velká algoritmus bude
367 %% divergovat), hodnota vole postupným zkoušením, popř. výpočtem:
368 velikost_kroku = 0.001;
369 %% vložení nuly do matice (začneme filtrovat na nule):
370 ref_mik_d = [zeros(1,koeficienty - 1),ref_mik];
371 %% vlastní proces adaptace pomocí LMS algoritmu:
372 for n = 1:N;
373     m = n + koeficienty - 1;
374     ref_mik_b_LMS = ref_mik_d(m - koeficienty + 1:1:m)';
375     ref_LMS(n) = koeficient_LMS(n,:) * ref_mik_b_LMS;
376     vystup_LMS(n) = pri_mik(n) - ref_LMS(n);
377     koeficient_LMS(n+1,:) = koeficient_LMS(n,:) + velikost_kroku * ref_mik_b_LMS' * vystup_LMS(n);
378 end;
379 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

Obr. 58: Ukázka zdrojového kódu programu - LMS algoritmus.

```

390 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
391 %% proces adaptace RLS algoritmem %%
392 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
393 %% hodnotu 1 (0,98) bez tlumení (nekonečná pamět), p
394 lambda = 1;
395 %% počáteční hodnoty koeficientů zvoleny 0 (z tohoto bodu filtr vychází):
396 koeficient_RLS(1,:) = zeros(1,koeficienty);
397 diag = diag(ones(1,koeficienty));
398 %% vlastní proces adaptace pomocí RLS algoritmu:
399 for n = 1:N;
400     m = n + koeficienty - 1;
401     ref_mik_b_RLS = ref_mik_d(m-koeficienty+1:1:m)';
402     ref_RLS(n) = koeficient_RLS(n,:) * (ref_mik_b_RLS);
403     vystup_RLS(n) = pri_mik(n) - ref_RLS(n);
404     k = lambda * diag * ref_mik_b_RLS / (1 + lambda * ref_mik_b_RLS' * diag * ref_mik_b_RLS);
405     koeficient_RLS(n+1,:) = koeficient_RLS(n,:) + k' * vystup_RLS(n);
406     diag = lambda * diag - lambda * k * ref_mik_b_RLS' * diag;
407 end;
408 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

Obr. 59: Ukázka zdrojového kódu programu - RLS algoritmus.

Tento přístup autor zvolil zejména s ohledem na vlastní rozsáhlé zkušenosti s problematikou implantací adaptivních technik v rozdílných reálných aplikacích, mezi které může zařadit:

- systém pro zlepšení kvality elektrické energie prostřednictvím paralelních aktivních výkonových filtrů řízených pomocí adaptivních technik, výsledky byly prezentovány v roce 2013 na významných konferencích v USA a Číně, viz [mar2, mar3],
- potlačování šumu a rušení při mobilní komunikaci s využitím adaptivních technik pro zpracování řečových signálů, viz [mar1, mar7],
- implementace kanálové adaptivní ekvalizace do reálných aplikací v oblasti vysokofrekvenční RF techniky a optických komunikací, viz [mar4, mar8], pro rok 2014 byly autorovy články přijaty na konference v USA a Austrálii, viz [mar21, mar22].

Experimentální systém znázorněný na obr. 56 obsahuje šest vstupů, kterými jsou čtyři břišní elektrody (1BE, 2BE, 3BE, 4BE) a dvě hrudní elektrody (1HE, 2HE).

Navrhovaný adaptivní systém obsahuje čtyři paralelně pracující adaptivní filtry. Přiřazení jednotlivých svodů bylo zvoleno následujícím způsobem 1HE-1BE, 2HE-2BE, 1HE-3BE, 2HE-4BE. Řada stávajících metod [19, 20, 21, 22, 23] pracuje jen se dvěma svody (primární a referenční). Počet kanálů, resp. měřících elektrod, je otázkou kompromisu. Současné výzkumné experimentální systémy většinou využívají hustou síť (desítky) elektrod, viz obr. 2, tak, aby získaly co nejkvalitnější signál a zohlednily všechny potenciální polohy plodu, přestože řada požitých elektrod vykazuje irelevantní výsledky. Z pohledu vlastní hardwarové implementace a nutnosti zpracování online, je naopak požadavek na co nejmenší počet kanálů, resp. elektrod. I z pohledu lékařů je kladen důraz na systém s nízkým počet měřících elektrod.

Autor při své práci mohl využívat praktické zkušenosti s používáním přístroje Monica AN 24 (KTG z transabdominálního fEKG), poskytnuté prim. MUDr. Petrem Janků, Ph.D. Používání Monica AN 24 v klinické praxi prokázalo, že značné problémy představuje samotné přichycení sond (elektrod). Na Gynekologicko - porodnické klinice FN Brno byly zkoušeny různé způsoby a metody přichycení elektrod (zdrsnění kůže, odmaštění lihem, apod.) ve snaze získat kvalitní signál, který je pro správnou funkci tohoto zařazení klíčový.

8.1.3 Vstupní signály a předzpracování

Schéma na obr. 56 znázorňuje dvě srdce (zdroje signálů), která jsou vzájemně elektricky izolovaná a pracují autonomně:

- SRDCE₁ matky - představuje zdroj „nežádoucího“²⁶ signálu,
- SRDCE₂ plodu - představuje zdroj užitečného signálu.

Pro další zpracování, ukládání i přenos uvedených signálů je nutné jejich zesílení, digitalizace a filtrace. Tyto procesy jsou uskutečňovány v tzv. bloku předzpracování. Blok předzpracování může, ale nemusí být do systému zařazen. Jestliže jsou pro práci využívány signály, získané z klinické praxe, jsou již většinou předzpracovány, takže se tento blok nerealizuje. V případě získávání dat pomocí měřících karet DAQ je tento blok nezbytný, neboť jsou snímána analogová data.

Prováděné experimenty prokázaly, že při snímání reálných dat pomocí DAQ karet je vhodné zařadit konvenční filtraci až za blok adaptivní filtrace. To znamená, že v bloku předzpracování je provedena pouze digitalizace a zesílení, zatímco vlastní konvenční filtrace je provedena až na výstupu z adaptivního filtru, viz schéma na obr. 56 v bloku výsledky experimentů. Důvodem pro využití uvedeného postupu je skutečnost, že lineární filtrací je možno potlačit některé složky,

²⁶ Při odborné konzultaci s lékařem autor označil signál generovaný srdcem matky jako rušivý a nežádoucí. Lékaři konstatovali, že v žádném případě není možno mateřské EKG označovat jako nežádoucí, proto jsou použity uvozovky ke slovu „nežádoucí“.

významné z pohledu adaptivní filtrace. Jestliže jsou zpracovávána syntetická data, používá se jen konvenční filtrace (pokud jsou signály uměle zašuměny). Předzpracování je prováděno pomocí obecně známých technik, dostatečně popsanych v odborné literatuře, např. v [1, 3, 4].

Pro přehlednost popisu prováděných experimentů a interpretace výsledků jsou uvažovány jen dva signály, primární a referenční. Předpokládá se tedy, že navržený systém obsahuje dva vstupy $mEKG_{měř}(t)$ a $fEKG_{měř}(t)$, které představují elektrody snímané analogové veličiny fEKG a mEKG.

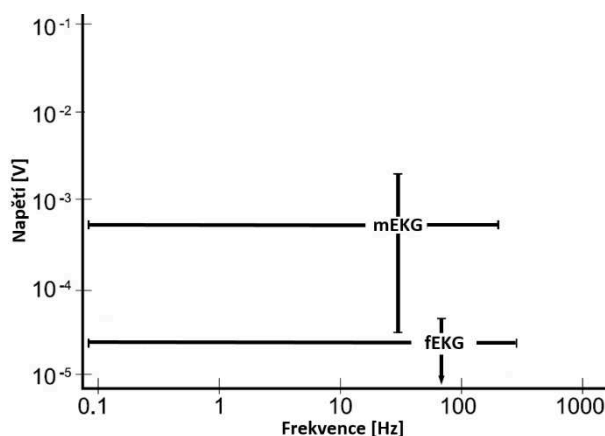
Prvním vstupem do bloku předzpracování je signál snímaný z povrchu kůže v oblasti hrudi matky $mEKG_{měř}(t)$. Mateřský EKG signál reflektuje elektrickou aktivitu srdce matky SRDCE₁. Z hlediska prováděných experimentů je signál mEKG nežádoucím šumem, který kontaminuje zkoumané fEKG. Signál je digitalizován s využitím analogově číslovaného převodníku. Pro všechny prováděné experimenty byla na základě prostudované literatury [15, 56, 64] zvolena vzorkovací frekvence $f_{vz}=1$ kHz a kvantovací krok 0,1 mV.

Je dán předpoklad, že $mEKG(n)$ signál v bloku výsledků experimentů obsahuje téměř ideální EKG matky (bez rušení). Tohoto je dosaženo aplikací konvenčních technik předzpracování na signál $mEKG_{měř}(t)$. Níže uvedený výčet popsuje běžně využívané techniky pro filtrování:

- úzkopásmový filtr tzv. Notch filter [54, 64, 65] na frekvenci 50 Hz (USA 60Hz) pro odstranění síťového rušení,
- FIR filtr typu dolní propust s mezním kmitočtem 30 až 35 Hz pro odstranění svalového rušení, viz [54, 64, 65],
- filtr typu horní propust s mezním kmitočtem 0,5 Hz pro kompenzování driftu (kolísání nulové izolinie), viz [54, 64, 65].

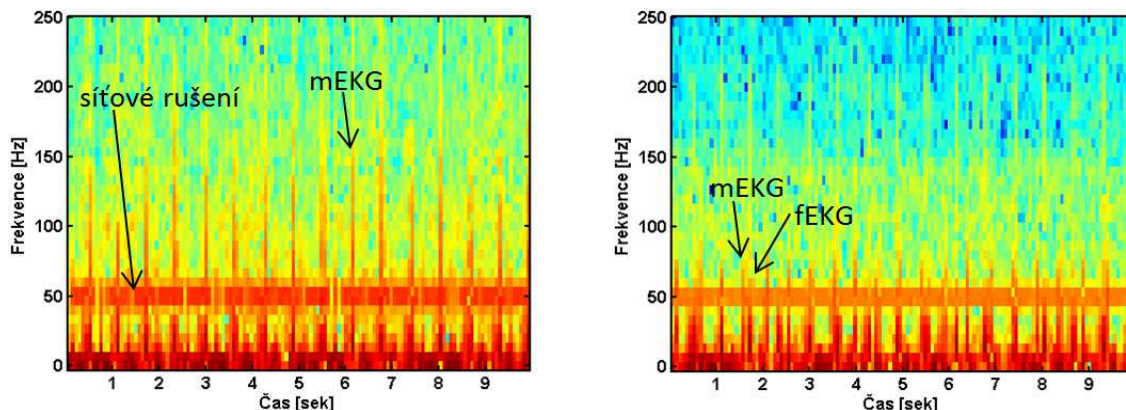
Druhým vstupem do experimentálního systému je signál snímaný na břišní stěně matky $fEKG_{měř}(t)$, který reflektuje elektrickou aktivitu srdce plodu SRDCE₂. Zde jsou opět využívány konvenční techniky předzpracování pro odstranění základních nežádoucích složek, kterými je $mEKG_{měř}(t)$ kontaminováno. Důležitým poznatkem je, že lineární filtrací dojde k odstranění jen těch složek, jejichž spektrum se nepřekrývá s užitečným fEKG signálem (za předpokladu zachování vypovídací hodnoty fEKG). U fEKG se vyskytuje nepatrně větší frekvenční rozsah v porovnání s mEKG, viz obr. 60. Proto jsou u fEKG aplikovány jiné parametry při předzpracování:

- úzkopásmový filtr tzv. Notch filter na frekvenci 50 Hz (USA 60Hz) pro odstranění síťového rušení nebo využití vlnkové transformace, popř. adaptivní filtr pro odstranění síťového rušení,
- FIR filtr typu dolní propust s mezním kmitočtem 40 až 50 Hz pro odstranění svalového rušení, popř. využití vlnkové transformace,
- filtr typu horní propust s mezním kmitočtem 0,5 Hz pro kompenzování driftu (kolísání nulové izolinie), viz [54, 64, 65].

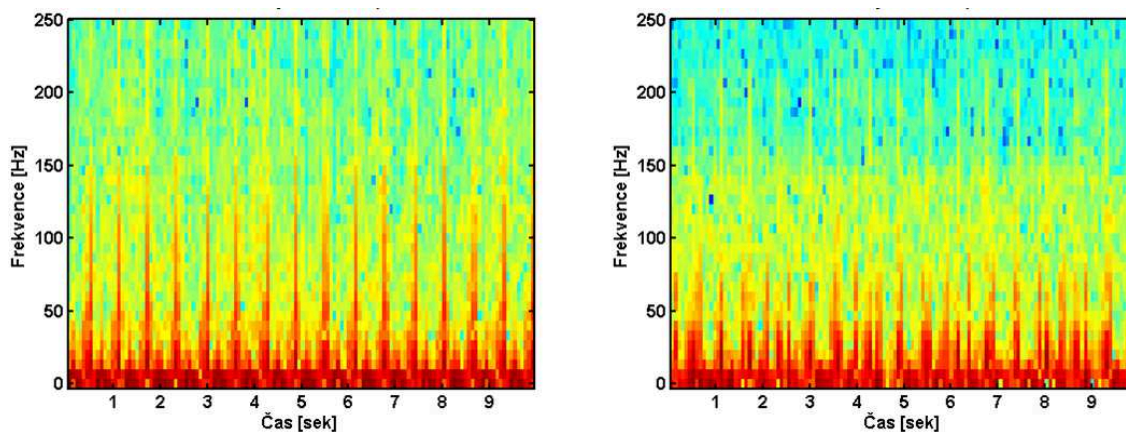


Obr. 60: Amplitudový a frekvenční rozsah mEKG a fEKG.

Na obr. 62 jsou zobrazeny ukázky spektrogramů (čas - frekvenční analýza) $mEKG(n)$ a $fEKG(n)$ před použití konvenční filtrace. Je zde dobře viditelné síťové rušení na frekvenci 50 Hz a také kontaminace fEKG mateřským EKG.



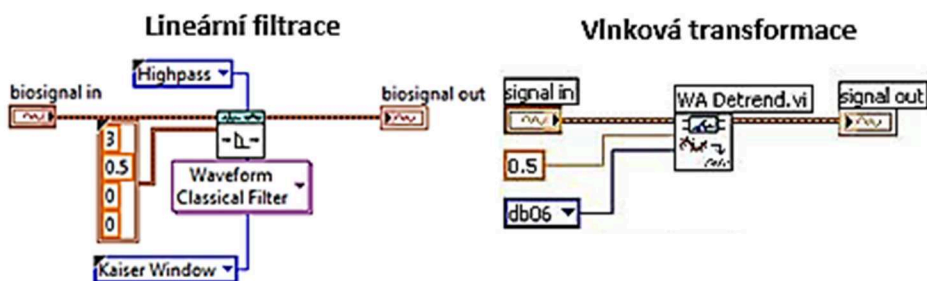
Obr. 61: Spektrogramy reálných mEKG (levý) a fEKG (pravý) před použitím filtrace.



Obr. 62: Spektrogramy reálných mEKG (levý) a fEKG (pravý) po použití filtrace.

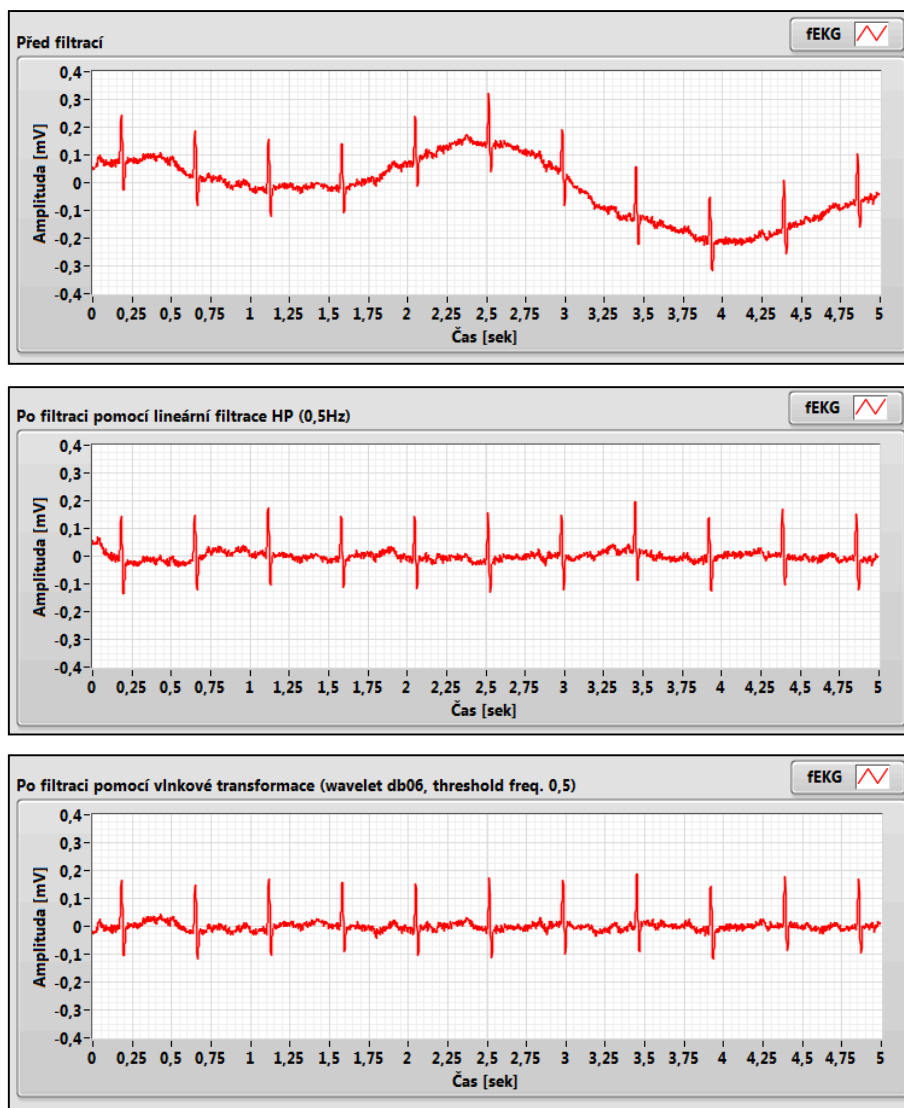
Detailnějšímu popisu jednotlivých rušení, zejména jejich původu a projevům z důvodu jejich využívání ve vytvořeném generátoru fEKG a mEKG, se autor věnuje v kap. 8.5.2.

Dále budou uvedeny základní nástroje určené k předzpracování EKG v LabVIEW. Na následujícím obr. 63 jsou znázorněny zdrojové kódy použitých technik pro kompenzování kolísání nulové izoliny ve vývojové prostředí LabVIEW.



Obr. 63: Lineární filtrace a vlnková transformace v LabVIEW.

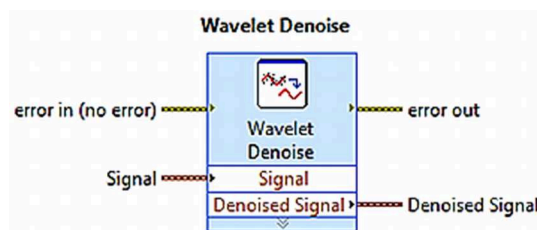
Na obr. 64 je ukázka využití horní propusti s mezním kmitočtem 0,5 Hz a vlnkové transformace pro odstranění kolísání nulové izoliny u fEKG.



Obr. 64: Odstranění úzkopásmového rušení (kolísání nulové izolinie) pomocí lineární filtrace a vlnkové transformace.

Ve srovnání s filtrací horní propustí může vlnková filtrace vést k podstatně menšímu zkreslení signálu.

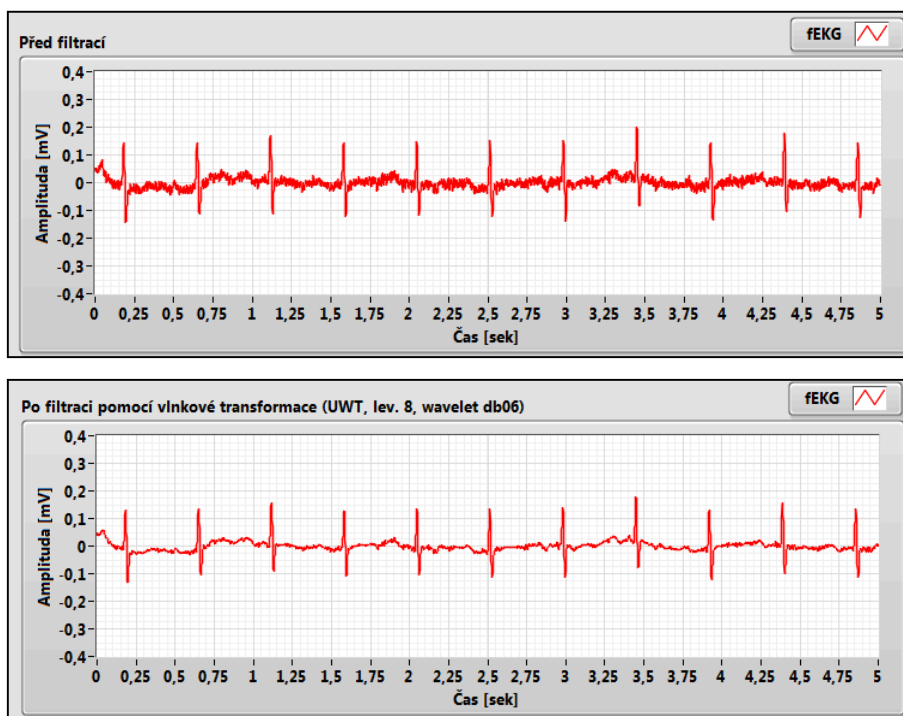
Níže uvedený obr. 65 ukazuje expertní funkci Wavelet Denoise, na obr. 67 je pak znázorněna konfigurace této funkce pro odstranění širokopásmového rušení, které kontaminuje zkoumaný fEKG.



Obr. 65: Expresní funkce Wavelet Denoise.vi.

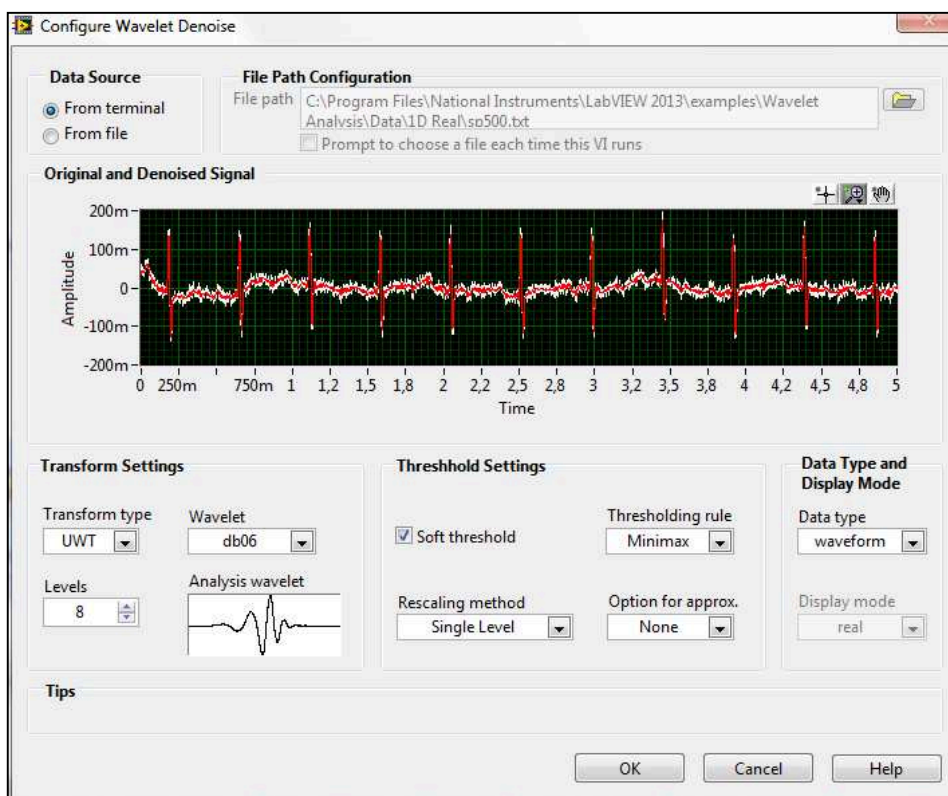
Podrobnější popis technik vlnkové a lineární filtrace pro odštiňování úzkopásmových a širokopásmových rušení EKG je uveden např. v [123, 127, 149].

Obr. 66 představuje ukázkou využití vlnkové transformace, konkrétně expresní funkce Wavelet Denoise pro odstranění širokopásmového šumu z fEKG.



Obr. 66: Odstranění širokopásmového rušení pomocí vlnkové transformace.

Vlnková transformace je moderní nástroj pro zpracování signálů. Své uplatnění nachází především v oblasti komprese obrazů. V poslední době je díky svým schopnostem (např. zachytit rychlé změny nebo nespojitosti) hojně využívána při potlačování šumu v signálech.



Obr. 67: Konfigurace expresní funkce Wavelet Denoise.

8.2 Příprava dat pro experimenty

Pro experimenty, realizované v rámci této doktorské disertační práce, byly využity tři druhy vstupních dat, resp. signálů fEKG a mEKG, (doplněné různými druhy rušení):

- konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG,
- syntetické signály fEKG a mEKG, vytvořené pomocí autorem navrženého softwarového generátoru,
- reálné signály fEKG a mEKG, získané z klinické praxe,

Následující podkapitoly se zabývají popisem postupů, které byly využity při vyváření vstupních dat pro experimenty.

8.3 Konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG

První skupina syntetických mEKG a fEKG byla vytvořena v souladu s prostudovanou literaturou, např.: [46, 47, 48, 49, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 177]. Tento typ dat je vědeckou komunitou běžně využíván k ověřování metod, určených k odstraňování rušivého mEKG. Zdrojové kódy pro vygenerování těchto dat jsou dostupné jak pro vývojové prostředí LabVIEW, viz [49], tak pro Matlab, viz [46].

V rámci této doktorské disertační práce byly pro experimenty s první skupinou tzv. konvenčních dat vygenerovány signály pomocí zdrojového kódu Matlabu. Ukázka použitého zdrojového kódu je na obr. 68.

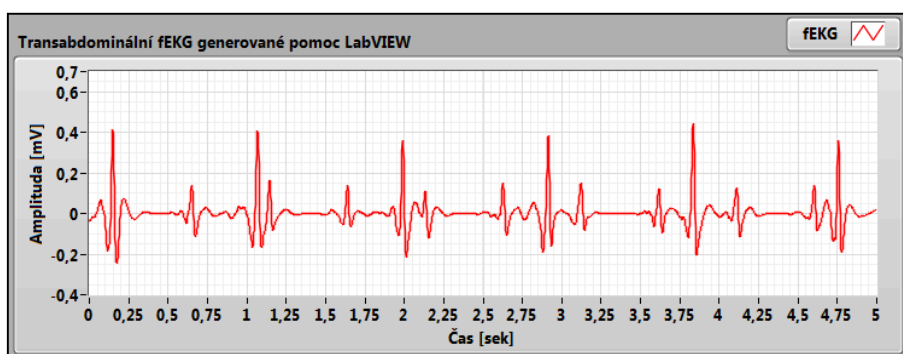
```

12      %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%simulovaný průběh mateřského elektrokardiogramu mEKG (HE1 a HE2)
13      x1_HE1 = 3.5*ecg(2700).'; % jeden puls mateřského EKG (.' - vytvoří sloupcový vektor)
14      y1_HE1 = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x1_HE1),0,21);
15      del = round(2700*rand(1));
16      HE1 = y1_HE1(n + del)';
17
18      x1_HE2 = 3*ecg(2690).';
19      y1_HE2 = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x1_HE2),0,21);
20      HE2 = y1_HE2(n + del)';
21      %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%simulovaný průběh fetálního elektrokardiogramu fEKG
22      x2_BE1_ideal = 0.15*ecg(1725);
23      y2_BE1_ideal = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x2_BE1_ideal),0,17);
24      del = round(1725*rand(1));
25      BE1_ideal=y2_BE1_ideal(n + del);
26
27      x2_BE2_ideal = 0.13*ecg(1725);
28      y2_BE2_ideal = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x2_BE2_ideal),0,17);
29      BE2_ideal=y2_BE2_ideal(n + del);
30
31      x2_BE3_ideal = 0.17*ecg(1725);
32      y2_BE3_ideal = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x2_BE3_ideal),0,17);
33      BE3_ideal=y2_BE3_ideal(n + del);
34
35      x2_BE4_ideal = 0.20*ecg(1725);
36      y2_BE4_ideal = sgolayfilt(kron(ones(1,500),x2_BE3_ideal),0,17);
37      BE4_ideal=y2_BE3_ideal(n + del);
38
39      %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%měřený signál
40      Wopt_BE1 = [0 1.0 -0.4 -0.7 1.0 -0.4 0.2 -0.3 0.7 0.1];
41      d_BE1 = filter(Wopt_BE1,1,BE1_ideal') + 0.02*randn(size(HE1));
42
43      Wopt_BE2 = [0 1.0 -0.3 -0.9 1.0 -0.1 0.1 -0.3 0.6 0.4];
44      d_BE2 = filter(Wopt_BE2,1,BE2_ideal') + 0.02*randn(size(HE2));
45
46      Wopt_BE3 = [0 1.0 -0.6 -0.6 1.0 -0.3 0.3 -0.3 0.4 0.3];
47      d_BE3 = filter(Wopt_BE3,1,BE3_ideal') + 0.02*randn(size(HE2));
48
49      Wopt_BE4 = [0 1.0 -0.2 -0.4 1.0 -0.2 0.4 -0.3 0.5 0.2];
50      d_BE4 = filter(Wopt_BE4,1,BE4_ideal') + 0.02*randn(size(HE1));

```

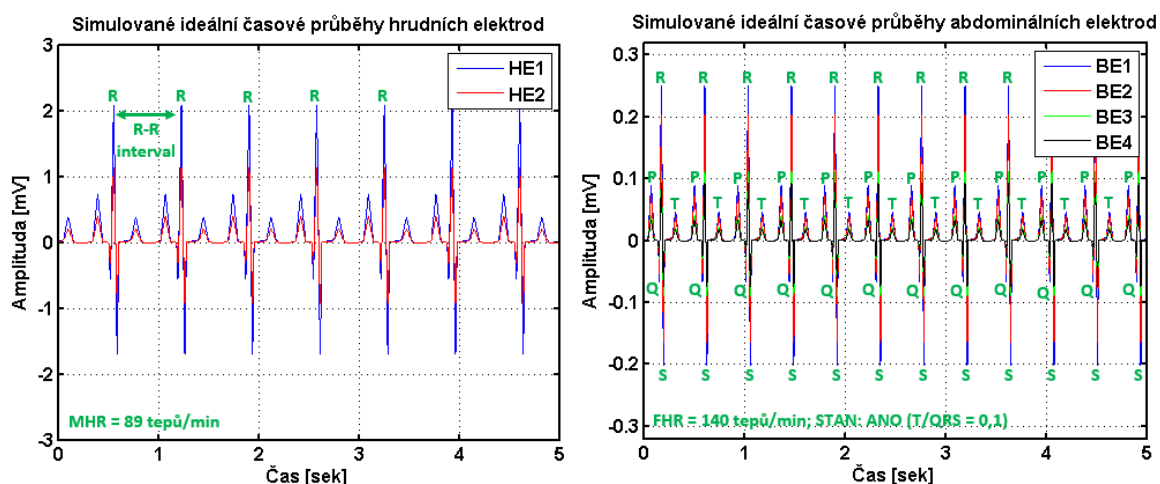
Obr. 68: Zdrojový kód pro generování fEKG a mEKG, vytvořený na základě [46].

Na obr. 69 je znázorněn časový průběh transabdominálního fEKG (fEKG + mEKG v oblasti břišní), vygenerovaný pomocí konvenčních technik v LabVIEW, viz [47].



Obr. 69: Vygenerovaný transabdominální fEKG pomocí LabVIEW.

Ideální časové průběhy vygenerovaných mEKG a fEKG jsou zobrazeny na obr. 70. Tyto signály mají konstantní parametry - u mEKG je MRH 89 tepů bpm, dále u fEKG je FHR 140 bpm a poměr T/QRS = 0,1. Tyto hodnoty je možno z pohledu prováděných experimentů a následného vyhodnocování považovat za hodnoty referenční (ideální).



Obr. 70: Časové průběhy vygenerovaných fEKG a mEKG signálů.

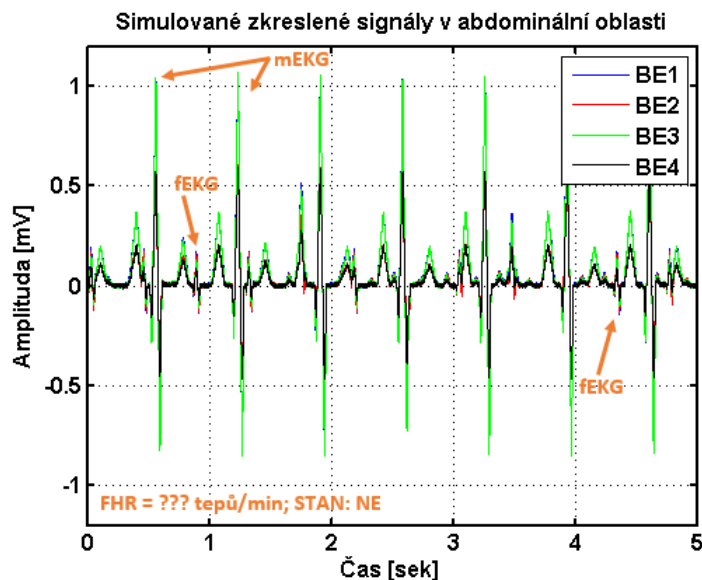
U konvenčních syntetických signálů je s ohledem na prostudovanou literaturou [46, 47, 48, 49, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 177] cesta mezi hrudními a břišními elektrodami (neznámé prostředí lidského těla, viz obr. 56) modelovaná (simulována) s využitím lineárního FIR filtru N -tého řádu (pro simulace bylo použito $N = 10$) a přidáním širokopásmového bílého šumu²⁷. Tímto bylo získáno simulované transabdominální fEKG, jehož časový průběh je zobrazen na obr. 71.

Z obr. 71 jednoznačně vyplývá, že v tomto případě není možno rozlišit fEKG, neboť je silně kontaminováno mEKG a bílým širokopásmovým šumem.

Tímto byly získány všechny nezbytné signály pro experimenty s první skupinou vstupních dat (vstupní data do adaptivního systému), které jsou v této práci označeny jako tzv. konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG. Vygenerované signály HE1 a HE2 na obr. 70 představují mEKG snímané hrudními elektrodami a signály BE1, BE2, BE3 a BE4 z obr. 71 představují fEKG

²⁷ Bílý šum (šum s bílým spektrem) je často používaná aproximace širokopásmového šumu, který má konstantní spektrální výkonovou hustotu v uvažované šířce zpracování signálu.

snímané břišními elektrodami. Signály BE1, BE2, BE3 a BE4 na obr. 70 pak představují referenční signály, které budou využity při vyhodnocování experimentů.



Obr. 71: Konvenčně vygenerované transabdominální fEKG (BE1, BE2, BE3 a BE4).

8.4 Výsledky prováděných experimentů s konvenčně dostupnými syntetické signály fEKG a mEKG

První testovanou část představovaly adaptivní algoritmy LMS, NLMS, RLS a FTF na skupině výše popsaných, tzv. konečných syntetických signálů. Experimenty byly prováděny se šesti vstupy, tvořenými čtyřmi břišními elektrodami (1BE, 2BE, 3BE, 4BE) a dvěma hrudními elektrodami (1HE, 2HE). Těchto šest vstupů vytváří čtyři kombinace elektrod, resp. svodů (1HE↔BE1, 2HE↔BE2, 2HE↔BE3, 1HE↔BE4), které jsou zpracovávány čtyřmi nezávisle (paralelně) pracujícími adaptivními filtry.

Pro všechny zkoumané algoritmy byly z důvodů následného relevantního srovnání použity totožné výchozí parametry:

- délka záznamu 03:00,000 [minuty:sekundy], vzorkovací frekvence $f_{vz} = 1$ kHz, kvantovací krok 0,1 mV, uložení vygenerovaných signálů ve formátu wav.,
- ideální mEKG (HE1, HE2) s konstantní MHR = 89 bpm, rozdílné velikosti HE1 a HE2, viz obr. 70,
- ideální mEKG (BE1, BE2, BE3, BE4) s konstantní FHR = 140 a T/QRS = 0,1, rozdílné velikosti BE1, BE2, BE3 a BE4 (poměr T/QRS konstantní), viz obr. 70,
- neznámé prostřední lidského těla modelováno jako lineární,
- vstupní SNR pro jednotlivé kombinace svodů 1HE↔BE1 = -15,7906 dB, 2HE↔BE2 = 11,1166 dB, 2HE↔BE3 = -17,9233 dB, 1HE↔BE4 = -16,3863 dB,
- pro všechny použité adaptivní algoritmy v souladu s prostudovanou literaturou [46, 193] zvolen řád filtru $N = 32$.

Hodnota vstupního SNR (dále jen SNR_{vst}) je volena v souladu s prostudovanou literaturou [46, 47, 49] velmi nízká, v rozmezí od -20 dB do -10 dB. Hodnotu SNR_{vst} spočítáme pomocí rov. 8.1:

$$SNR_{vst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} [sig_{užit}(n)]^2}{\sum_{n=1}^{N-1} [sig_{ruš}(n) - sig_{užit}(n)]^2}, \quad 8.1$$

kde $sig_{užit}(n)$ je užitečný signál (softwarově simulovaný ideální průběh fEKG) a $sig_{ruš}(n)$ je rušivý signál (softwarově simulovaný mEKG po průchodu simulovaným neznámým prostředím lidského těla). Jelikož je v popisované softwarové implementaci podle obr. 56 rušivý signál tvořen součtem ideálního fEKG a mEKG po průchodu neznámým prostředím lidského těla, je nezbytné v rov. 8.1 ve jmenovateli odečíst od rušivého signálu signál užitečný.

Další posuzovanou hodnotou je výstupní SNR (dále jen $SNR_{výst}$), které je definováno rov. 8.2. Na základě SNR_{vst} a $SNR_{výst}$ lze zjišťovat, k jakému zlepšení SNR dochází (dále jen SNR_{zlep}).

$$SNR_{výst} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N-1} [sig_{užit}(n)]^2}{\sum_{n=1}^{N-1} [sig_{predik}(n) - sig_{užit}(n)]^2}, \quad 8.2$$

kde $sig_{užit}(n)$ je opět užitečný signál a $sig_{predik}(n)$ je predikovaný (odhadovaný) signál, resp. výstup z navrženého adaptivního systému. V rov. 8.2 je opět nezbytné ve jmenovateli odečíst od predikované hodnoty užitečný signál, neboť úkolem je zjistit jen vlastní šum, obsažený v fEKG po zpracování adaptivním systémem.

Porovnáním hodnoty $SNR_{výst}$ s hodnotou SNR_{vst} lze z jejich rozdílu vyhodnotit účinnost navrženého adaptivního systému, viz tab. 12.

Kvalitu predikce je možné měřit tzv. predikční chybou, která vyjadřuje míru nepřesnosti mezi predikovaným a originálním výstupem. V praxi se nejčastěji používána střední kvadratická chyba MSE (dále jen MSE), viz rov. 8.3, a druhá odmocnina z MSE (dále jen RMSE), viz rov. 8.4.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (sig_{užit} - sig_{predik})^2. \quad 8.3$$

MSE poskytuje informaci o tom, jak velký je průměrný rozdíl (v kvadrátu) mezi korespondujícími vzorky obou signálů. Tento vztah je často nahrazován RMSE chybou, která je odmocninou MSE chyby:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (sig_{užit} - sig_{predik})^2}. \quad 8.4$$

V této práci jsou k analýze přesnosti predikce využity ukazatele RMSE.

Z výše uvedených adaptivních algoritmů byl jako první testován adaptivní algoritmus LMS. Za prvotní sadu koeficientů adaptačního procesu (počátek filtrace) byla zvolena nula (byla vygenerována nulová matice). U algoritmu LMS je důležité nastavení hodnoty velikosti kroku, tzv. konvergenční konstanty. Hodnoty konvergenčních konstant jsou stanoveny pro jednotlivé kombinace svodů empiricky. Např. u svodů 1HE \leftrightarrow BE1 je pro zpracovávané syntetické signály zvoleno $\mu = 0,006$. Tato hodnota byla stanovena postupným testováním a při hledání optimální hodnoty je nutno dodržovat pravidlo, aby algoritmus konvergoval rychle a současně byl stabilní, viz tab. 11.

Dalším testovaným adaptivním algoritmem byl NLMS, který představuje logické rozšíření algoritmu LMS. U NLMS algoritmu byla velikost konvergenční konstanty nastavována automaticky, podle rov. 7.18.

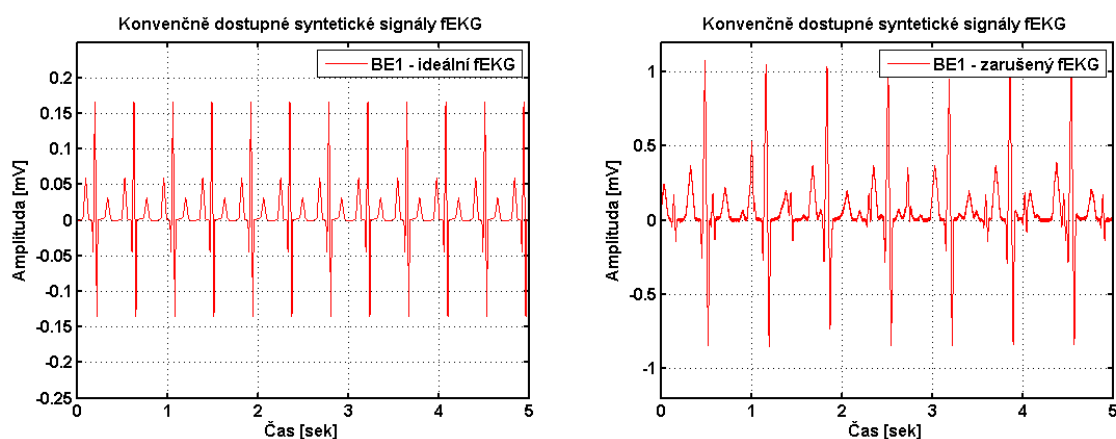
Třetím zkoumaným algoritmem byl algoritmus RLS. Zde bylo nutné stanovit hodnotu tzv. koeficientu zapomínání λ . Hodnota koeficientu zapomínání byla v souladu s prostudovanou literaturou [7, 12] i reálnými příklady [8, 137] stanovena pro všechny prováděné experimenty na hodnotu $\lambda = 0,98$.

Posledním zkoumaným algoritmem byl FTF, který představuje jistou modifikaci RLS algoritmu za účelem snížení jeho výpočetní náročnosti. Zde byla opět stanovena hodnota koeficientu zapomínání pro všechny experimenty $\lambda = 0,98$.

Tab. 11: Stanovení hodnoty konvergenční konstanty LMS algoritmu.

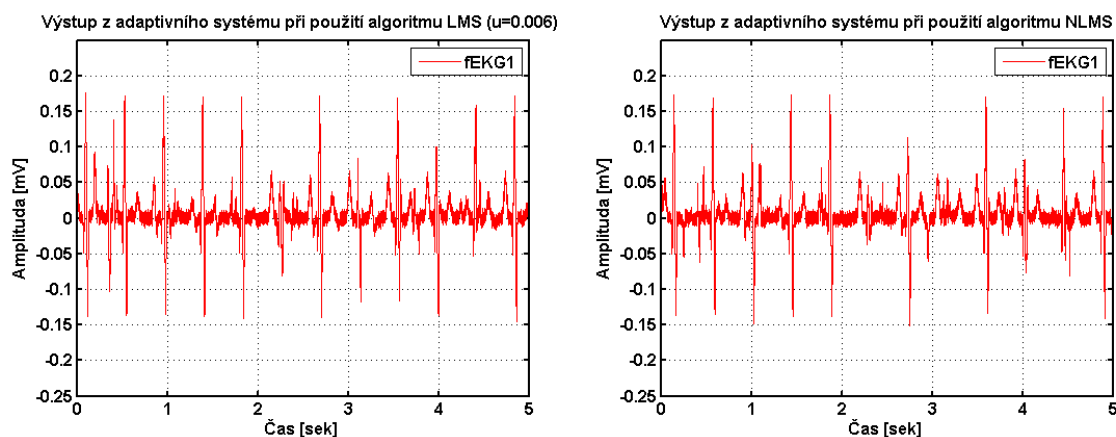
konvergenční konstanta $\mu[-]$	rychlost konvergence [vzorky]	SNR _{zlep} [dB]
0,0001	příliš dlouhá doba konvergence	
0,00025	10000	4,13
0,005	2000	11,41
0,006	1500	16,72
0,005	800	13,39
0,002	500	3.49
0,01	nestabilní	

Grafy na obr. 72 zobrazují časové průběhy ideálního a zarušeného fEKG kombinaci svodů BE1 \leftrightarrow HE1.

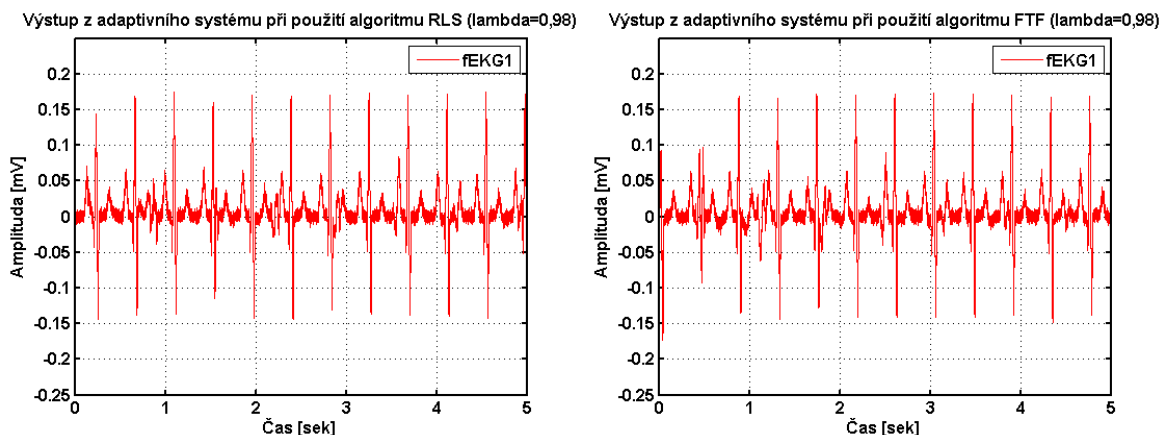


Obr. 72: Časové průběhy - ideální a zarušený fEKG.

Na obr. 73 a obr. 74 jsou graficky znázorněny časové průběhy výstupů z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané algoritmy, opět pro kombinaci svodů BE1 \leftrightarrow HE1.

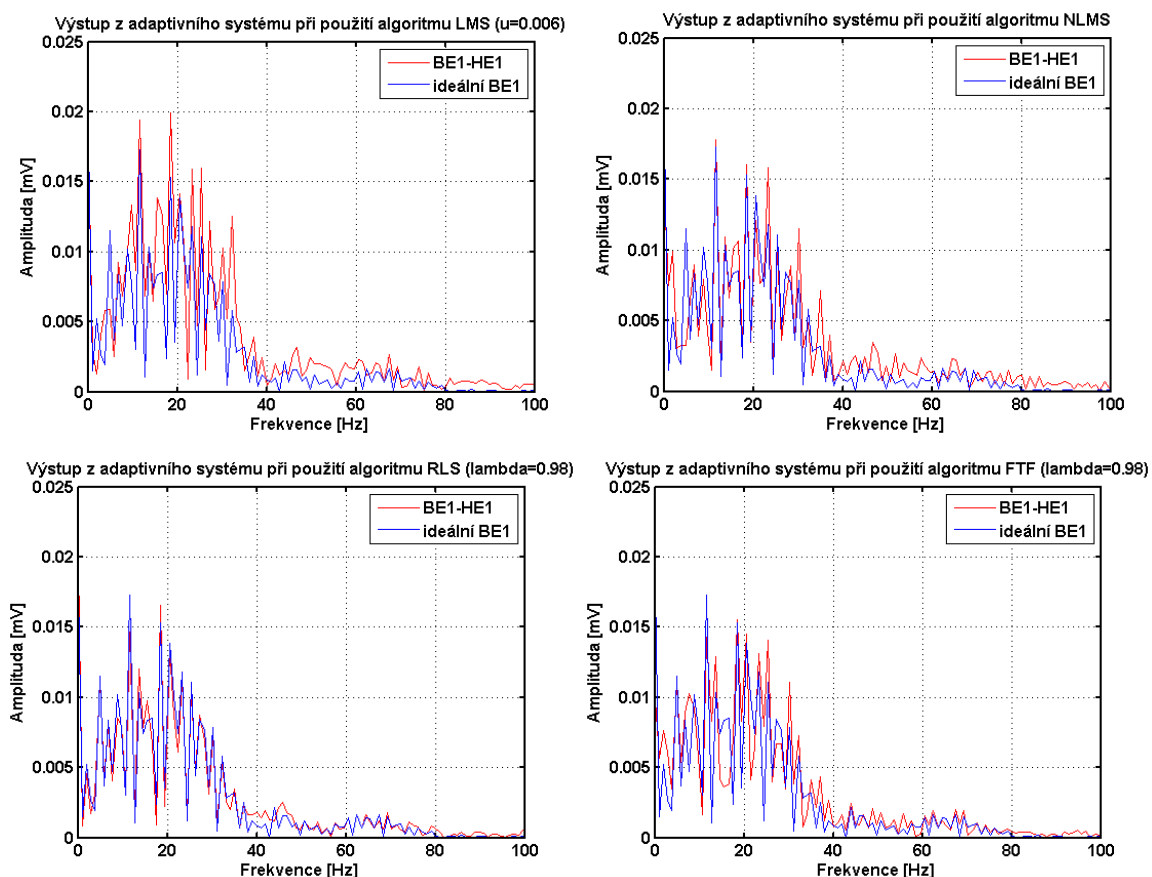


Obr. 73: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmu LMS a NLMS.



Obr. 74: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů RLS a FTF.

V grafech na obr. 75 jsou dále zobrazena amplitudová spektra, přičemž v každém grafu je zobrazeno amplitudové spektrum ideálního fEKG společně se spektrem výstupního signálu z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané algoritmy.



Obr. 75: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS, FTF.

Shrnutí dosažených výsledů všech čtyř použitých adaptivních algoritmů je zaznamenáno v tab. 12. Kromě hodnocení na základě SNR a RMSE jsou do tabulky doplněny informace o výpočetní náročnosti jednotlivých adaptivních algoritmů. Z tabulky je zřejmé, že s rostoucí kvalitou filtrace stoupá výpočetní zátěž. Přesto i u výpočetně nejnáročnějšího algoritmu RLS je čas, potřebný ke zpracování, reálně malý, 3 minuty záznamu jsou pro všechny čtyři kanály zpracovány za cca 1,5 minuty. Veškeré testování bylo prováděno ve vývojovém prostředí LabVIEW a na hardwaru, který je popsán v příloze B.

Tab. 12: Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.

Výsledky experimentů s konvenčními syntetickými signály fEKG a mEKG fyziologický záznam ($FHR = 140 \text{ bpm}$; $MHR = 89 \text{ bpm}$; $T/QRS = 0,1$; model neznámého prostředí lidského těla: lineární + širokopásmové rušení)							
Použitý adaptivní technika	Kombinace elektrod	SNR_{vst} [dB]	$SNR_{výst}$ [dB]	SNR_{zlep} [dB]	RMSE [-]	Čas [min:sek]	
Algoritmy rodiny LMS	LMS	1BE - 1HE	-15,7906	0,9253	16,7159	0,0177	00:39,001
		2BE - 2HE	-11,1166	0,4774	11,5940	0,0127	
		3BE - 1HE	-17,9233	0,4082	18,3315	0,0109	
		4BE - 2HE	-16,3863	0,7262	17,1125	0,0092	
	NLMS	1BE - 1HE	-15,7906	1,4848	17,2754	0,0204	00:53,414
		2BE - 2HE	-11,1166	0,9400	12,0566	0,0162	
		3BE - 1HE	-17,9233	0,8872	18,8105	0,0136	
		4BE - 2HE	-16,3863	1,2587	17,6450	0,0108	
Algoritmy rodiny RLS	RLS	1BE - 1HE	-15,7906	-0,0282	15,7624	0,0051	01:33,319
		2BE - 2HE	-11,1166	-0,0334	11,0832	0,0050	
		3BE - 1HE	-17,9233	-0,0628	17,8605	0,0047	
		4BE - 2HE	-16,3863	-0,1850	16,2013	0,0043	
	FTF	1BE - 1HE	-15,7906	-0,0065	15,7841	0,0108	01:12,181
		2BE - 2HE	-11,1166	-0,0075	11,1091	0,0091	
		3BE - 1HE	-17,9233	-0,0340	17,8893	0,0078	
		4BE - 2HE	-16,3863	-0,1506	16,2357	0,0064	

Morfologické výchylky mezi původním (ideálním) fEKG a zpracovaným (filtrovaným) fEKG je možno subjektivně hodnotit srovnávací vizuální metodu v časové oblasti, viz obr. 73 a obr. 74. Z pohledu diagnostiky hypoxických stavů plodu jsou nejdůležitější informace obsažené v QRS komplexu a vlně T, na základě kterých je možno provést KTG (R-R interval) a STAN (T/QRS).

Autorovým záměrem je popsat, jak použité techniky adaptivní filtrace ovlivňují morfologii fEKG z pohledu detekce (rozdílnosti) významných bodů, především pak QRS komplexu a vlny T, a také vedle srovnávacích metod v časové (obr. 73 a obr. 74) a frekvenční oblasti (obr. 75) poskytnout i objektivní kritérium hodnocení.

Pro posouzení úspěšnosti detekce významných bodů lze využít dvou parametrů. Prvním parametrem je senzitivita, dále označovaná symbolem S^+ , která vyjadřuje, kolik procent ze všech významných bodů, obsažených ve zkoumaném signále, bylo detekováno. Senzitivita S^+ je definována rov. 8.5:

$$S^+[\%] = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100, \quad 8.5$$

ve které TP představuje počet správně detekovaných významných bodů a FN představuje počet nedetekovaných významných bodů.

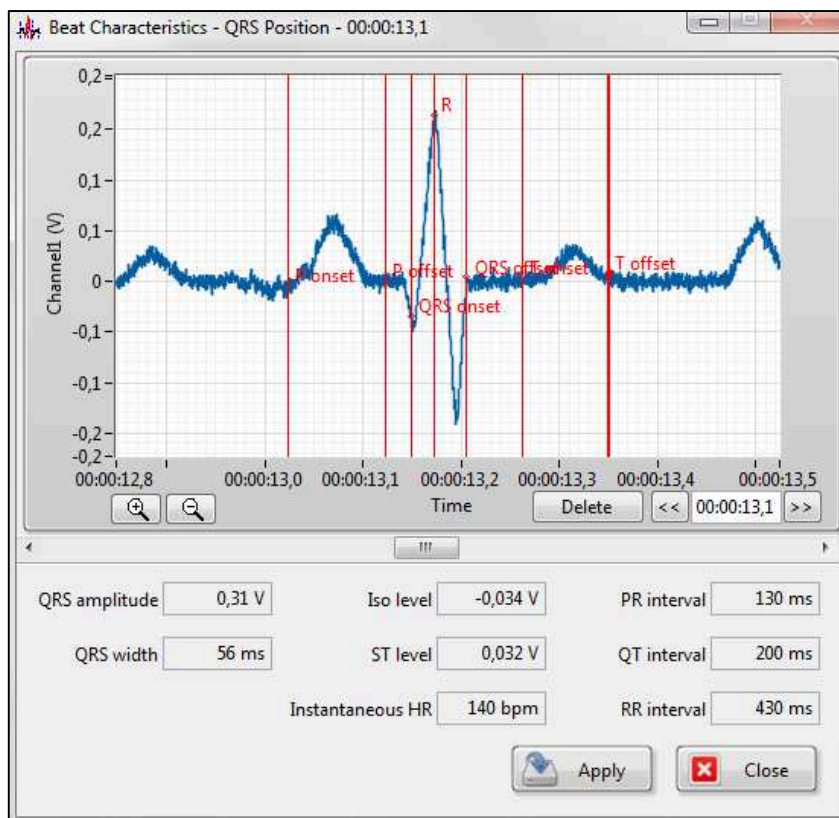
Druhým parametrem pro určení úspěšnosti detekce je pozitivní předpovědní hodnota (dále jen PPH). Jedná se o pravděpodobnost skutečného výskytu významného bodu při jeho pozitivní detekci detektorem. PPH je vyjádřena rov. 8.6:

$$PPH[\%] = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100. \quad 8.6$$

V rov. 8.6 symbol SP představuje počet správně zachycených významných bodů a FP je počet falešně detekovaných významných komplexů.

Experimentální výsledky ukazují, že adaptivní zpracování fEKG často vede ke ztrátě významných bodů, např. viz obr. 77, nebo naopak k nárůstu tzv. „falešných“ významných bodů, např. viz obr. 77. V současné době je věnována velká pozornost automatickým detektorům významných bodů, zejména detekci QRS komplexu. Existuje množství různých metod detekce a rozměrování EKG, jejich popis je však nad obsahový rámec této práce. Za kvalitní zdroj aktuálních informací, zabývajících se danou problematikou je možno považovat např. doktorské práce, vznikající na VUT Brno ve výzkumných týmech prof. Ing. Ivo Provozníka, Ph.D. a doc. Ing. Jiřího Kozumplíka, CSc., viz [121, 123, 174, 175].

Úspěšnost detekce významných bodů je vedle kvality zpracovávaného signálu ovlivněna především kvalitou použitého detektoru. Z tohoto důvodu byl pro stanovení S^+ a PPH využit ECG Feature Extractor, který je součástí LabVIEW Biomedical Toolkit, viz příloha B. Tento nástroj umožňuje efektivně kombinovat automatickou a ruční detekci významných bodů, viz obr. 76 a proto je pro klasifikaci zpracovaných fEKG signálů využito poloautomatické detekce, která minimalizuje vliv použitého detektoru. Jednotlivé záznamy jsou procházeny „ručně“ a porovnávány s ideálními průběhy, které slouží jako referenční. Toto je základem stanovení počtu falešně detekovaných významných bodů a také počtu nedetekovaných významných bodů.



Obr. 76: Ukázka poloautomatické klasifikace významných bodů pomocí ECG Feature Extractor.

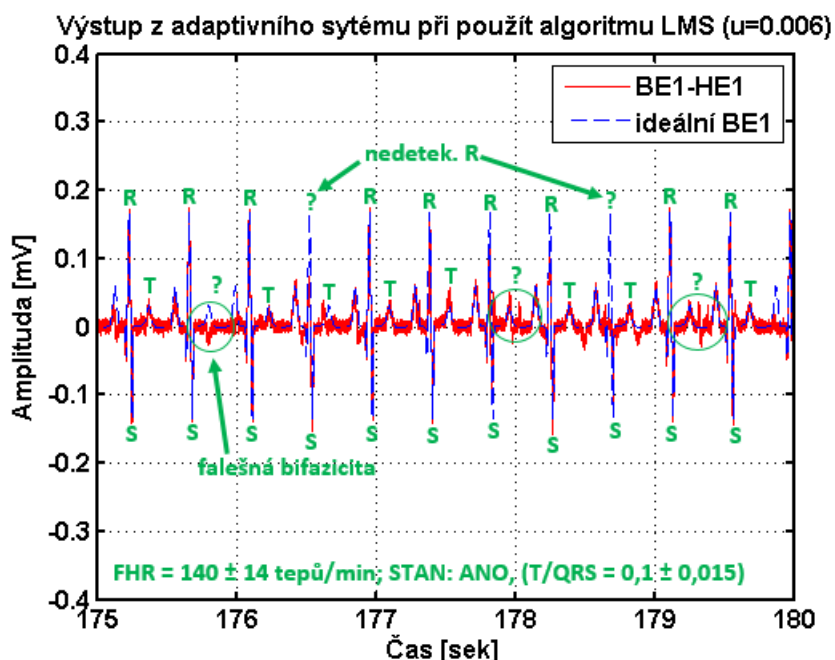
K získání statisticky významného vzorku jsou analyzovány tříminutové záznamy, které obsahují cca 400 fEKG komplexů. Jedná se o jistý kompromis, neboť vlastní zpracování i analýza jsou časově velmi náročné.

Jak ukazují experimentální výsledky, není toto zdoluhavé ruční rozměrování bezúčelné, neboť přináší relevantní výsledky. Experimentální výsledky potvrzují, že některé algoritmy, které vykazují lepší hodnoty SNR_{zlep} , ovlivňují morfologii fEKG více, než algoritmy, které dosahují horších hodnot SNR_{zlep} . Výsledky jsou shrnuty v tab. 13.

Tab. 13: Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.

Výsledky experimentů s konvenčními syntetickými signály fEKG a mEKG fyziologický záznam ($FHR = 140 \text{ bpm}$; $MHR = 89 \text{ bpm}$; $T/QRS = 0,1$; model neznámého prostředí lidského těla: lineární + širokopásmové rušení)						
Použitý adaptivní technika	Kombinace elektrod	S ⁺ QRS [%]	PPH QRS [%]	S ⁺ T [%]	PPH T [%]	
Algoritmy rodiny LMS	LMS	1BE - 1HE	97,61	99,76	89,51	91,93
		2BE - 2HE	96,47	100	91,52	92,34
		3BE - 1HE	98,32	100	91,11	92,97
		4BE - 2HE	98,80	100	91,31	92,13
	NLMS	1BE - 1HE	92,13	99,27	91,17	94,25
		2BE - 2HE	95,53	99,51	92,30	94,67
		3BE - 1HE	95,13	99,76	93,82	95,13
		4BE - 2HE	94,25	100	94,46	95,35
Algoritmy rodiny RLS	RLS	1BE - 1HE	100	100	100	100
		2BE - 2HE	100	100	100	100
		3BE - 1HE	100	100	100	100
		4BE - 2HE	100	100	100	100
	FTF	1BE - 1HE	98,76	99,76	97,62	99,27
		2BE - 2HE	99,27	100	98,80	99,51
		3BE - 1HE	99,76	100	99,27	99,76
		4BE - 2HE	99,76	100	99,51	99,76

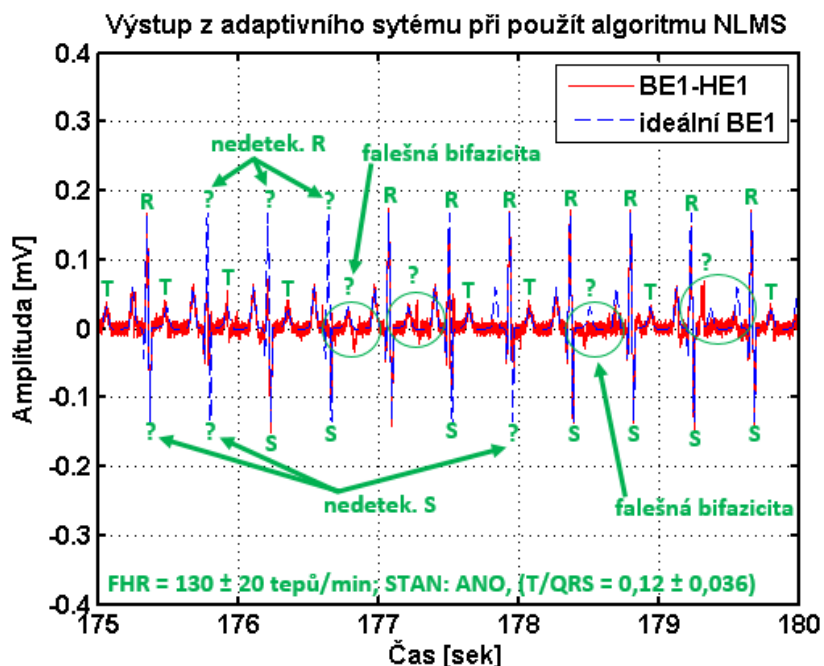
Na obr. 77 až obr. 80 je v každém grafu zobrazen časový průběh ideálního fEKG společně s časovým průběhem výstupního signálu z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané algoritmy. V grafech jsou vyznačeny jednotlivé významné body (QRS komplex, vlna T) a dále jsou naznačeny nedatované a falešně detekované body. Kromě tohoto byly s využitím programu ECG Feature Extractor změřeny i hodnoty FHR a poměru T/QRS, včetně směrodatných odchylek.



Obr. 77: Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu LMS.

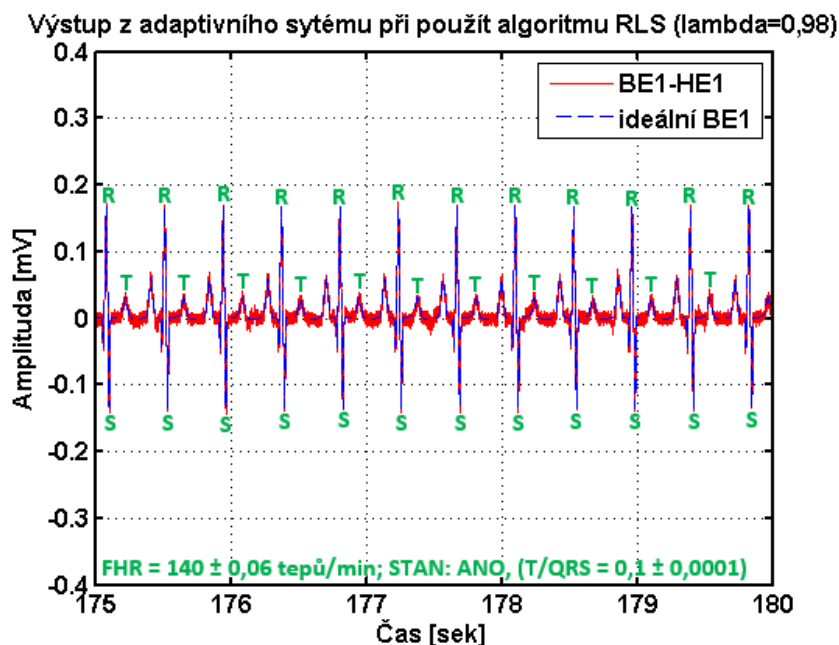
Z experimentálních výsledků s adaptivními algoritmy LMS, NLMS, RLS a FTF na konvenčních syntetických signálech lze odvodit několik závěrů. Obecně lze konstatovat, že algoritmy se

stochasticky gradientní adaptací jsou strukturálně jednoduché a matematicky nenáročné. Při experimentech ale dosahují menší rychlosti konvergence a vyšší chyby filtračního procesu.



Obr. 78: Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu NLMS.

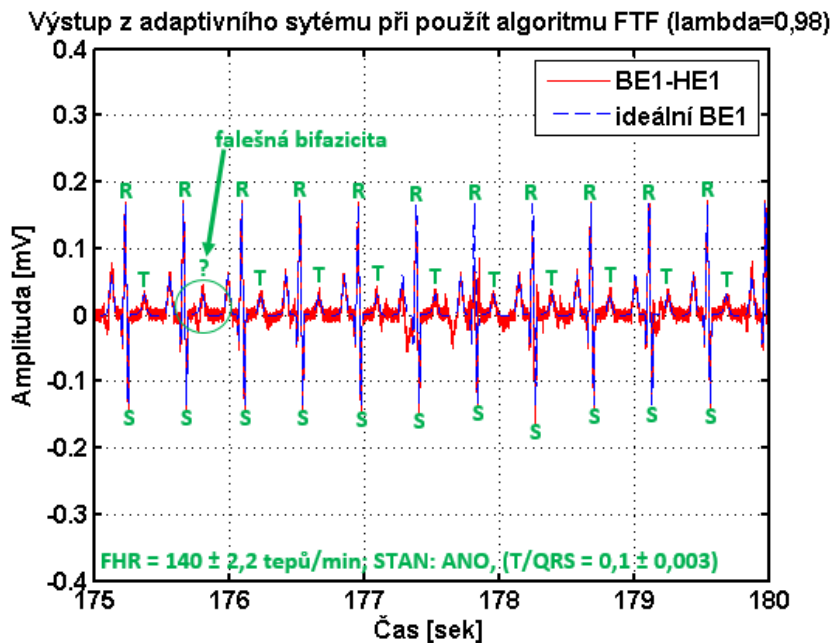
Algoritmy s rekurzivní optimální adaptací jsou výpočetně náročnější a rovněž i strukturálně složitější. Nastavení vhodné konfigurace vyžaduje hlubší znalosti problematiky adaptivní filtrace a je rovněž časově náročnější. Významným přínosem je však velmi přesný adaptivní proces s nízkou chybou filtrace a extrémně vysoká rychlost konvergence.



Obr. 79: Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu RLS.

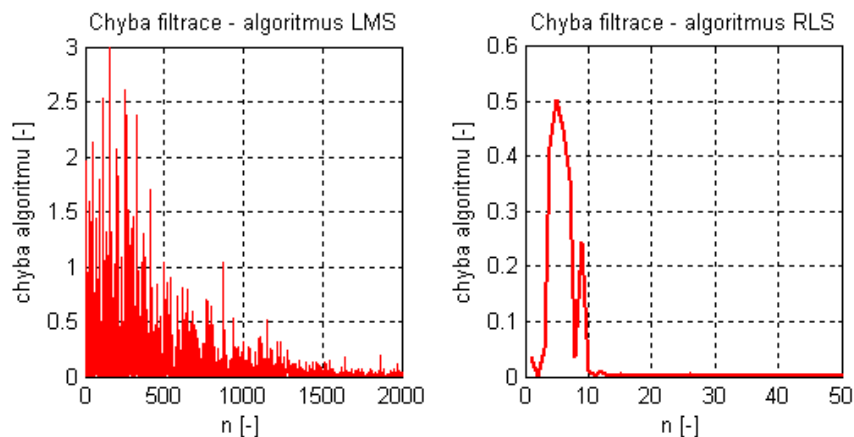
V praxi jsou samozřejmě požadovány co nejnižší náklady na realizaci adaptivních systémů při zachování vysoké kvality potlačení nežádoucího šumu. Z pohledu nákladů na výrobu DSP bude tedy výhodnější zkonstruovat DSP určený pro algoritmus LSM. V současné době jsou daleko více

rozšířeny adaptivní systémy využívající právě adaptivního algoritmu LMS. Do budoucna můžeme očekávat, stálý nárůst výkonu a kvality v oblasti výpočetní techniky. S příchodem výkonnějších DPS budou klesat požadavky na nízkou výpočetní náročnost a paměťovou spotřebu jednotlivých algoritmů a bude tedy možno realizovat komplikovanější a výkonnější algoritmy. Proto je zcela určitě pravdou, že oblast adaptivní filtrace stále je a na dlouhou dobu zůstane široce otevřenou oblastí prostoru pro vědecký výzkum i komerční aplikace.



Obr. 80: Časový průběh - výsledky filtrace pomocí algoritmu FTF.

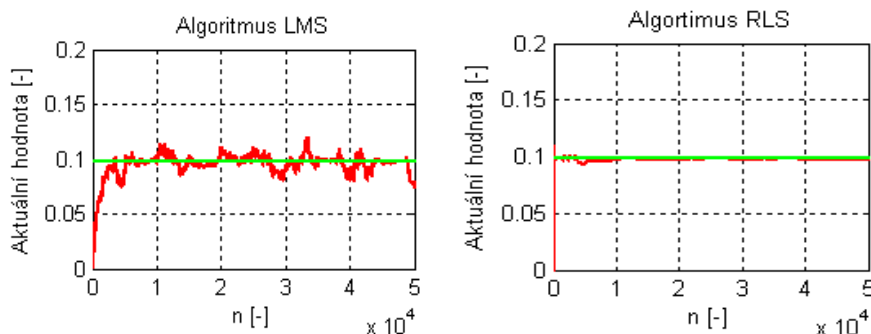
Pro přibližné určení rychlosti konvergence základních algoritmů LMS a RLS jsou na obr. 81 vytvořeny detaily střední kvadratické chyby MSE filtračního procesu pro algoritmy LMS a RLS.



Obr. 81: Detaily střední kvadratické chyby MSE pro určení rychlosti konvergence algoritmů.

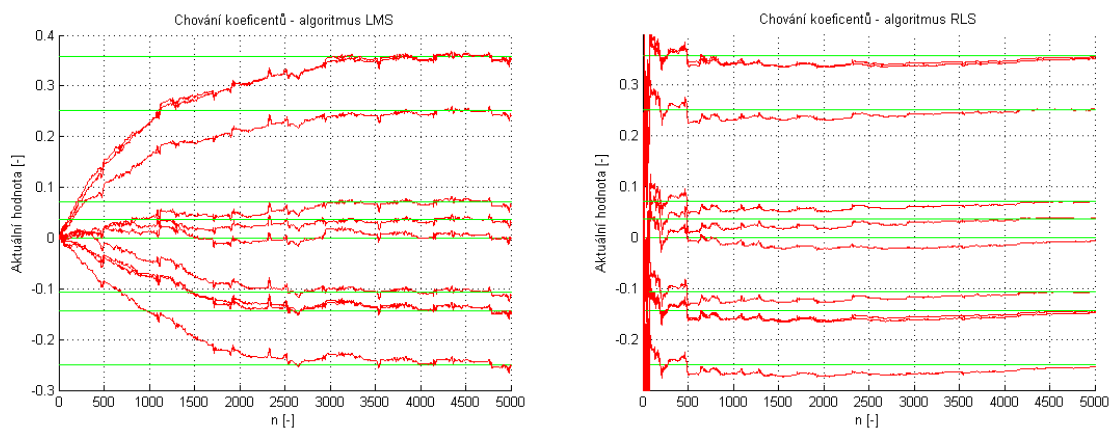
Na obr. 81 je dobře vidět, že algoritmus RLS konverguje ke správné hodnotě velmi rychle, z grafu lze odečíst, že k optimální hodnotě se dostane zhruba po 12 vzorcích. Algoritmus LMS je ve srovnání s algoritmem RLS velmi pomalý a k optimální hodnotě se dostane zhruba po 1200 vzorcích. Algoritmus RLS je po dosažení optimální hodnoty velice stabilní (přesný) a drží se hodnoty, zatímco algoritmus LMS po dosažení optimální hodnoty osciluje a chyba filtračního procesu se projevuje v průběhu celé filtrace.

Na obr. 82 je zobrazeno srovnání chování jednoho koeficientu během filtrace, přičemž v grafu je vyznačen i ideální průběh koeficientu. Na obr. 83 je pak zobrazeno chování všech deseti koeficientů během filtrace.



Obr. 82: Srovnání chování koeficientů v průběhu filtrace pro algoritmy LMS a RLS.

Na chování koeficientů je vidět, že algoritmus LMS konverguje pomalu a i po dosažení optimální hodnoty okolo této hodnoty kolísá (má špatnou schopnost sledování). Oproti tomu algoritmu RLS konverguje velmi rychle a v průběhu filtrace se drží velice přesně v blízkosti optimální hodnoty.



Obr. 83: Chování koeficientů filtru během filtrace pro algoritmy LMS a RLS.

Základními faktory, určujícími vlastnosti adaptivních algoritmů z hlediska implementace do DPS jsou zejména: rychlost konvergence, výpočetní náročnost, paměťová spotřeba a chyba v ustáleném stavu, viz kap. 7.6. Vlastnosti zkoumaných adaptivních algoritmů LMS, NLMS, RLS a FTF jsou shrnuty v následující tab. 14.

Tab. 14: Základní vlastnosti zkoumaných adaptivních algoritmů.

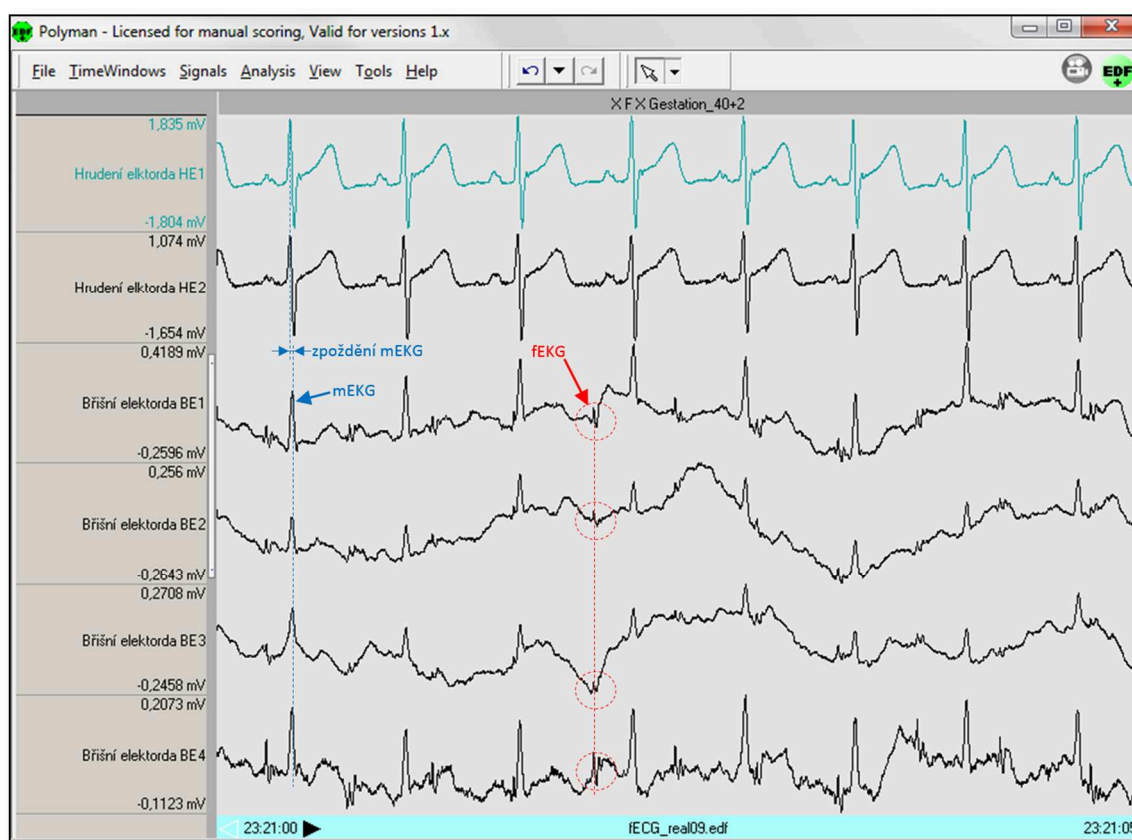
Algoritmus	Počet (+/-) v jednom cyklu	Počet (*) v jednom cyklu	Spotřeba paměťových buněk	Počet (*) pro $M=n=64$	Průměrný čas konvergence
LMS	$M+1$	$2M$	$2M$	8192	400
NLMS	$2M+1$	$3M+50$	$2M$	15488	100
RLS	M^2+M	$2M^2+3M+50$	M^2+3M	539776	30
FTF	$5M+4$	$2M+151$	$5M+3$	17856	10

8.5 Návrh softwarového generátoru fEKG a mEKG

V této podkapitole jsou popsány postupy pro tvorbu druhé skupiny dat pro experimenty, tzv. syntetické signály fEKG a mEKG, které byly získány pomocí autorem navrženého softwarového generátoru.

8.5.1 Modelování abdominálního fEKG, fEKG a rušení

Tato podkapitola se věnuje metodám modelování syntetických signálů mEKG a fEKG. Autorovou snahou bylo, aby uvedené syntetické signály byly v co největší míře inspirovány reálně změřenými průběhy pomocí břišních a hrudních elektrod, viz obr. 84. Jako vzorové reálné signály byla použita data získaná od Digital Signal Processing Group (dále jen GPDS), která působí na univerzitě ve Valencii, Španělsko, viz [178]. Tato organizace úzce spolupracuje s Department of Obstetrics at the Medical University of Silesia, Španělsko, kde byla prováděna reálná měření pro získání uvedených dat.



Obr. 84: Reálné časové průběhy signálů, naměřených dvěma hrudními elektrodami mEKG (1HE, 2HE) a čtyřmi břišními elektrodami fEKG (1BE, 2BE, 3BE, 4BE).

Problematika zpracování (filtrace), analýzy (detekce a klasifikace významných bodů) i lékařské diagnostiky (např. infarkt myokardu) EKG u dospělých lidí je v současnosti již velmi dobře zvládnutá. Je to také ovlivněno skutečností, že již několik let existuje řada, tzv. standardních databází EKG, označovaných jako CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography), podrobněji v [120, 121]. Tyto databáze, mimo jiné, umožňují vědeckým pracovníkům data zde uložená využívat ke své další činnosti např. s novými algoritmy pro zpracování a analýzu EKG.

Na rozdíl od výše zmíněné CSE neexistují v současné době pro neinvazivní abdominální EKG, ani pro transvaginální fEKG žádné zavedené (standardizované) databáze, usnadňující provádění experimentů v oblasti vývoje nových algoritmů pro zpracování a analýzu fEKG. Jedinou dostupnou

databází, tzv. neinvazivního fetálního elektrokardiogramu NFD (Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database) je databáze reálných záznamů, vytvořená již zmíněnou skupinou GPDS na univerzitě ve Valencii, viz [66].

Hlavní motivací autora pro vytvoření reálnějších syntetických signálů mEKG a fEKG pomocí navrženého softwarového generátoru je skutečnost, že v současné době existuje na celém světě pouze jedna databáze fEKG a mEKG, použitelná pro experimenty se zkoumanými adaptivními systémy. Navíc je tato databáze poměrně zastaralá. Autor v rámci své doktorské disertační práce položil základy vlastní databáze fEKG a mEKG, která je volně přístupná na webové stránce:

<https://sites.google.com/site/martinekradek/scientific-activity/abdominal-non-invasive-fetal-electrocardiogram-database>

Do uvedené databáze jsou již vložena první data, která byla získána ze zmíněného, autorem navrženého generátoru, a která budou postupně doplňována o data reálná. Jedná se o data poskytnutá v rámci vzájemné spolupráci s Gynekologicko-porodnickou klinikou Fakultní nemocnice v Brně, především díky ochotě primáře této kliniky, MUDr. Petra Janků, Ph.D.

Navržený generátor zohledňuje velké množství parametrů, a to tak, aby se vygenerované signály co nejvíce podobaly reálně změřeným signálům. Z tohoto důvodu jsou následující kapitoly věnovány detailní analýze reálných fEKG, mEKG a rušivých signálů.

8.5.2 Klasifikace rušení reálného fEKG

Záznam abdominálního fetálního elektrokardiografického signálu má pro klinickou praxi zásadní význam, viz kap. 5. Klíčové informace obsahuje především tvar a délka trvání jednotlivých vln, intervalů a segmentů, které vypovídají o stavu plodu.

Z technického hlediska je snímáný signál fEKG směsí užitečného signálu (jehož zdrojem je pouze srdce plodu) a šumu, který může mít nejrůznější původ. Právě rušení často komplikuje např. automatické rozměření signálu nebo jakékoliv další zpracování či hodnocení (stanovení diagnózy). Podle frekvenčního obsahu je možno rušení rozdělit na úzkopásmová a širokopásmová, viz obr. 30.

Na rozdíl od úzkopásmových rušivých signálů není pro potlačení širokopásmových signálů vhodná lineární filtrace, neboť vede k výraznému ořezání extrémů kmitů v komplexech QRS a také ke zkreslení signálu v začátcích a koncích těchto komplexů. Příčinou popisovaných deformací po použití lineárního filtru je zejména fakt, že spektrum širokopásmového rušení se výrazně překrývá se spektrem signálu fEKG.

Přítomnost šumu v abdominálních fEKG záznamech je nevyhnutelná, a to i v případech, kdy bude pokožku v místě styku s elektrodou pečlivě očištěna či budou použity vysoce rezistivní materiály. V souvislosti se snahou o eliminaci nebo alespoň redukci rušení je nutná znalost jednak vlastností užitečné složky elektrokardiogramů (fEKG), ale současně i vlastností rušení, které fEKG signály obsahují. V této podkapitole jsou popsány základní parametry nejběžněji se vyskytujících zdrojů rušení v abdominálních fEKG, z nichž část je technického a část fyziologického původu, viz [123].

Rušení je primárním problémem současné analýzy abdominálního fEKG. Analýza srdeční činnosti plodu při použití externího monitoringu je v reálných podmínkách znehodnocena množstvím nežádoucích složek signálu, jak je patrné na obr. 30. Použití šetrnější neinvazivní metody s sebou přináší řadu problémů, především se jedná o velkou kontaminaci fEKG mateřským EKG (mEKG), které má výrazně vyšší amplitudu, viz obr. 84.

Z pohledu zpracování a analýzy fEKG je možno mEKG považovat za širokopásmové rušení. V této doktorské disertační práci představuje mEKG primární zdroj rušení, který znehodnocuje EKG. Současně se mEKG obtížně potlačuje, neboť spektrum mEKG se překrývá se spektrem fEKG a také mEKG je několikanásobně silnější než fEKG.

Při analýze abdominálního fEKG dochází současně k řadě dalších, nekardiálních²⁸ zdrojů rušení [123, 124]:

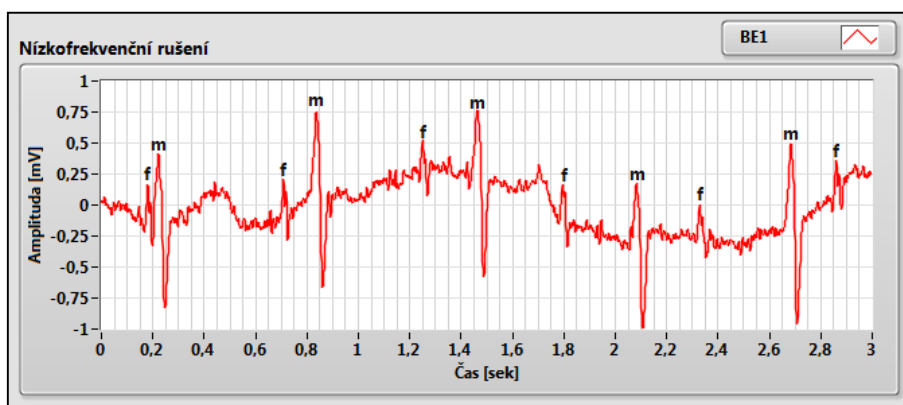
- kolísání izoelektrické linie (elektrochemické procesy na rozhraní elektroda – povrch kůže (od 0,8 Hz),
- dýchání (od 0,5 Hz),
- pomalý mimovolný pohyb, byť nepatrný (od 1,5 Hz),
- sítově rušení (indukce ze silových elektrických rozvodů (EU 50 Hz, USA 60 Hz)),
- myopotenciály a pohybové artefakty (aktivní pohyb svalů (od 20 Hz do několika kHz)),
- rychlé změny izoelektrické linie (špatný kontakt snímací elektrody (15 Hz ojedinele 20 Hz),
- impulsní rušení (technické artefakty - např. jiné lékařské přístroje),
- elektrické děje v děloze během kontrakcí (elektrohysterografie), viz [63, 64].

8.5.2.1 Úzkopásmové rušení

Úzkopásmové signály jsou tvořeny pomalým kolísáním izoelektrické linie (drift) a také rušením z elektrovedné sítě (tzv. sítový brum).

Kolísání izoelektrické linie

Kolísání izoelektrické linie (drift nulové izoliny), viz obr. 85, je zejména způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda – povrch kůže (do 0,8 Hz), dýcháním pacienta (do 0,5 Hz), případně jeho pomalými pohyby (do 1,5 Hz), podrobněji v [124].



Obr. 85: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kolísáním izoelektrické linie, (f - plodové, m - mateřské).

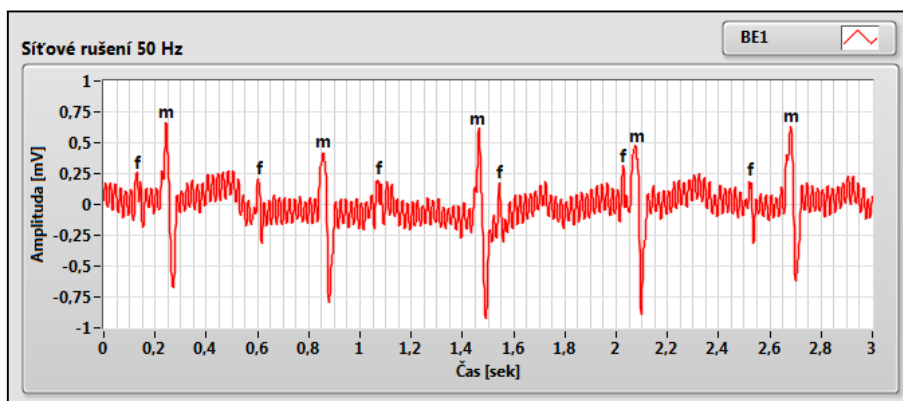
Příliš velké kolísání izoliny může mít za následek i ořezání kladných a záporných kmitů EKG signálu vlivem konečného zesílení zesilovacích členů nebo analogově digitálních převodníků a znesnadňuje např. analýzu ST segmentů. Způsoby odstranění tohoto rušení byly popsány v kap. 8.1.3.

Sítové rušení

Nejběžněji vyskytující se periodický artefakt v biomedicínských signálech je rušení z elektrovedné sítě s frekvencí $50 \pm 0,2$ Hz (USA 60 Hz) a s amplitudou do 50 % maximálního rozkmitu EKG signálu, viz obr. 86. Průběh tohoto rušení nemá čistě sinusový průběh, objevují se zde i vyšší harmonické frekvence než jsou základní [123]. Problematice kompenzace vyšších harmonických složek v napájecích sítích se autor věnuje ve svých publikacích [mar2, mar3].

²⁸ Kardiální neboli srdeční.

Zašumění lze do jisté míry předcházet vhodnou úpravou podmínek snímání a vhodným umístěním přístroje pro snímání EKG, resp. fEKG. V případě nutnosti filtrace brumu jej lze odfiltrovat pomocí úzkopásmového filtru. Pokud bude dodržena ± 3 Hz široká zádrž, brum se obvykle odfiltruje s minimálními ztrátami hodnot užitečného signálu, viz [125].



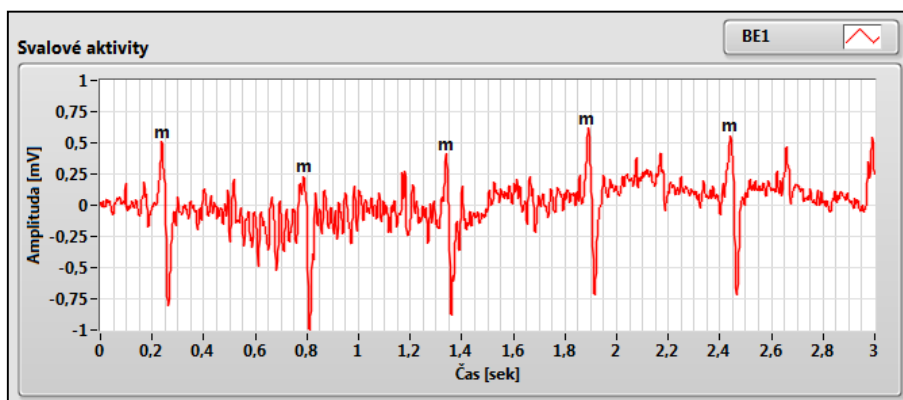
Obr. 86: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG síťovým rušením 50 Hz (f - plodové, m - mateřské).

8.5.2.2 Širokopásmové rušení

Širokopásmové rušení tvoří především myopotenciály, pohybovými artefakty, rychlými skokovými změnami izoelektrické linie a impulsním rušením.

Myopotenciály

Pojmem myopotenciály, viz obr. 87, jsou nazývány svalové artefakty, odvozené od slova *myo*, znamenající sval nebo popř. svalový. Elektrická aktivita kosterního svalstva během periody stahů způsobuje elektromyografické rušení (EMG²⁹, rušení). Frekvence EMG složek značně překrývá QRS komplex, frekvenční pásmo se pohybuje asi od 20 Hz až do řádově kHz (10 kHz).



Obr. 87: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG kontrakcí kosterních svalů (m - mateřské).

Podle prostudované literatury [124, 125] je pro potlačování EMG velice vhodné využití vlnkové transformace s diskretním časem (DTWT³⁰ - Discrete-Time Wavelet Transform). Filtraci signálů EKG

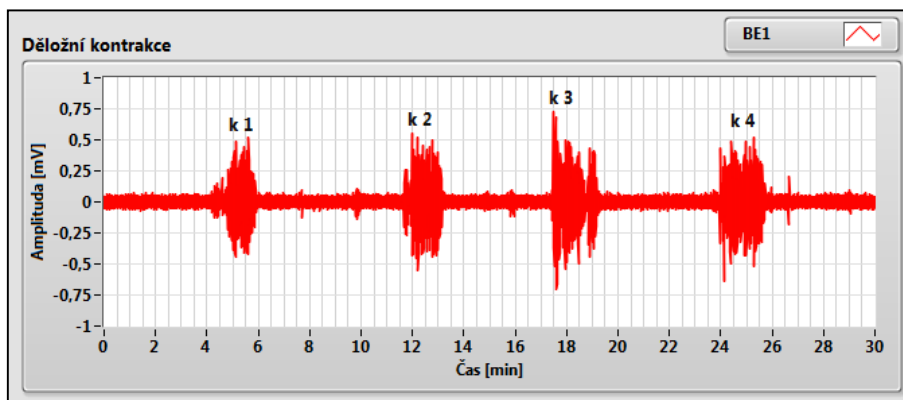
²⁹ Elektromyografie (EMG) studuje funkci svalů způsobem zkoumání elektrických biosignálů, které vycházejí ze svalů.

³⁰ Diskretní vlnková transformace je v numerické a funkcionální analýze transformace odvozená z vlnkové transformace pro diskretní vlnky (wavelety).

s využitím vlnkové transformace se věnuje např. [127]. Využití vlnkové transformace bylo popsáno již v kap. 8.1.3.

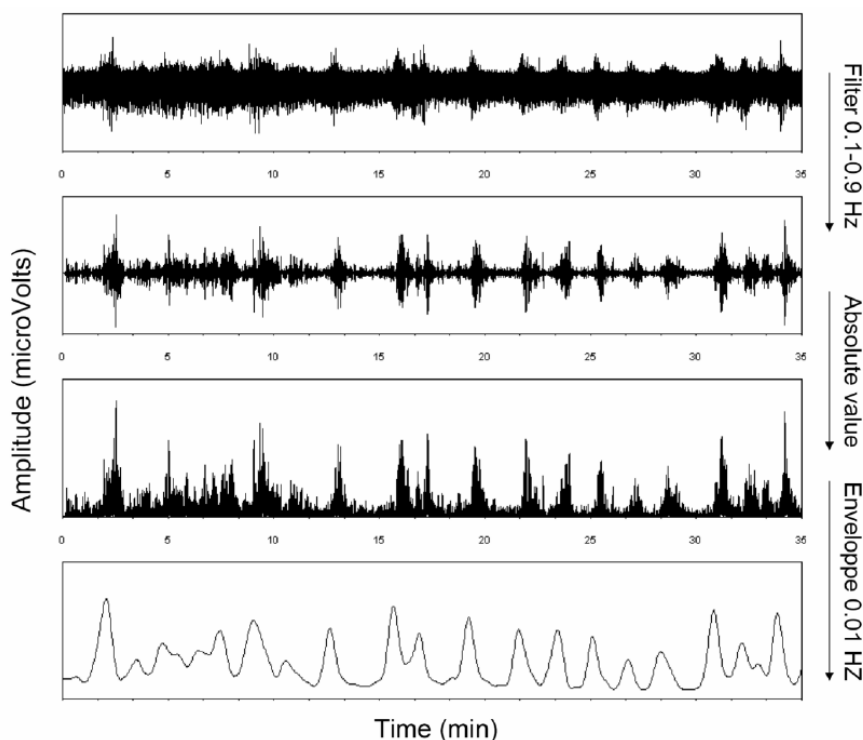
Děložní kontrakce

Děložní kontrakce jsou mimovolné, na vůli nezávislé stahy děložních svalových vláken, dostavující se v intervalech, které jsou vyvolány zkrácením svalových buněk (akční potenciál). Takto vzniklý signál se registruje metodou označovanou jako EHG, viz kap. 5.2. Frekvenční rozsah akčních potenciálů dělohy se pohybuje v rozmezí 0,1 - 3 Hz a amplituda v rozmezí 0,1 - 1 mV, přičemž jak amplituda, tak délka jednotlivých kontrakcí a intervalů mezi kontrakcemi se s gestačním věkem postupně mění.



Obr. 88: Reálný časový průběh rušení abdominálního fEKG děložními kontrakcemi (k1 až k4 – kontrakce).

V současné době je velká pozornost věnována extrahování EHG z kompozitního abdominálního fEKG. Úvodní výsledky klinických testů, zaměřených na využití EHG získaného z fEKG uveřejnil JACOD a kol. (2009, Holandsko), viz [179] a dále pak ve své profesorské práci GRAATSMA (81 -92 strana, 2010, Holandsko), viz [180]. Níže uvedený obr. 89 představuje metodiku získávání EHG z fEKG pomocí technik lineární filtrace.



Obr. 89: Extrahování EHG z kompozitního abdominálního fEKG, převzato z [179].

Úvodní klinické studie, prováděné u 33 těhotných žen prokázaly, že detekce kontrakcí pomocí EHG je přesnější než konvenčně využívané metody. Princip EHG je uveden na obr. 89. Podrobnější závěry z této studie naleznete v [179, 180]. Pro extrahování EHG lze využít lineární filtraci, přesněji dolní propust s vhodně nastaveným mezním kmitočtem v rozsahu 0,1 - 3 Hz, viz obr. 89.

Na základě popsaných a prověřených postupů autor práce neshledává žádné technické překážky, které by bránily budoucí implementaci vyhodnocování EHG do navrhovaného systému.

8.5.3 Metody modelování srdeční aktivity

Z obecného hlediska existují dvě základní možnosti modelace EKG signálu:

- matematické modelování EKG - generování na základě matematického popisu dílčích částí EKG, existuje několik rozdílných přístupů:
 - podobnost úseků (goniometrická funkce sin, rovnice přímky, apod.),
 - Fourierova řada (využívá se pro zápis libovolného periodického průběhu, za který je možno považovat i EKG průběh),
 - dynamický model (generuje trajektorie křivky ve třírozměrném prostoru, viz kap. 5.1.2),
- generování EKG signálu z banky signálů.

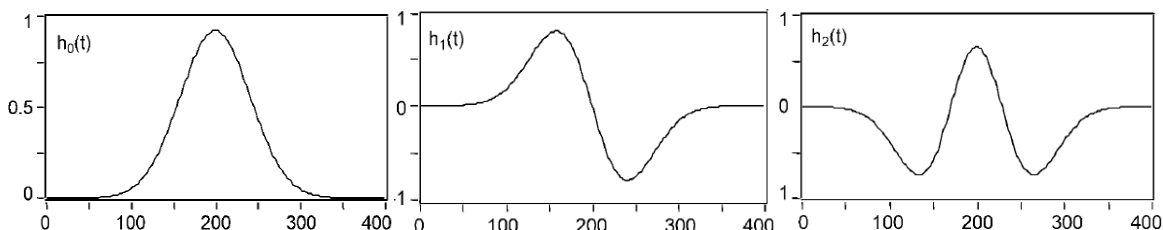
Podrobný popis jednotlivých metod, určených k modelování srdeční aktivity, resp. EKG, je možno nalézt např. v [164]. Dle autora velice zajímavý matematický způsob modelování fEKG popisuje ve své práci MATONIA a kol. (2005, Polsko), fEKG je v ní modelováno s využitím tří Hermitových funkcí³¹, viz rov. 8.7, rov. 8.8 a rov. 8.9, viz [122]:

$$h_0(t) = \frac{1}{\sqrt{b\sqrt{\pi}}} e^{-t^2/2b^2}. \quad 8.7$$

$$h_1(t) = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{b\sqrt{\pi}}} e^{-t^2/2b^2}. \quad 8.8$$

$$h_2(t) = \frac{1}{\sqrt{2b\sqrt{\pi}}} \left(2 \frac{t^2}{b^2} - 1 \right) e^{-t^2/2b^2}. \quad 8.9$$

V rovnicích b určuje šířku modelované křivky (vlny) v ms a t čas také v ms. Na obr. 90 jsou zobrazeny časové průběhy těchto tří funkcí. Podle jejich průběhů je možno usuzovat, že mohou být využity pro modelování vln P, T i QRS komplexů.



Obr. 90: Průběhy Hermitových funkcí pro $t \in \langle 0, 400 \rangle$ [ms] a $b = 300$ [ms], převzato z [122].

Vzájemnou superpozicí³² těchto signálů můžeme snadno a efektivně modelovat fEKG signály s dostatečnou variabilitou tvaru, viz [122]:

³¹ Hermitova kubika (též kubická Hermitova interpolace) je v numerické analýze spline křivka třetího řádu. Jsou-li známy dva řídicí body a jejich tečné vektory, lze použít Hermitovu interpolaci a nalézt tzv. Hermitovu kubiku. Poloha této křivky je tedy určena dvěma řídicími body a její tvar závisí na velikosti a směru jejich tečných vektorů.

³² Superpozice časově proměnných signálů představuje vzájemné skládání nebo též sčítání těchto signálů.

$$H_k(n) = \begin{cases} h_0(n) \frac{(10-k)}{10} + h_1(n) \frac{k}{10}, & \text{pro } 1 \leq k \leq 10 \\ h_0(n) \frac{(k-10)}{10} + h_1(n) \frac{(20-k)}{10} + h_2(n) \frac{(k-10)}{20}, & \text{pro } 11 \leq k \leq 20 \end{cases}, \quad 8.10$$

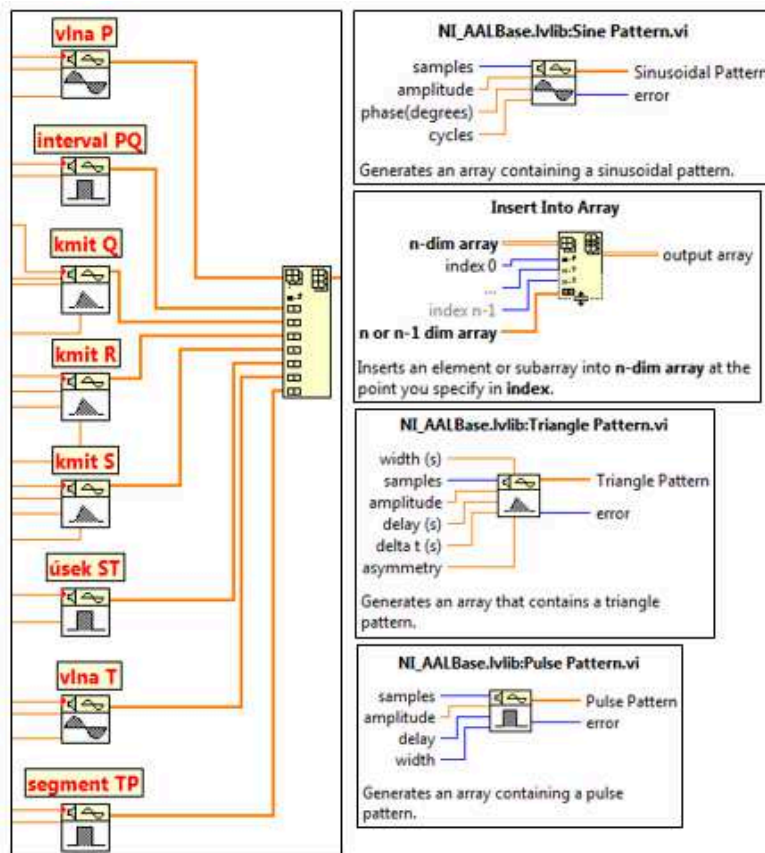
kde k určuje tvar komplexu QRS (P nebo T vlny) a n počet vzorků signálu.

V rámci vytvořeného generátoru fEKG a mEKG ve vývojovém prostředí LabVIEW byly pro sestavení EKG křivky využity s přihlédnutím k prostudované literatuře [181, 182] tři bloky, viz obr. 90 ze skupiny Signal Generation:

1. Sine Pattern - vytváří vlny P a T (u tohoto bloku, který generuje sinusový průběh, byl nastaven parametr cycles = 0,5, pro zobrazení jen kladné půlvlny).
2. Triangle Pattern - vytváří kmity Q, R, S (tento blok generuje trojúhelníkový průběh, zde bylo nutné nastavit parametr asymmetry na hodnotu zjištěnou empiricky tak, aby na sebe jednotlivé kmity dobře navazovaly: $Q_{\text{asymmetry}} = 0,5$; $R_{\text{asymmetry}} = 0,5$; $S_{\text{asymmetry}} = 0,3$).
3. Pulse Pattern - vytváří úseky PQ, ST a TP (tyto úseky jsou izoelektrické a proto byly vytvořeny jako obdélníkový impuls s nulovou amplitudou).

Základními parametry těchto tří prvků jsou amplituda a počet vzorků (samples). Parametry lze v průběhu generování měnit, takže lze libovolně nastavovat velikost a dobu trvání jednotlivých částí EKG.

Pro zkompletování jedné periody EKG byl využit blok Insert Into Array, který jednotlivé výše uvedené úseky řadí za sebe do jednorozměrného pole.



Obr. 91: Sestavení jedné periody EKG + použité funkce ve vývojové prostředí LabVIEW.

Typické hodnoty výchylek, resp. amplitud jednotlivých vln u EKG dospělé osoby jsou obecně známé, viz tab. 2. Totéž platí o době trvání jednotlivých částí EKG, přestože každý z úseků EKG křivky

je specifickým způsobem závislý na tepové frekvenci. T tohoto vyplývá, že délka jednotlivých částí EKG se mění změnou tepové frekvence. Moderní generátory EKG tuto závislost zohledňují s využitím matematických vztahů, viz rov. 8.11 až rov. 8.16, převzatých z [183].

$$P_{délka} = -0.21 \cdot \text{tepová frekvence} + 102.9, \quad 8.11$$

$$PQ_{délka} = -0.45 \cdot \text{tepová frekvence} + 88.9, \quad 8.12$$

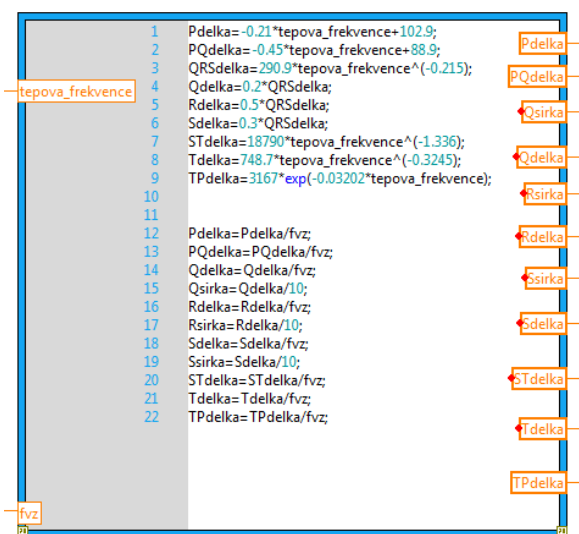
$$QRS_{délka} = 290.9 \cdot \text{tepová frekvence}^{-0.215}, \quad 8.13$$

$$ST_{délka} = 1.879 \cdot 10^4 \cdot \text{tepová frekvence}^{-1.336}, \quad 8.14$$

$$T_{délka} = 748.7 \cdot \text{tepová frekvence}^{-0.3245}, \quad 8.15$$

$$TP_{délka} = 3167 \cdot \exp^{-0.3245 \cdot \text{tepová frekvence}}. \quad 8.16$$

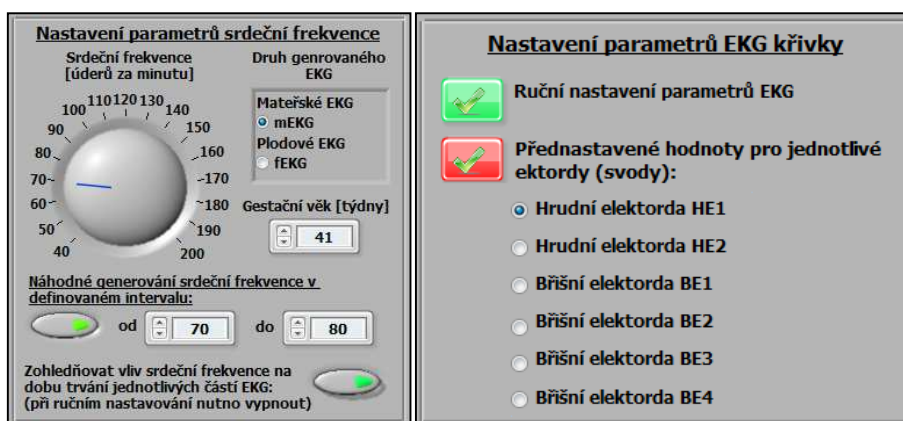
Tyto vztahy jsou do programu implementovány pomocí bloku MathScript Node, který umožňuje vložit do programu algebraické výrazy, viz obr. 92.



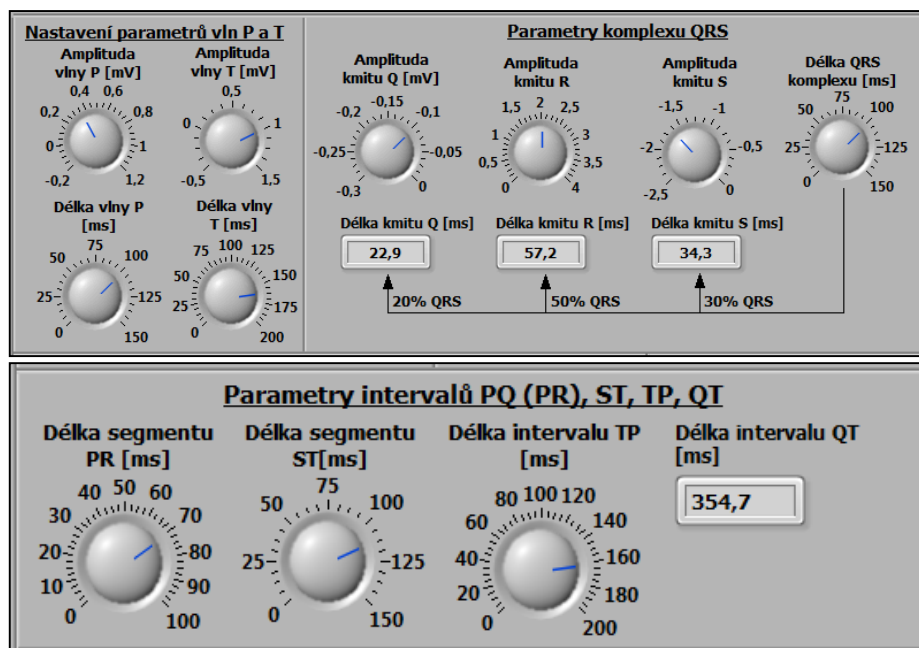
Obr. 92: Implementace závislosti trvání jednotlivých částí EKG na tepové frekvenci v LabVIEW.

Výše uvedená implementace je ve vytvořeném generátoru využita pro generování syntetických mEKG signálů (HE1, HE2), u kterých je možnost nastavení následujících parametrů:

- amplitudy jednotlivých částí mEKG,
- hodnoty MHR, tyto mohou být nastaveny buď na konstantní hodnotu (např. 75 bpm), popř. na mód náhodného generování v definovaném intervalu (např. od 65 bpm od 85 bpm), a doba trvání jednotlivých částí EKG je pak automaticky vypočítaná v závislosti na MHR podle rov. 8.11 až rov. 8.16, nebo mohou být nastaveny manuálně.



Obr. 93: Nastavení parametrů pro generování mEKG (MHR).



Obř. 94: Nastavení parametrů pro generování mEKG (parametry jednotlivých částí mEKG).

Jak již bylo uvedeno v kap. 2, o plodovém EKG existují v současné době jen omezené klinické poznatky. Například neexistují žádné standardy, které by popisovaly typické hodnoty délky jednotlivých částí EKG.

Jak dokládají klinické studie [112, 113, 114, 116, 117, 118], zabývající se délkou, resp. dobou trvání jednotlivých částí EKG, toto EKG se mění s gestačním stářím plodu.

Je-li tedy cílem této práce vytvořit generátor, který dokáže co nejpřesněji měřit a vyhodnocovat reálné záznamy fEKG, musí tento zohledňovat několik důležitých faktorů, z nichž nejvýznamnějším je gestační stáří plodu, neboť délka jednotlivých částí fEKG se mění s gestačním věkem (čím je plod starší, tím se zvětšují). Dále je nutno rozlišovat zásadní rozdíly mezi mEKG a fEKG, jakož i FHR a MHR, neboť mateřské EKG se od plodového EKG liší výrazně vyšší silou svého signálu (větší amplitudou), naopak u plodu dosahuje vyšších hodnot tepová frekvence.

Z uvedených důvodů se následující podkapitola věnuje statické analýze významných klinických studií ve snaze implementovat do vytvořeného generátoru postupy, které by umožňovaly generovat fEKG signály pro různě staré plody (v různém gestačním období).

8.5.4 Analýza časových intervalů fEKG

Při vytváření reálného generátoru transabdominálního fEKG je pro vlastní implementaci nezbytné stanovit tzv. typické hodnoty, jakými jsou:

- délka jednotlivých částí fEKG v závislosti na gestačním stáří plodu,
- FHR v závislosti na gestačním stáří plodu, podrobně rozebráno již v kap. 5.1.3,
- napěťový rozsah jednotlivých částí fEKG v závislosti na gestačním stáří plodu.

Je nepochybné, že všechny výše uvedené parametry fEKG se výrazně liší od EKG dospělé osoby. Z pohledu vývojáře EKG generátoru je proto žádoucí stanovit poměry mezi uvedenými typickými hodnotami plodového EKG a typickými hodnotami EKG dospělého člověka.

V kap. 5.1.3 byl charakterizován vývoj FHR v průběhu těhotenství. Technika elektronického monitorování FHR je poměrně jednoduchá, je pro ni nutné pouze detekovat R-R intervaly fEKG. Tato podkapitola se zaměřuje na závislost doby trvání jednotlivých částí fEKG (vlny, kmity, intervaly a segmenty) na gestačním stáří plodu. Díky současným velkým pokrokům ve zpracování fEKG je

možno provádět podrobnější analýzu fEKG, včetně stanovení jednotlivých časových intervalů, což je potvrzeno i řadou studií, např. [112, 113, 114]. Tyto poznatky jsou rovněž implementovány do generátoru fEKG, vyvinutého v rámci předkládané doktorské disertační práce.

Pro analýzu délky jednotlivých částí fEKG fetálního srdce byly využity výsledky několika dlouhodobých lékařských studií. Pro lepší přehlednost jsou označeny podle jejich hlavního autora:

1. TAYLOR [113] - studie realizovaná na Department of Fetal Cardiology, Royal Brompton and Harefield Hospital, London, UK. Výzkum byl proveden u 304 těhotných žen v gestačním věku 15 - 41 týdnů. Záznamy byly pořizovány pomocí velkého množství (sít) břišních elektrod a fEKG bylo uloženo pro následné off-line zpracování, podrobněji v [113].
2. CHIA [112] - studie provedená na vzorku 100 zdravých plodů v gestačním věku 18 - 41 týdnů na Department of Obstetrics and Gynecology, National University Hospital, Singapore. Pro získání fEKG byl využit systém FEMO (abdominální monitorování pomocí 3 elektrod). Systém umožňoval stanovit FHR a částečně získat zprůměrovaný průběh fEKG. Přístroj je zatím ve fázi prototypu, informace o něm byly získány z doktorské práce [114].

V rámci prováděné studie byly dále využity výzkumy délek jednotlivých částí fEKG metodou fetální magnetokardiografie³³:

3. KÄHLER [116] - 163 zdravých plodů v gestačním věku 19-42 týdnů.
4. STINSTRA [117] - 582 zdravých plodů v gestačním věku 18-41 týdnů.
5. VAN LEEUWEN [118] - 172 zdravých plodů v gestačním věku 16-41 týdnů.

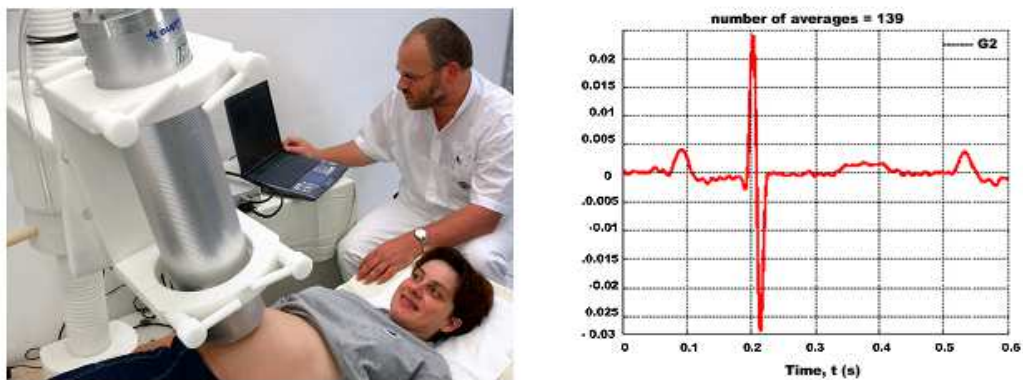
Do provedené analýzy byly dále zařazeny některé dílčí výsledky této doktorské práce. Zejména se jedná o vybrané reálné záznamy abdominálního fEKG, zpracované pomocí navrženého adaptivního systému, viz tab. 24 (sytě červená barva). Dále autor zařadil reálné záznamy fEKG pomocí přístroje STAN S31 v gestačním věku 36 - 40 týdnů, tato data byla poskytnuta přímo výrobcem přístroje Neoventa Medical AB, viz [91].

Jak bylo zjištěno, je v prvním trimestru těhotenství (do 13. týdne) podrobnější analýza fEKG za účelem stanovení doby trvání jednotlivých částí zřejmě neuskutečnitelná. V tomto období je sice možno stanovit FHR, ovšem detekce dalších významných bodů je velmi obtížná, ne-li nemožná.

Ve druhém trimestru těhotenství (od 13. do 27. týdne) již lze provádět zběžnou detekci jednotlivých významných bodů. Nicméně procentuální úspěšnost detekce významných bodů závisí na použité technice odstranění nežádoucích složek (především mEKG), a také na použité technice detekce. Experimenty bylo zjištěno, že čím je pokročilejší fáze těhotenství, tím je úspěšnější, resp. snažší, detekce významných bodů. Do značné míry to souvisí se skutečností, že s pokročilejší fází těhotenství, resp. s vyšším stádiem vývoje plodového srdce, stoupá napěťový rozsah fEKG a současně také délka jednotlivých částí fEKG. Oba tyto faktory pozitivně ovlivňují jak techniku zpracování fEKG, tak techniku detekce.

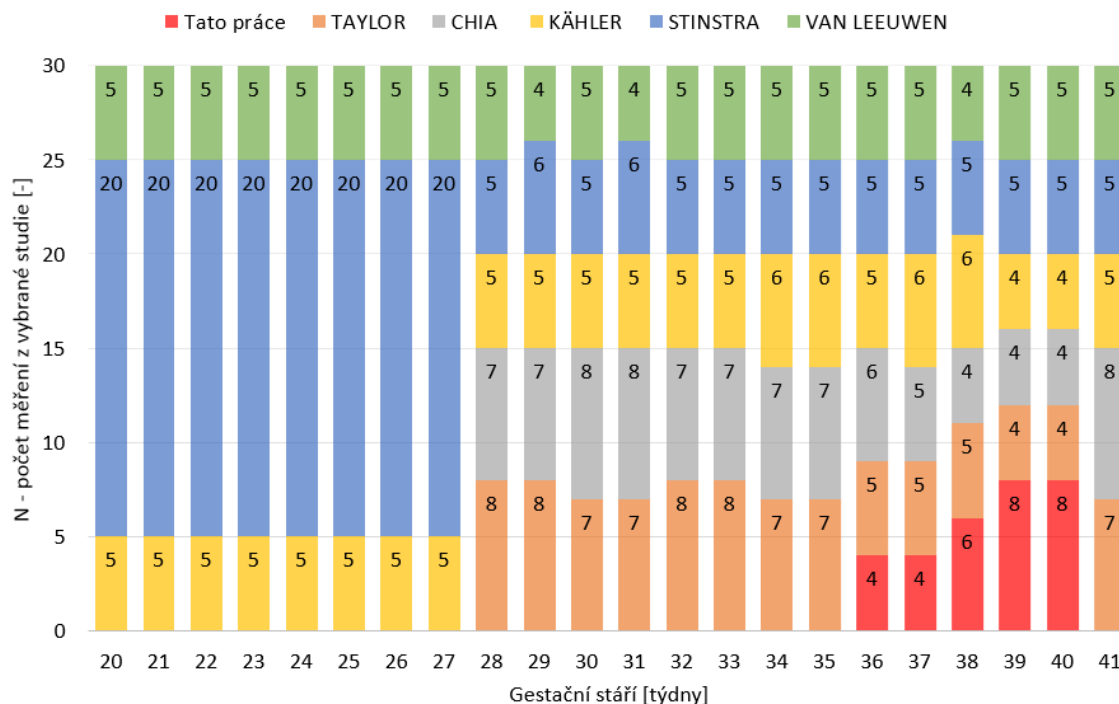
Z těchto důvodů byly do statistického vzorku zařazeny výsledky získané pomocí fEKG až od 28. týdne gestačního stáří plodu, neboť konvenční techniky detekce významných bodů v tomto období dosahují úspěšnosti cca 90%. Použitím výsledků z druhého trimestru by mohlo dojít ke zbytečné chybovosti. Pro období od 20. do 27. týden byla využita data získaná pomocí tzv. magnetokardiografie, která podle [116, 117, 118] poskytuje relevantní údaje, viz obr. 95

³³ Magnetokardiografie (MCG) - metoda registrující magnetické pole srdce a umožňující zaznamenat některé patologické stavy srdce, má omezené klinické využití. Někdy se kombinuje s EKG (elektromagnetokardiografie) nebo se využívá v porodnictví (srov. aktokardiografie).



Obr. 95: Ukázka realizace fetální magnetokardiografie, převzato z [20].

Ze všech výše uvedených zdrojů byla vytvořena skupina dat, viz obr. 96 a pro každý týden gestačního stáří plodu v období od 20. do 41. týdne bylo vybráno 30 relevantních měření. Tato data byla následně podrobena statistické analýze. Důvody pro zvolení období od 20. do 41. týdne jsou popsány výše.



Obr. 96: Přehled použitých dat pro analýzu časových intervalů fEKG.

8.5.4.1 Délky jednotlivých částí fEKG

Cílem prováděné statistické analýzy bylo prozkoumat vztah mezi délkou jednotlivých částí EKG a gestačním věkem plodu. Matematicky vyjádřeno se tedy jednalo o prozkoumání vztahu mezi dvěma veličinami, ve kterém jedna z nich, tzv. nezávisle proměnná X (gestační věk), má ovlivňovat druhou, tzv. závisle proměnnou Y (délka jednotlivých částí fEKG).

Výsledky jednotlivých vybraných měření byly zpracovány do bodového grafu, tzv. korelačního pole (obr. 97 až obr. 101). Pro statistickou analýzu byl využit program Statgraphics, viz [108]. Pomocí

tohoto komplexního statistického nástroje byla ověřena předpokládaná závislost mezi zkoumanými veličinami, tzv. regrese.

Jednalo se o využití tzv. lineární regrese, která předpokládá lineární závislost mezi dvěma veličinami. Rovnice regresní přímky lze zapsat ve tvaru:

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i + e_i. \quad 8.17$$

Odhad regresní přímky se nazývá vyrovnávací přímka a je zapisován v jednom z následujících tvarů:

$$\tilde{Y}_i = b_0 + b_1 x_i. \quad 8.18$$

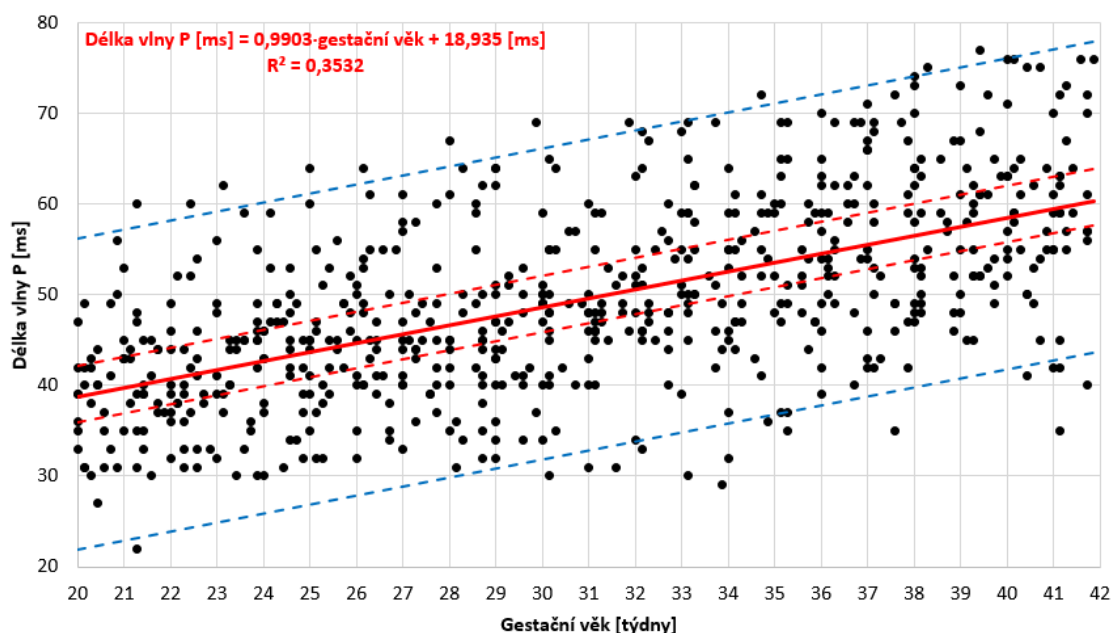
$$\tilde{Y}_i = b_0^* + b_1(x_i - \bar{x}). \text{ (tzv. odchylková forma zápisu)} \quad 8.19$$

$$\tilde{Y}_i = b_0 + b_1 x_i + e_i. \quad 8.20$$

kde e_i označuje chyby predikce (odhadu), resp. rezidua. Pomocí programu Statgraphics byly ověřeny podmínky lineárního regresního modelu (ANOVA), viz [109]. Podrobnější popis použitých statických nástrojů je uveden v [110, 111].

Na obr. 97. až obr. 101. jsou v jednotlivých bodových digramech zakresleny modely predikce (červené plné přímky) a jednotné 95 % intervaly spolehlivosti. Intervalový odhad je možno při regresi definovat jednak pro střední hodnotu (červené čárkované přímky, tzv. Confidence Limits), jednak pro jednotlivá pozorování (modré čárkované přímky, tzv. Prediction Limits). Interval spolehlivosti pro jednotlivá pozorování se nazývá interval predikce. V jednotlivých grafech je uvedena rovnice regresní přímky a index determinace R^2 , který udává kvalitu regresního modelu.

Na obr. 97 je zobrazen bodový graf pro vlnu P. Na základě rozložení jednotlivých bodů byla jako nejvhodnější postup zvolena lineární regrese, kde $R^2 = 0,3532$ (exponenciální $R^2 = 0,3310$, mocnná $R^2 = 0,3448$).



Obr. 97: Závislost délky vlny P na gestačním věku.

Dále jsou v tab. 15 až tab. 19 shrnuty výsledky jednotlivých zkoumaných částí fEKG. Pro lepší přehlednost jsou jednotlivé fáze vývoje plodového srdce rozděleny do pěti skupin: 1) od 20. do 24. týdne, 2) od 25. do 28. týdne, 3) od 29. do 32. týdne, 4) od 33. do 36. týdne a 5) 37 týdnů a starší. V tabulkách jsou uvedeny střední hodnoty a 95% interval spolehlivosti a také poměr mezi délkou

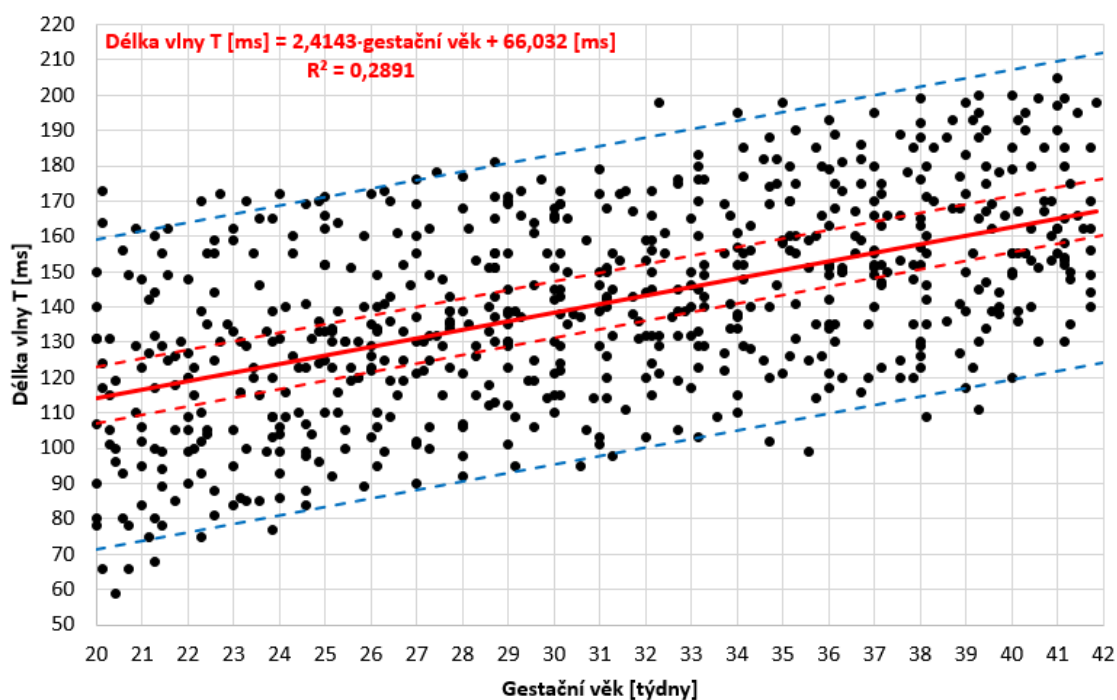
jednotlivých částí fEKG a typickými hodnotami mEKG (EKG dospělého člověka). Z analýzy transabdominálního fEKG byly následně stanoveny poměry mezi amplitudami jednotlivých částí fEKG a typickými hodnotami mEKG, viz tab. 2.

V tab. 15. jsou shrnuty výsledky provedené statistické analýzy pro vlnu P, včetně stanovených poměrů mezi fEKG a mEKG.

Tab. 15: Výsledky statistické analýzy pro vlnu P.

Parametry vlny P					
Gestační věk [týdny]	Počet měření [-]	Střední hodnota [ms]	95% interval spolehlivosti [ms]	Poměr mezi délkou vlny u fEKG a mEKG	Poměr mezi amplitudou vlny u fEKG a mEKG
20 - 24	150	41,3	38,6 - 43,9	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{2,2}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{17}$
25 - 28	120	45,5	42,9 - 48,7	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{2}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{15}$
29 - 32	120	48,4	45,5 - 51,4	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,8}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{13}$
33 - 36	120	53,4	50,2 - 56,6	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,7}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{12}$
≥ 37	150	58,2	54,8 - 61,5	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,5}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{10}$
Predikovaná rovnice regresní přímky: Délka vlny P [ms] = 0,9903·gestační věk + 18,935 [ms]					

Obr. 98 znázorňuje bodový graf pro analyzovanou vlnu T. S přihlédnutím k rozložení jednotlivých bodů byla zvolena lineární regrese, kde $R^2 = 0,2891$ (exponenciální $R^2 = 0,2522$, mocnná $R^2 = 0,2559$ a logaritmická $R^2 = 0,2793$).



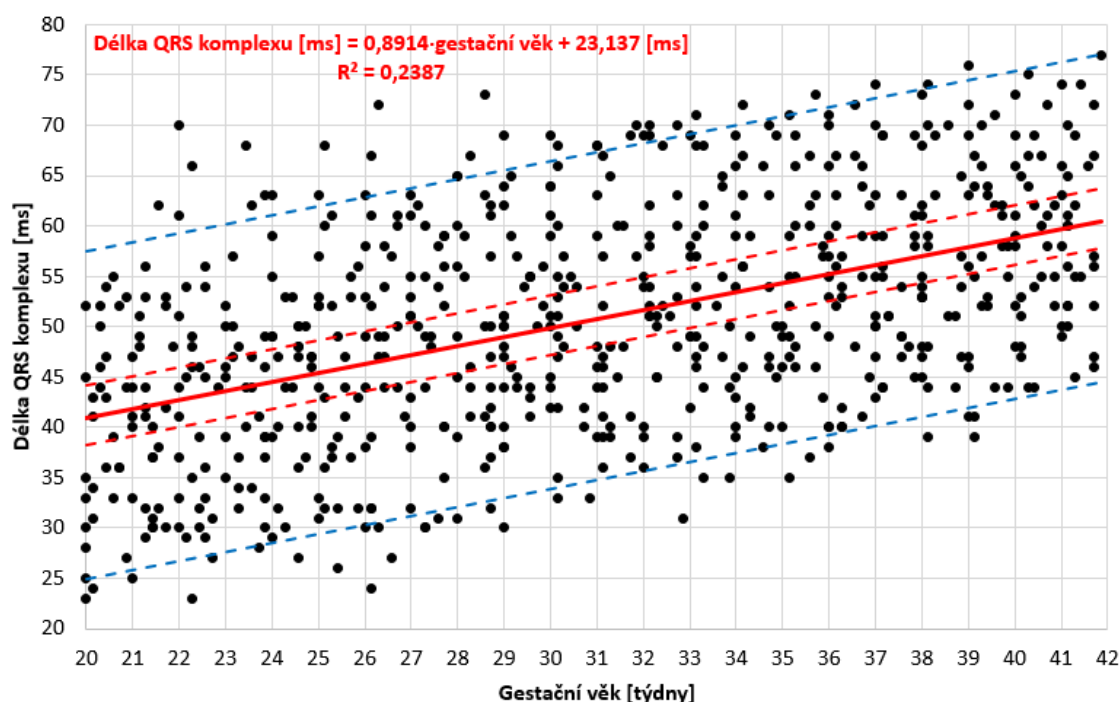
Obr. 98: Závislost délky vlny T na gestačním věku.

Následující tab. 16 shrnuje výsledky prováděné analýzy pro vlnu T. Tato vlna má velký význam z hlediska předkládané práce, neboť je nezbytnou součástí ke stanovení poměru T/QRS, který tvoří základ STAN.

Tab. 16: Výsledky statistické analýzy pro vlnu T.

Parametry vlny T					
Gestační věk [týdny]	Počet měření [-]	Střední hodnota [ms]	95% interval spolehlivosti [ms]	Poměr mezi délkou vlny u fEKG a mEKG	Poměr mezi amplitudou vlny u fEKG a mEKG
20 - 24	150	118,4	108,7 - 128,1	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,6}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{11}$
25 - 28	120	133,5	125,7 - 141,3	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{9}$
29 - 32	120	140,5	132,7 - 148,4	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{8}$
33 - 36	120	149,8	140,7 - 158,9	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,3}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{7}$
≥ 37	150	160,7	152,9 - 168,5	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,2}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{6}$
Predikovaná rovnice regresní přímky: $Délka\ vlny\ T\ [ms] = 2,4143 \cdot gestační\ věk + 66,032\ [ms]$					

Na obr. 99 je zaznamenán bodový graf pro neznámější část EKG, a to QRS komplex. I v tomto případě byla zvolena lineární regrese, kde $R^2 = 0,2387$ (exponenciální $R^2 = 0,244$, mocninná $R^2 = 0,2347$ a logaritmičká $R^2 = 0,2315$).



Obr. 99: Závislost délky komplexu QRS na gestačním věku.

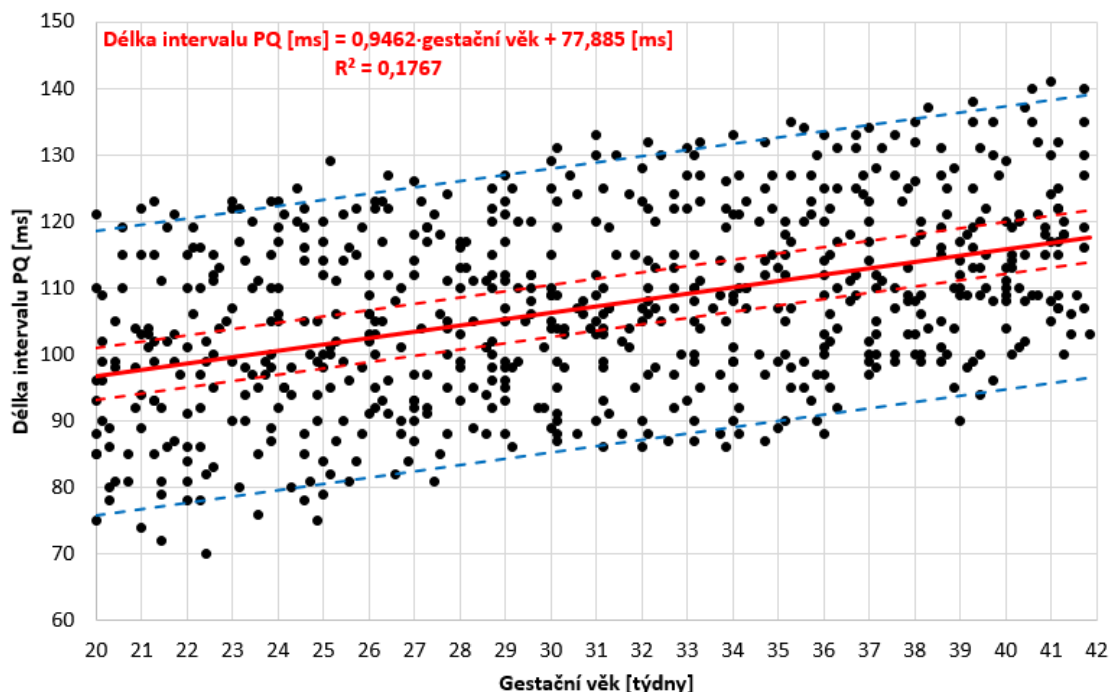
V tab. 17. jsou sumarizovány výsledky prováděné analýzy pro QRS komplex. Tento komplex je nezbytný ke stanovení FHR i poměru T/QRS. Obecně je QRS komplex nejdůležitějším bodem z pohledu detekce, neboť se od něj často odvíjí následná rozměření dalších významných bodů, jakými jsou např. intervaly ST, PR, QT a další. Kvůli jeho důležitosti pro diagnostiku srdce jsou

vytvářejí detektory QRS komplexů, které jsou v dnešní době již nedílnou součástí mnoha lékařských monitorovacích zařízení. Podle tvaru a délky trvání QRS komplexu můžeme určit mnoho informací o srdeční činnosti. Nicméně tyto metody jsou rozvinuty jen pro EKG dospělých, je proto nezbytné rozšiřovat tyto poznatky na plodové EKG.

Tab. 17: Výsledky statistické analýzy pro komplex QRS.

Parametry komplexu QRS					
Gestační věk [týdny]	Počet měření [-]	Střední hodnota [ms]	95% interval spolehlivosti [ms]	Poměr mezi délkou vlny u fEKG a mEKG	Poměr mezi velikostí QRS u fEKG a mEKG
20 - 24	150	42,3	38,9 - 45,7	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{2,3}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{10}$
25 - 28	120	47,9	43,9 - 51,8	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{2,1}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{8}$
29 - 32	120	51,4	47,8 - 55,5	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,9}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{6}$
33 - 36	120	54,0	50,4 - 57,7	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,8}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{5}$
≥ 37	150	57,8	54,4 - 61,1	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,7}$	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{4}$
Predikovaná rovnice regresní přímky: $Délka\ QRS\ komplexu\ [ms] = 0,8914 \cdot gestační\ věk + 23,137\ [ms]$					

Předposlední obr. 100 zobrazuje bodový graf pro interval PQ, zde je opět použita lineární regrese, kde $R^2 = 0,1767$.



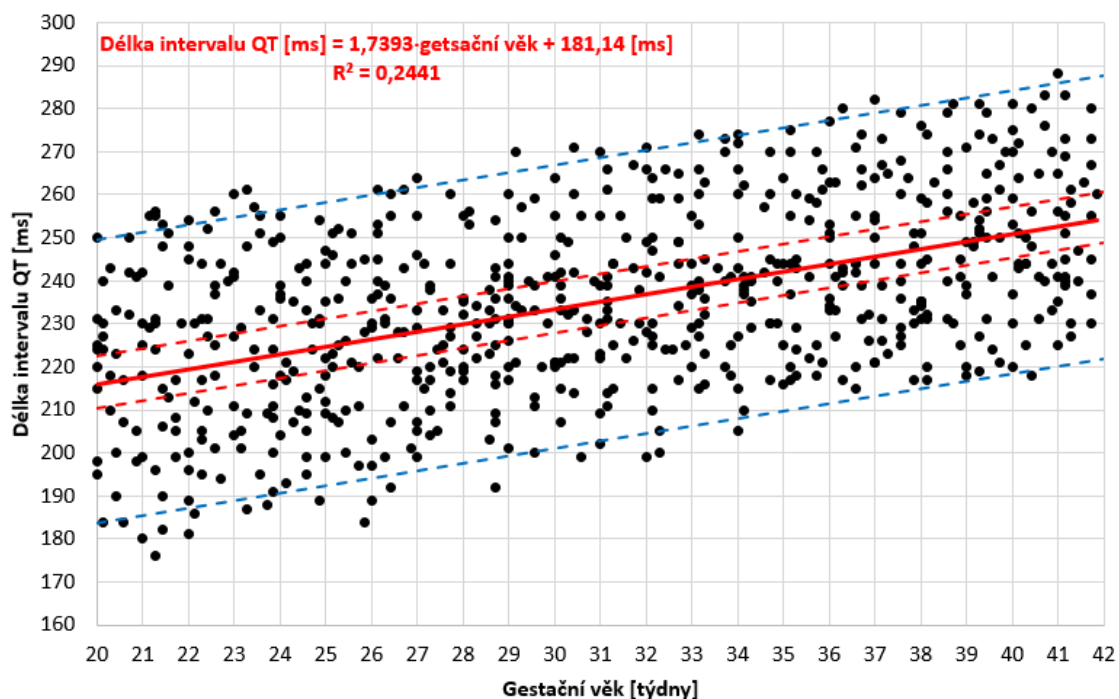
Obr. 100: Závislost délky intervalu PQ na gestačním věku.

V tab. 18. jsou shrnuty výsledky prováděné analýzy pro PQ interval. U intervalů PQ a QT nejsou uvedeny poměry mezi amplitudami, jak tomu bylo u předchozích vln P, T a komplexu QRS, neboť jsou tyto intervaly izoelektrické (shodné se základní izoelektrickou linií).

Tab. 18: Výsledky statistické analýzy pro interval PQ.

Parametry intervalu PQ				
Gestační věk [týdny]	Počet měření [-]	Střední hodnota [ms]	95% interval spolehlivosti [ms]	Poměr mezi délkou intervalu u fEKG a mEKG
20 - 24	150	98,7	93,4 - 103,9	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,3}$
25 - 28	120	104,1	99,6 - 108,5	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,5}$
29 - 32	120	107,2	102,8 - 111,7	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,5}$
33 - 36	120	110,8	106,0 - 115,5	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$
≥ 37	150	114,7	110,7 - 118,8	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$
Predikovaná rovnice regresní přímky: Délka intervalu PQ [ms] = $0,9462 \cdot \text{gestační věk} + 77,885$ [ms]				

Jako poslední je na obr. 101 zobrazen bodový graf pro interval QT, i zde je použita lineární regrese, kde $R^2 = 0,2441$.


Obr. 101: Závislost délky intervalu QT na gestačním věku.

Příslušené výsledky pro QT interval jsou shrnuty v tab. 19.

Tab. 19: Výsledky statistické analýzy pro interval QT.

Parametry intervalu QT				
Gestační věk [týdny]	Počet měření [-]	Střední hodnota [ms]	95% interval spolehlivosti [ms]	Poměr mezi délkou intervalu u fEKG a mEKG
20 - 24	150	220,6	212,7 - 228,4	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,3}$
25 - 28	120	226,0	218,9 - 233,0	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,5}$
29 - 32	120	235,5	229,1 - 241,9	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,5}$
33 - 36	120	242,4	236,1 - 248,7	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$
≥ 37	150	249,4	242,9 - 255,8	$f_{EKG} = \frac{m_{EKG}}{1,4}$
Predikovaná rovnice regresní přímky: Délka intervalu QT [ms] = 1,7393·gestační věk + 181,14 [ms]				

8.5.5 Generátor plodového EKG (NEVEŘEJNÁ ČÁST)

Neveřejná část doktorské
disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

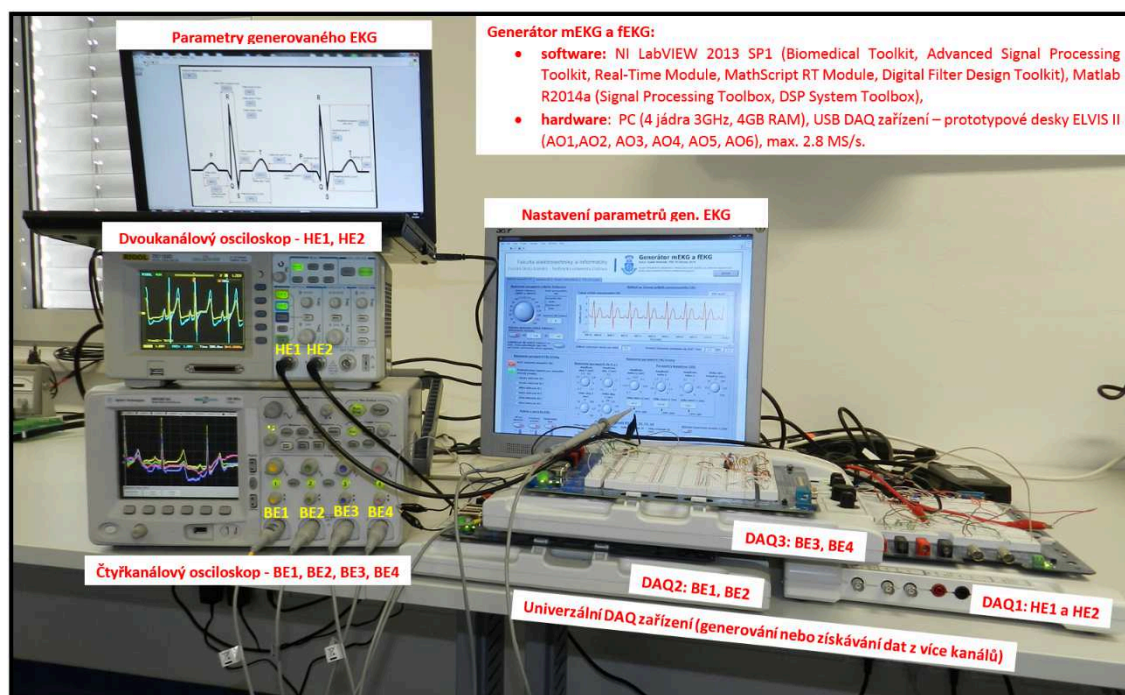
Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce



Obr. 102: Experimentální pracoviště - reálné ověření funkce softwarového generátoru fEKG a mEKG.

8.6 Výsledky prováděných experimentů s vygenerovanými syntetickými signály fEKG a mEKG

Ve druhém souboru experimentů, realizovaných v rámci této doktorské disertační práce jsou testovány adaptivní algoritmy LMS, NLMS, RLS a FTF na syntetických signálech fEKG a mEKG, vytvořených pomocí autorem navrženého softwarového generátoru, popisu tohoto generátoru jsou věnovány předchozí podkapitoly. Obdobní generátor dosud neexistuje, nicméně pro experimenty, které by co nejdříve odpovídaly realitě a tudíž poskytovali objektivní hodnoty je naprosto nezbytný.

Experimentální výsledky s reálnými daty, kterým je věnována poslední část této kapitoly naznačují, že prostřední lidského těla vykazuje při šíření EKG značné nelinearity. To je důvodem, proč adaptivní algoritmy LMS, NLMS, RLS a FTF nejsou pro tyto reálné signály fEKG tak účinné jako v simulacích, uvedených v kap. 8.4. V řadě publikací [46, 47, 48, 49] autoři deklarují velkou účinnost adaptivních algoritmů pro odstranění mEKG z fEKG, nicméně tato skutečnost je dána idealizací prostředí lidského těla (výsledky jsou zatím podloženy jen simulacemi). Na reálných signálech jsou tyto algoritmy neúčinné.

Jelikož data vytvořená pomocí navržené softwarového generátoru jsou velmi podobná těm reálným, je i u nich účinnost zkoumaných adaptivních algoritmů velmi nízká. Z tohoto důvodu byly při experimentech s těmito daty využity i různé struktury tzv. adaptivních neuro fuzzy inferenčních systémů ANFIS, které jsou svými vlastnostmi předurčeny k nalezení skrytých, nelineárních závislostí zpracovávaných signálů.

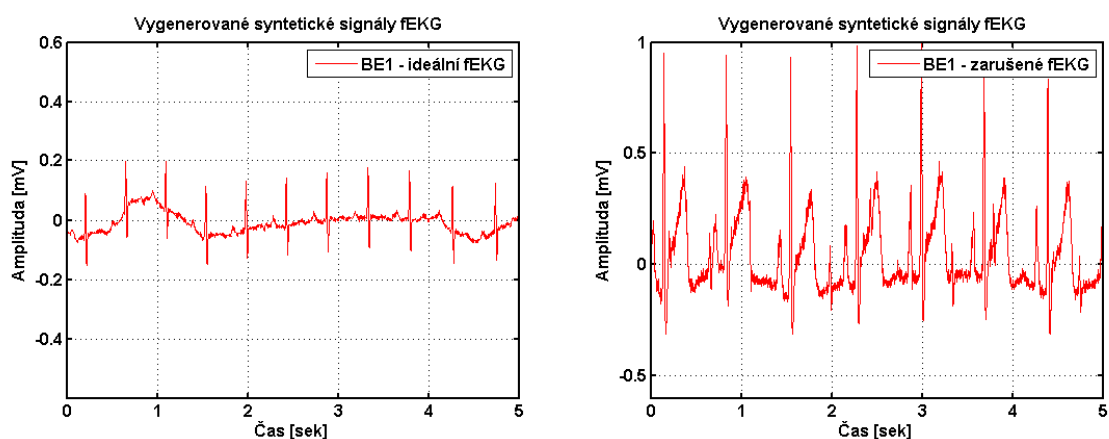
Experimenty jsou stejně jako v předchozí části realizovány se šesti vstupy, resp. čtyřmi kombinacemi svodů ($1HE \leftrightarrow BE1$; $2HE \leftrightarrow BE2$; $2HE \leftrightarrow BE3$; $1HE \leftrightarrow BE4$), které jsou zpracovávány čtyřmi nezávisle pracujícími (paralelně) adaptivními filtry, resp. systémy ANFIS.

Pro všechny zkoumané metody jsou z důvodů následného relevantního srovnávání použity stejné výchozí parametry:

- délka záznamu 03:00,000 [minuty:sekundy], vzorkovací frekvence $f_{vz} = 1$ kHz, kvantovací krok 0,1 mV, vygenerované signály uloženy ve formátu *wav.*,
- ideální mEKG (HE1, HE2) s proměnným MHR $\in \langle 65 - 85 \rangle$, tento parametr zohledňuje zavislost délky trvání jednotkových částí mEKG na MHR,
- ideální fEKG (BE1, BE2, BE3, BE4) s proměnným FHR $\in \langle 110 - 150 \rangle$ a T/QRS $\in \langle 0.05 - 0.15 \rangle$,
- neznámé prostřední lidského těla modelováno pomocí nelineárních transformací, viz předchozí kap. 8.5.3,
- vstupní SNR pro jednotlivé kombinace svodů $1HE \leftrightarrow BE1 = -16,0036$ dB; $2HE \leftrightarrow BE2 = -33,0132$ dB; $2HE \leftrightarrow BE3 = -27,7029$ dB; $1HE \leftrightarrow BE4 = -23,3521$ dB,
- gestační staří plodu 40 týdnů (tento parametr ovlivňuje dobu trvání jednotlivých částí fEKG),
- pro všechny použité adaptivní algoritmy v souladu s prostudovanou literaturou [46, 193] zvolen řád filtru $N = 32$.

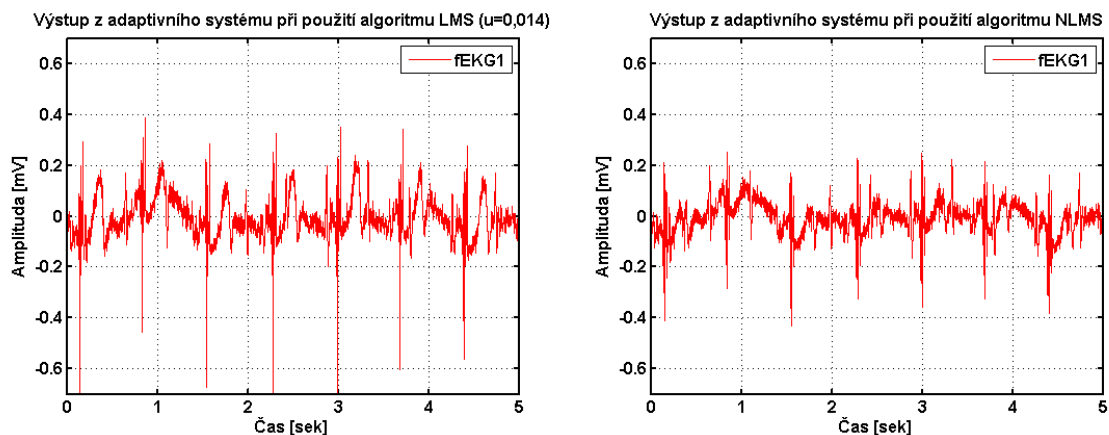
Metodika vyhodnocování prováděných experimentů pro zkoumané adaptivní algoritmy LMS, NLMS, RLS a FTF je detailně popsána již u první skupiny testovaných dat v kap. 8.4. Vzhledem ke skutečnosti, že postup v případě této druhé skupiny je naprosto totožný s postupem uvedeným u první skupiny, není zde autorem opětovně uváděn.

Na grafech na obr. 113 jsou zobrazeny časové průběhy ideálního a zašuměného fEKG pro kombinaci svodů $BE1 \leftrightarrow HE1$, které byly vygenerovány pomocí navržené softwarového generátoru fEKG a mEKG.

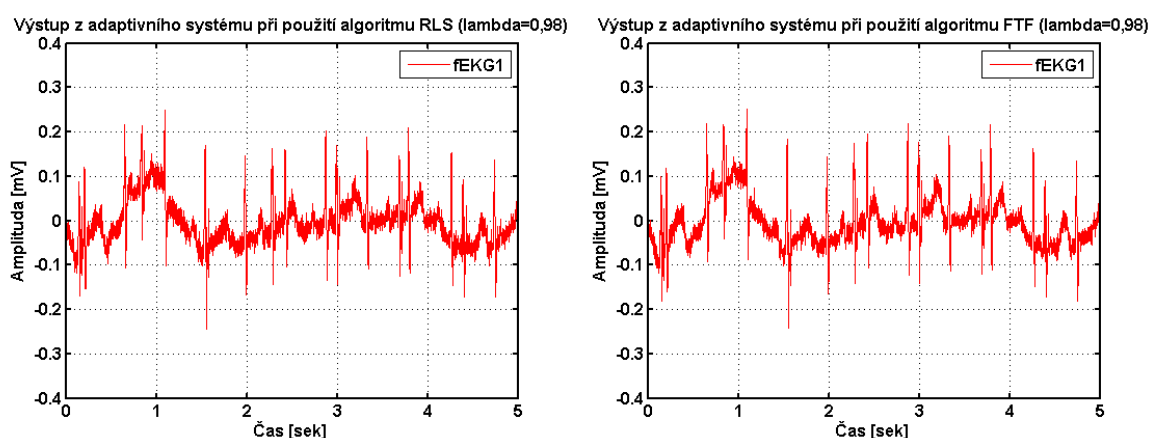


Obr. 103: Časové průběhy - ideální a zarušený fEKG.

Na dalším obr. 114 a obr. 115 jsou dále v grafech zobrazeny časové průběhy výstupů z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané algoritmy LMS, NLMS, RLS, FTF, opět pro kombinaci svodů $BE1 \leftrightarrow HE1$.

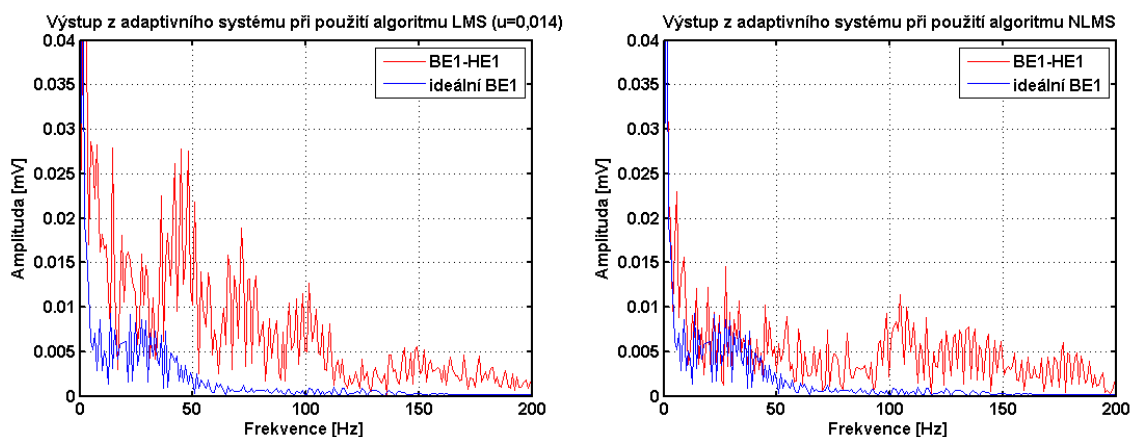


Obr. 104: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS a NLMS.

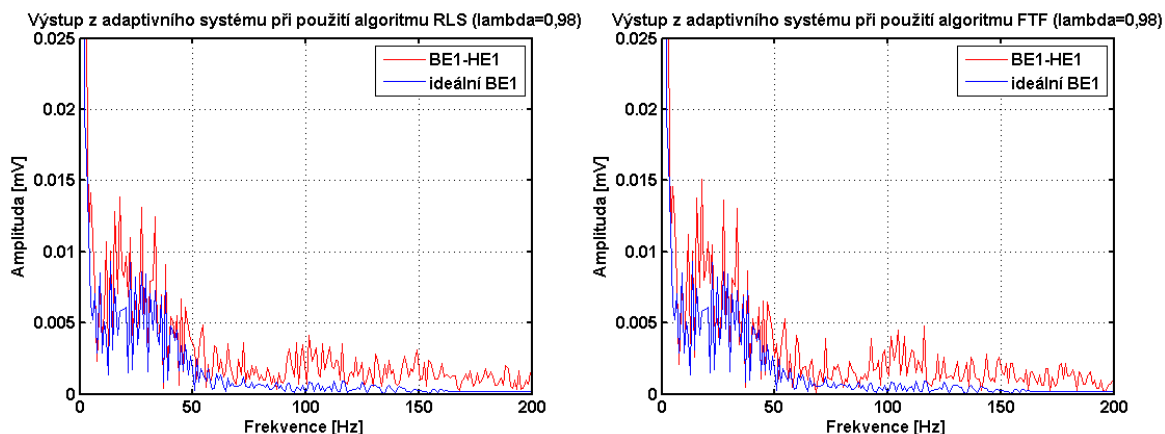


Obr. 105: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí algoritmů RLS a FTF.

Grafy na obr. 116 a obr. 117 zobrazují amplitudová spektra, přičemž v každém grafu je zobrazeno jak amplitudové spektrum ideálního fEKG (ideální průběh), tak i reálné (skutečné) spektrum výstupního signálu z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané algoritmy.



Obr. 106: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS.



Obr. 107: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí algoritmů LMS, NLMS, RLS, FTF.

Do tab. 20 jsou zahrnuty experimentální výsledky pro jednotlivé zkoumané adaptivní algoritmy z druhé skupiny vygenerovaných syntetických dat.

Tab. 20: Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných adaptivních algoritmů.

Výsledky experimentů s vygenerovanými syntetickými signály fEKG a mEKG							
fyziologický záznam ($GV = 40$ týdnů; mEKG: $MHR \in <65 - 85>$; fEKG: $FHR \in <110 - 150>$; T/QRS $\in <0.05 - 0.15>$ rušení: $NT_n \{mEKG\} +$ pohybové artefakt + širokopásmový šum							
Použitý adaptivní technika	Kombinace elektrod	SNR_{vst} [dB]	$SNR_{výst}$ [dB]	SNR_{zlep} [dB]	RMSE [-]	Čas zpracování [min:sek]	
Algoritmy rodiny LMS	LMS	1BE - 1HE	-16,0036	-11,1935	4,8101	0,1388	00:57,131
		2BE - 2HE	-33,0132	-32,1204	0,8928	0,4273	
		3BE - 1HE	-27,7029	-21,1847	6,5182	0,1997	
		4BE - 2HE	-23,3521	-22,2700	1,0821	0,3125	
	NLMS	1BE - 1HE	-16,0036	-9,3647	6,6389	0,0996	01:15,434
		2BE - 2HE	-33,0132	-28,0695	4,9437	0,2283	
		3BE - 1HE	-27,7029	-20,3672	7,3357	0,1823	
		4BE - 2HE	-23,3521	-19,5769	3,7792	0,2340	
Algoritmy rodiny RLS	RLS	1BE - 1HE	-16,0036	-5,5187	10,4849	0,0843	01:49,794
		2BE - 2HE	-33,0132	-25,5992	7,4140	0,1379	
		3BE - 1HE	-27,7029	-17,6624	10,0405	0,1196	
		4BE - 2HE	-23,3521	-15,8197	7,5324	0,1078	
	FTF	1BE - 1HE	-16,0036	-6,2045	9,7991	0,0889	01:28,457
		2BE - 2HE	-33,0132	-25,5174	7,4985	0,2146	
		3BE - 1HE	-27,7029	-18,2309	9,4720	0,1794	
		4BE - 2HE	-23,3521	-16,2830	7,0691	0,1617	

Z výše uvedených výsledků, znázorněných v tabulce i na obrázcích v časové i frekvenční oblasti vyplývá, že adaptivní algoritmy nejsou použitelné, pokud je cesta mezi hrudními a břišními elektrodami modelována jako nelineární (tedy i pro reálné záznamy fEKG). Morfologické výchyly mezi původním (ideálním) fEKG a zpracovaným (filtrovaným) fEKG jsou tak výrazné, že takto zpracované signály není možno použít k diagnostice hypoxických stavů plodu. Jinými slovy, při použití dat, velmi podobných reálným záznamům, pro která byl softwarový generátor navržen, nedovedou adaptivní algoritmy dostatečně potlačit nežádoucí složky, zejména mEKG. Z těchto důvodů jsou v této práci vedle klasických adaptivních přístupů využity i techniky označované jako soft computing, viz kap. 7.7.

Kvůli špatným výsledkům zde autor pro tyto adaptivní algoritmy neuvádí tabulku senzitivity a specifity detekce významných bodů, neboť dosažené výsledky jsou irelevantní z pohledu detekce komplexu QRS a vlny T.

Z již několikrát diskutovaných důvodů jsou další experimenty prováděny za využití sítě ANFIS.

ANFIS je jednou z častých aplikací fuzzy množin v praxi. Jejich využití je vhodné zejména pro modelování neurčitých systémů, ve kterých se předpokládá vliv veličiny, kterou nelze přesně definovat pomocí klasické matematické logiky a konvenčních prostředků systémové analýzy, tj. například pomocí diferenciálních nebo diferenčních rovnic nebo nástroji matematické statistiky. Takovým systémem může být i prostředí lidského těla z pohledu průchodu mEKG neznámým prostředím (od hrudních k břišním elektrodám), viz obr. 107. Mateřské EKG je ovlivňováno množstvím parametrů, které nelze jednoznačně vyjádřit. Pro úspěšné odstranění mEKG z abdominálního fEKG je potřeba najít vztah mezi parametry, ovlivňujícími mEKG během průchodu neznámým prostředím lidského těla.

Pro experimenty byly využity různé struktury sítě ANFIS, které jsou dále označeny jako ANFIS 1 až ANFIS 5. V tab. 24 jsou shrnuty parametry použitých ANFIS struktur.

Tab. 21: Parametry použitých ANFIS.

	Použité struktury ANFIS				
	ANFIS 1	ANFIS 2	ANFIS 3	ANFIS 4	ANFIS 5
Celkový počet uzlů	21	53	101	165	245
Počet lineárních parametrů	12	48	108	192	300
Počet nelineárních parametrů	12	24	36	48	60
Celkový počet parametrů	24	72	144	240	360
Počet fuzzy pravidel	4	16	36	64	100

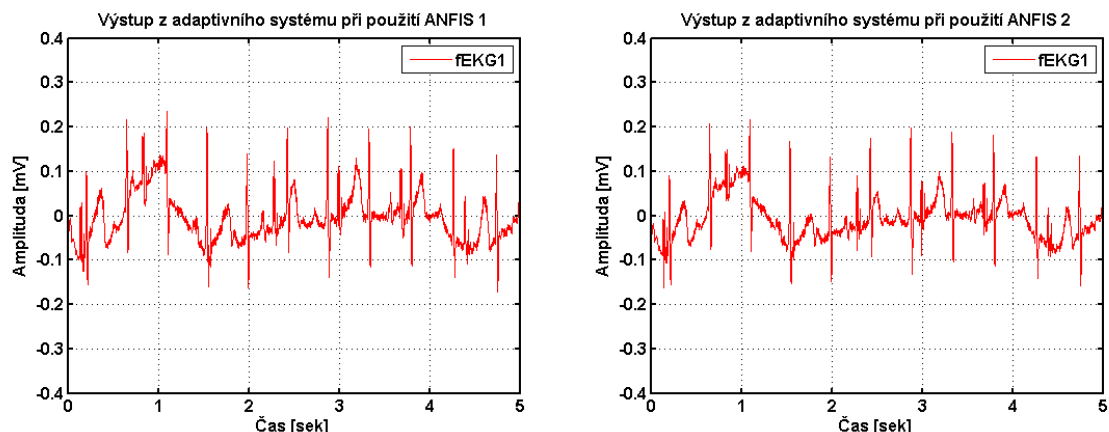
ANFIS je pětivrstvá dopředná neuronová síť (obr. 52), jejímž výsledkem je fuzzy inferenční systém typu Takagi-Sugeno. ANFIS na určení parametrů funkcí příslušnosti a na trénování neuronové sítě používá kombinaci metody nejmenších čtverců a metody zpětného šíření. Prostřednictvím těchto dvou metod je ANFIS schopný natrénovat dopřednou neuronovou síť, čímž zjednodušuje práci při tvorbě jednotlivých modelů. Využívá schopnost hybridního učení algoritmů k identifikaci parametrů funkcí příslušnosti jednoduchého výstupu, jako je Sugenovský typ fuzzy systémů. Jde o přepis fuzzy systému do dopředné neuronové sítě, kdy při učení takové sítě dochází i k změně parametrů samotného fuzzy systému a po naučení sítě je možné tyto parametry zpětně získat anebo použít takto naučenou síť přímo na predikování.

Podrobný popis postupu výpočtu metodu ANFIS v Matlabu naleznete v příloze E. V další příloze F jsou pak uvedeny jednotlivé struktury: ANFIS1, ANFIS2, ANFIS3, ANFIS4 a ANFIS5.

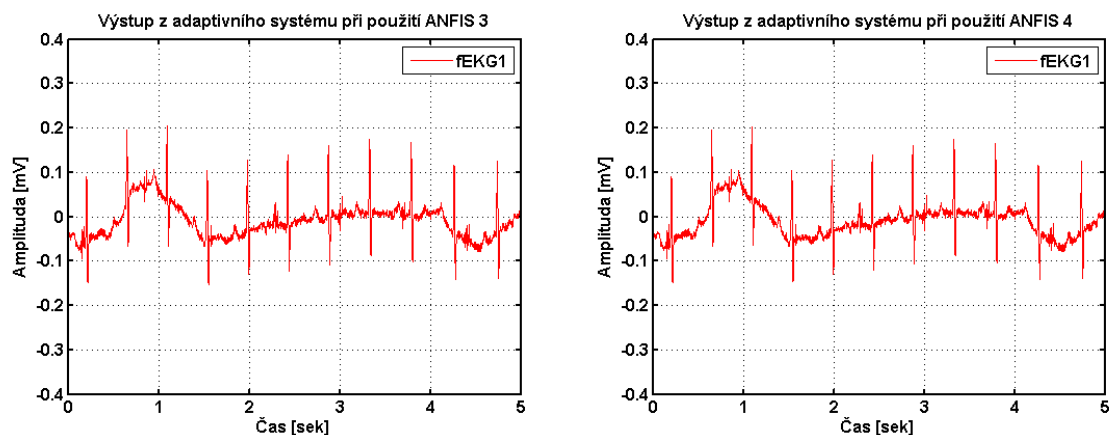
Na dalším obr. 118 a obr. 119 jsou v grafech zobrazeny časové průběhy výstupů z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané struktury ANFIS pro kombinaci svodů $BE1 \leftrightarrow HE1$. Jelikož experimentální výsledky pro složitější struktury ANFIS jsou takřka identické, viz obr. 122 a obr. 123 budou dále zobrazovány výsledky jen pro struktury ANFIS1, ANFIS2, ANFIS3 a ANFIS4.

Dalším, neméně důležitým aspektem, je požadavek na online zpracování. U složitějších struktur neúměrně narůstají požadavky na výpočetní výkon, aniž by tyto struktury přinášely odpovídající výsledky. Z uvedeného důvodu se jako nejvýhodnější jeví struktura ANFIS3, která vykazuje dobré výsledky a současně je možno ji implementovat pro online zpracování na dostupných hardwarových prostředcích (obecně se jedná o samotnou hranici výpočetního výkonu v dnešní době běžně

dostupných výpočetních prostředků). Proto také byla struktura ANFIS3 využita jako nevhodnější i pro experimenty s reálnými daty.

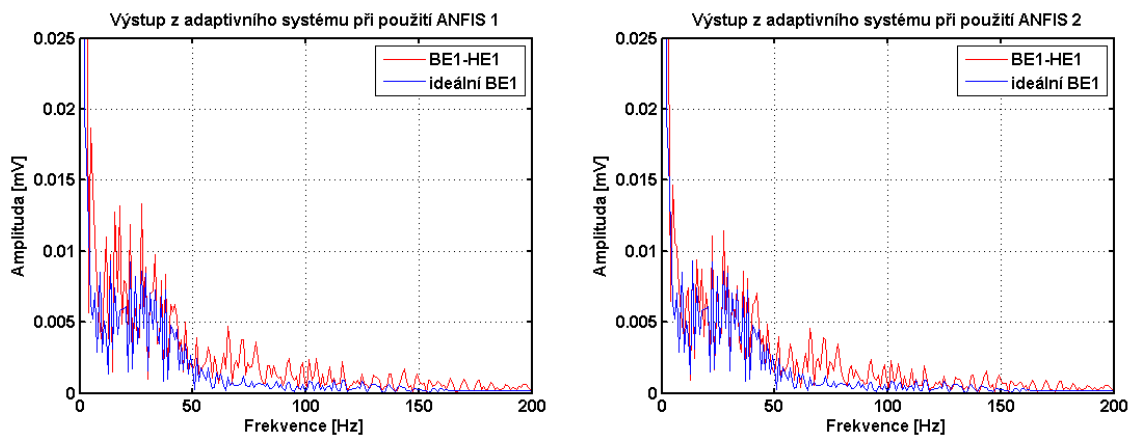


Obr. 108: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS1 a ANFIS2.



Obr. 109: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 a ANFIS4.

V grafech na obr. 120 a obr. 121 jsou zobrazena amplitudová spektra, v každém grafu je zobrazeno amplitudové spektrum ideálního fEKG společně se spektrem výstupního signálu z adaptivního systému pro jednotlivé zkoumané struktury ANFIS.



Obr. 110: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS1 a ANFIS2.


Obr. 111: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS 3 a ANFIS4.

Tab. 22 přehledně shrnuje dosažené experimentální výsledky pro jednotlivé zkoumané struktury ANFIS. V tabulce jsou uvedeny i časy, nezbytné pro zpracování dat.

Tab. 22: Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných struktur ANFIS.

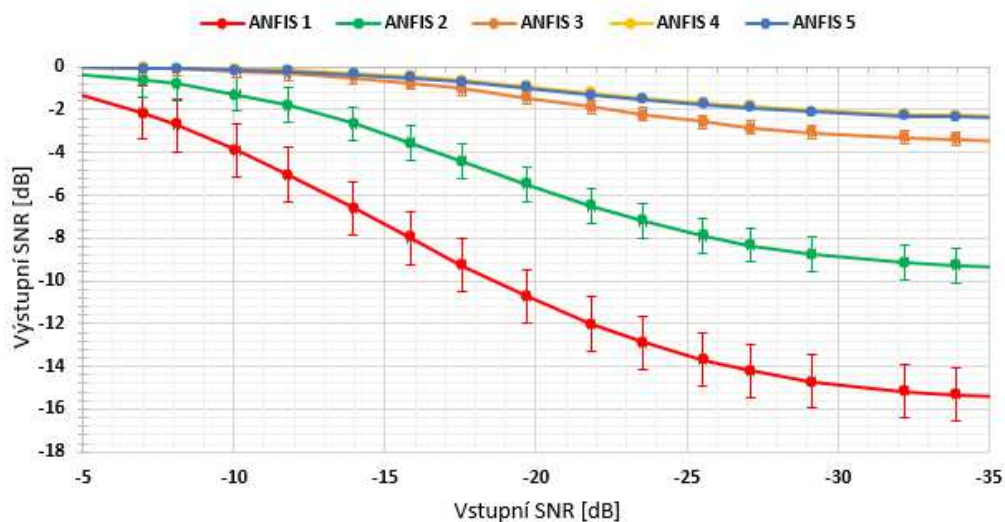
Výsledky experimentů s vygenerovanými syntetickými signály fEKG a mEKG fyziologický záznam ($GV = 40$ týdnů; $FHR \in <110 - 150>$; $MHR \in <65 - 85 >$; $T/QRS \in <0.05 - 0.15 >$ rušení: $NT_n \{mEKG\}$ + pohybové artefakt + širokopásmový šum							
Použitý adaptivní technika	Kombinace elektrod	SNR_{vst} [dB]	$SNR_{výst}$ [dB]	SNR_{zlep} [dB]	RMSE [-]	Čas zpracování [min:sek]	
Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém)	ANFIS 1	1BE - 1HE	-16,0036	-7,5799	8,4237	0,1380	01:53,903
		2BE - 2HE	-33,0132	-16,1208	16,8924	0,2723	
		3BE - 1HE	-27,7029	-13,7670	13,9359	0,2190	
		4BE - 2HE	-23,3521	-12,6453	10,7068	0,1526	
	ANFIS 2	1BE - 1HE	-16,0036	-3,0966	12,9070	0,0595	03:33,431
		2BE - 2HE	-33,0132	-7,9803	25,0329	0,1479	
		3BE - 1HE	-27,7029	-8,5094	19,1935	0,1361	
		4BE - 2HE	-23,3521	-6,1662	17,1859	0,0989	
	ANFIS 3	1BE - 1HE	-16,0036	-1,0318	14,9718	0,0046	06:31,413
		2BE - 2HE	-33,0132	-3,7510	29,2622	0,0562	
		3BE - 1HE	-27,7029	-2,4146	25,2883	0,0533	
		4BE - 2HE	-23,3521	-1,1298	22,2223	0,0384	
	ANFIS 4	1BE - 1HE	-16,0036	-0,3004	15,7032	0,0043	12:48,844
		2BE - 2HE	-33,0132	-3,6457	29,3675	0,0554	
		3BE - 1HE	-27,7029	-2,3999	25,3030	0,0582	
		4BE - 2HE	-23,3521	-1,1056	22,2465	0,0381	
	ANFIS 5	1BE - 1HE	-16,0036	-0,3009	15,7027	0,0043	18:52:266
		2BE - 2HE	-33,0132	-3,5974	29,4158	0,0590	
		3BE - 1HE	-27,7029	-2,4017	25,3012	0,0453	
		4BE - 2HE	-23,3521	-1,0327	22,3194	0,0373	

Porovnáním výsledků ANFIS (tab. 22) a výsledků adaptivních algoritmů (tab. 20) bylo prokázáno, že ANFIS vykazuje lepší výsledky, a to jak z hlediska zlepšení SNR, tak z hlediska RMSE. Tyto skutečnosti jsou patrné i ze subjektivního hodnocení v časové a frekvenční oblasti.

Za obecnou nevýhodu použití adaptivních neuro fuzzy inferenčních systémů, resp. neuronových sítí, je možno považovat delší výpočetní čas při tréninku sítě, zvláště u rozsáhlejších sítí, nezbytných pro složitější systémy.

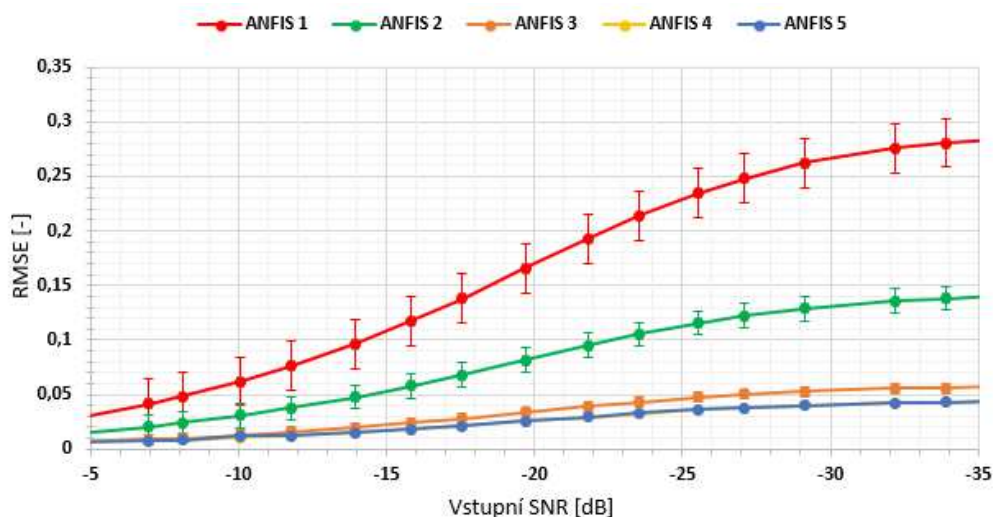
Z experimentálních výsledků, uvedených v tab. 22 je zřejmé, že hodnota výstupního SNR, resp.

účinnost použité struktury ANFIS, závisí na velikosti vstupního SNR. Pro lepší názornost jsou výsledky, kterých bylo dosaženo postupným nastavováním různých hodnot vstupního SNR a sladováním s výstupním SNR, zpracovány do grafu na obr. 122. Tento graf tedy vyjadřuje závislost výstupního SNR na vstupním SNR. Pro získání uvedených výsledků bylo provedeno více než 100 nezávislých experimentů, tabulky s daty jsou uvedeny v příloze H. Do grafu jsou zaneseny závislosti pro všechny použité sítě (struktury) ANFIS.



Obr. 112: Závislost výstupního SNR na vstupním SNR.

Dále na obr. 123 je znázorněna závislost RMSE na velikosti vstupního SNR, opět pro všechny zkoumané struktury ANFIS.

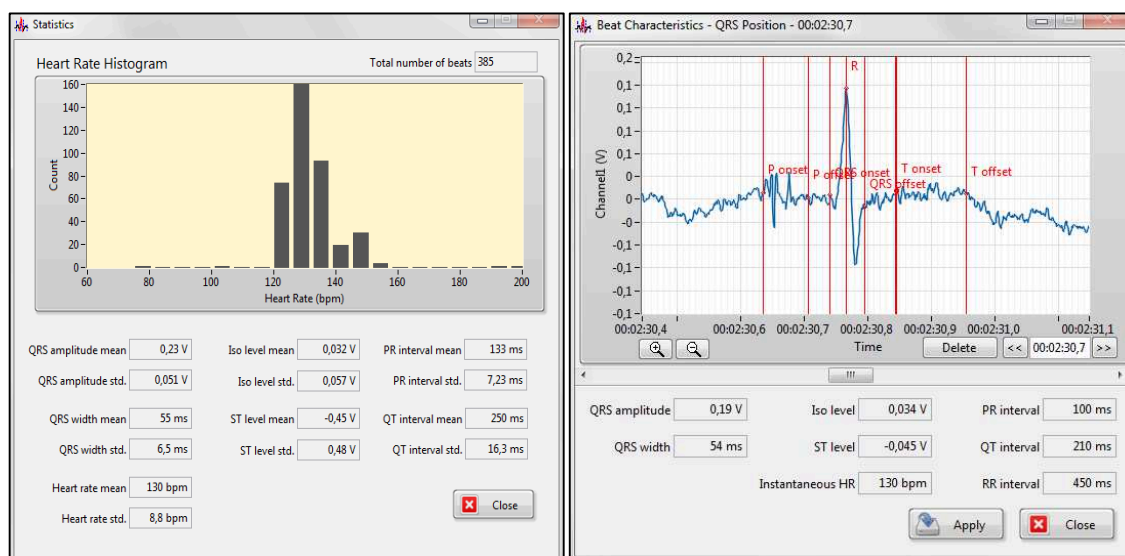


Obr. 113: Závislost RMSE na vstupním SNR.

Z výše uvedených grafů je zřejmé, že navyšování složitosti jednotlivých struktur ANFIS přináší odpovídající zlepšení pouze do určité míry. Je evidentní, že struktury ANFIS3, ANFIS4 a ANFIS5 dosahují velmi podobných výsledků, nicméně pokud porovnáme parametry použitých struktur v tab. 21, je evidentní, že toto navyšování neúměrně zvyšuje požadavky na výpočetní výkon. Toto je jedním z důvodů, proč se jako nejvýhodnější pro vlastní reálnou implikaci jeví struktura ANFIS3.

Tab. 23 přehledně shrnuje výsledky z pohledu detekce QRS komplexu a vlny T. Metodika vyhodnocování prováděných experimentů je detailně popsána již u první skupiny testovaných dat na adaptivních algoritmech v kap. 8.4. Opět je využito LabVIEW Biomedical Toolkit pro

poloautomatické rozměřování. Všechny záznamy, jako v předchozím případě, byly procházeny „ručně“ a porovnávány s ideálními průběhy, které slouží jako referenční. Na obr. 124 je ukázka rozměření EKG, zpracovaného pomocí ANIFS3. Automatický detektor autor zakomponoval do vytvořeného programu a zdrojový kód je možno nalézt v příloze B.



Obr. 114: Klasifikace signálu pomocí LabVIEW Biomedical Toolkit.

Některé hodnoty u ANIFS1 a ANIFS2 vykazovaly velké nepřenositi, a z toho důvodu nebyly do tabulky uvedeny.

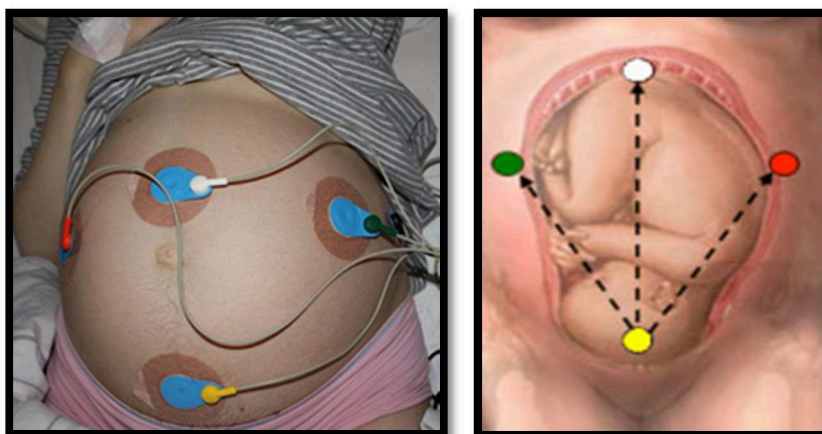
Tab. 23: Shrnutí dosažených výsledků srovnávaných struktur ANFIS.

Výsledky experimentů s vygenerovanými syntetickými signály fEKG a mEKG fyziologický záznam ($GV = 40$ týdnů; mEKG: $MHR \in <65 - 85>$; fEKG: $FHR \in <110 - 150>$; $T/QRS \in <0.05 - 0.15>$ rušení: $NT_n \{mEKG\} +$ pohybové artefakt + širokopásmový šum						
Použitý adaptivní technika		Kombinace elektrod	S⁺ QRS [%]	PPH QRS [%]	S⁺ T [%]	PPH T [%]
Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém)	ANFIS1	1BE - 1HE	64,97	61,74	59,64	57,39
		2BE - 2HE	---	---	---	---
		3BE - 1HE	---	---	---	---
		4BE - 2HE	---	---	---	---
	ANFIS2	1BE - 1HE	82,41	81,12	75,59	77,87
		2BE - 2HE	---	---	---	---
		3BE - 1HE	---	---	---	---
		4BE - 2HE	68,49	65,17	64,94	62,37
	ANFIS3	1BE - 1HE	99,31	97,65	96,18	93,72
		2BE - 2HE	81,54	80,79	73,14	75,97
		3BE - 1HE	95,87	93,71	91,57	90,08
		4BE - 2HE	95,28	89,77	86,97	80,03
	ANFIS4	1BE - 1HE	99,14	98,37	97,58	94,07
		2BE - 2HE	81,14	80,49	72,94	76,07
		3BE - 1HE	95,52	94,04	91,49	90,14
		4BE - 2HE	95,41	89,97	87,11	79,71
ANFIS5	1BE - 1HE	99,39	98,21	97,21	94,99	
	2BE - 2HE	82,74	81,54	73,07	75,74	
	3BE - 1HE	95,47	94,04	91,79	90,27	
	4BE - 2HE	95,70	90,12	87,79	80,51	

8.7 Reálné signály fEKG a mEKG

Poslední skupinou dat, která byla při prováděných experimentech využívána, byla reálná data z klinické praxe. Jednak to byla data z dostupné databáze neinvazivních fetálních elektrokardiogramů - NFD [66, 67]. Jak již bylo zmíněno, v současnosti existuje na světě pouze jedna NFD, vlastníci data použitelná pro experimenty s adaptivními systémy [66], a proto bylo autorovou snahou získat reálná data také přímo z klinické praxe. Celkem bylo analyzováno 61 reálných záznamů, které byly získány jak z NFD, tak od prof. Juana F. Guerrero Martineze³⁴. Autorovým záměrem bylo vytvořit takový vzorek, který by pokrýval záznamy fEKG ve zkoumaném gestačním období. Aktuálně byla navázána spolupráce s Gynekologicko-porodnickou klinikou Fakultní nemocnice v Brně, ve které autor spatřuje potenciál pro vytvoření velké skupiny reálných záznamů, přímo využitelných v budoucím výzkumu.

Na obr. 125 je znázorněno rozmístění břišních elektrod podle Bergvelda, viz [69]. V souladu s některými studiemi, např. [69, 70, 71], či prováděnými experimenty, má rozmístění břišních elektrod významný vliv na kvalitu snímaného fEKG.



Obr. 115: Reálné rozmístění břišních elektrod při snímání fEKG.

Pro práci s reálnými signály byly využity programy EDFbrowse [191] a Polyman [192], které podporují práci s EDF (European Data Format) formáty.

Použité reálné záznamy signálů pro experimenty měly následující parametry:

- dva hrudní signály mEKG (HE1, HE2),
- 4 břišní signály fEKG (BE1, BE2, BE3, BE4),
- Ag-AgCl elektrody (snímače),
- rozmístění břišních elektrod se měnilo, s cílem dosáhnou co nejlepší hodnoty SNR,
- aplikovaný analogový zesilovač, filtr na 50Hz (Notch filter),
- šířka pásma 0.01Hz - 250Hz (synchronní odběr vzorků ze všech signálů),
- vzorkovací frekvence 1kHz,
- rozlišení 16 bitů,
- formát dat EDF,
- identifikace pacienta: gestační věk plodu.

³⁴ Prof. Juan F. Guerrero Martinez působí na Univerzitě ve Valencii, Španělsko na Katedře elektrického inženýrství. Je autorem celé řady významných publikací o problematice EKG a je zakladatelem první neinvazivní databáze fEKG na světě.

Autorem navržený systém ve své prototypové podobě je schopen snímat reálné signály. Jeho funkčnost již byla ověřena pomocí navrženého softwarového generátoru, viz obr. 112. Pomocí měřících karet byly vygenerovány reálné signály, které byly následně přivedeny na vstup systému, opět tvořený měřicími kartami pro směr dat. Koncepte měřícího schématu na bázi virtuální instrumentace je naznačena na obr. 126, podrobnější popis použité koncepce se nachází v příloze B.

Pomocí výše popsaných hardwarových a softwarových prostředků doplněných o vhodné senzory (elektrody) je možno snímat reálné EKG signály, viz obr. 126.



Obr. 116: Koncepte měřících přístrojů na bázi virtuální instrumentace.

8.7.1 Rozmístění břišních a hrudních elektrod (NEVEŘEJNÁ ČÁST)

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

8.7.2 Nová metodika pro rozmístování břišních a hrudních elektrod při transabdominálním monitorování plodu (NEVEŘEJNÁ ČÁST)

**Neveřejná část doktorské
disertační práce**

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

Neveřejná část doktorské disertační práce

8.8 Výsledky prováděných experimentů s reálnými signály fEKG a mEKG

Výsledky experimentů s reálnými signály (*fEKG_real01* až *fECG_real61*), byly rozděleny do několika skupin, viz tab. 24. Hodnotícím kritériem byla diagnostická kvalita zpracovaného fEKG z pohledu KTG a STAN. Pro toto hodnocení byl opět využit LabVIEW Biomedical Toolkit - ECG Feature Extractor pro poloautomatické rozměřování a všechny záznamy opět byly procházeny „ručně“. Nicméně pro reálná data není k dispozici ideální průběh, ze které by bylo možno vycházet a používat

jej jako referenční. Zde se ukázaly výhody navrženého softwarového generátoru, který byl použit ke generování přibližného referenčního signálu. Bylo to umožněno díky tomu, že pro reálné záznamy je známo gestační stáří plodu a na základě tohoto lze pomocí generátoru nalézt přibližné hodnoty jednotlivých částí fEKG, typických pro dané stáří plodu.

První skupinu tvoří velmi kvalitní signály (*sytě zelená barva*), u těchto záznamů je možné realizovat KTG i STAN s vysokou senzitivitou. Druhou skupinu tvoří kvalitní signály (*světle zelená barva*), u kterých je možné provést KTG s vysokou senzitivitou ovšem STAN má nižší senzitivitu, nicméně takto zpracované fEKG je použitelné pro novou metodu tzv. transabdominálního KTG +STAN. Třetí skupinu tvoří méně kvalitní signály (*světle červená barva*), u nich není možné provést STAN a KTG má nižší senzitivitu (tyto data jsou použitelná pro klasické transabdominální KTG). Poslední skupinou jsou velmi nekvalitní signály (*sytě červená barva*), které neumožňují detekci fEKG. Tato práce se v další části zabývá jen velmi kvalitními signály a z těchto důvodů byly pro následnou názornou interpretaci výsledků zvoleny záznamy *fEKG_real09*, *fEKG_real17*, *fEKG_real38* a *fEKG_real42*. Podrobnou analýzu vybraných reálných záznamů je možno nalézt v příloze F.

Tab. 24: Shrnutí dosažených výsledků při použití ANFIS3 na reálných datech.

Experimenty s reálnými signály fEKG a mEKG						
Název	Gestační věk (týdny + dny)	Délka záznamu (min:sek)	Kvalita reálných záznamů transabdominálního fEKG z pohledu KTG a STAN			
			BE 1	BE 2	BE 3	BE 4
fEKG_real01	32 + 3	03:45	NE	NE	NE	NE
fEKG_real02	22 + 1	04:30	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real03	23 + 6	02:45	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real04	27 + 6	02:10	NE	NE	NE	NE
fEKG_real05	23 + 6	06:00	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real06	31 + 4	12:00	ANO	ANO	NE	NE
fEKG_real07	34 + 4	09:30	NE	NE	NE	NE
fEKG_real08	22 + 1	05:18	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real09	40 + 2	33:45	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real10	22 + 1	05:12	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real11	23 + 6	05:24	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real12	38 + 0	11:25	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real13	22 + 1	01:54	NE	ANO	NE	---
fEKG_real14	29 + 2	10:00	NE	NE	NE	NE
fEKG_real15	34 + 6	05:00	NE	NE	NE	NE
fEKG_real16	23 + 6	06:36	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real17	38 + 2	07:05	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real18	38 + 0	20:15	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real19	25 + 0	07:00	ANO	ANO	NE	NE
fEKG_real20	23 + 6	02:24	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real21	22 + 1	03:54	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real22	30 + 5	11:35	NE	NE	NE	NE
fEKG_real23	32 + 3	03:40	NE	NE	NE	NE
fEKG_real24	24 + 2	04:45	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real25	30 + 5	10:35	NE	NE	NE	NE
fEKG_real26	24 + 2	07:30	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real27	23 + 6	06:05	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real28	31 + 4	08:20	ANO	ANO	ANO	NE
fEKG_real29	39 + 0	05:20	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real30	33 + 4	06:10	ANO	ANO	ANO	NE
fEKG_real31	24 + 2	04:30	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real32	24 + 2	02:24	ANO	ANO	NE	---

fEKG_real33	29 + 2	11:10	NE	NE	NE	NE
fEKG_real34	33 + 4	05:15	NE	ANO	ANO	NE
fEKG_real35	22 + 1	05:30	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real36	31 + 4	09:40	NE	NE	NE	NE
fEKG_real37	33 + 4	05:20	ANO	NE	NE	NE
fEKG_real38	39 + 0	22:55	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real39	39 + 6	46:20	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real40	22 + 1	03:06	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real41	22 + 1	05:18	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real42	40 + 2	03:20	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real43	39 + 6	13:55	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real44	37 + 1	13:40	ANO	ANO	NE	NE
fEKG_real45	38 + 0	20:00	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real46	25 + 0	15:20	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real47	37 + 1	14:00	ANO	NE	NE	NE
fEKG_real48	38 + 2	09:05	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real49	32 + 3	05:35	NE	NE	NE	NE
fEKG_real50	35 + 6	05:45	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real51	35 + 6	10:30	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real52	38 + 2	25:00	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real53	23 + 6	22:48	ANO	ANO	ANO	---
fEKG_real54	30 + 5	17:10	NE	NE	NE	NE
fEKG_real55	35 + 6	06:25	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real56	34 + 1	04:35	NE	NE	NE	NE
fEKG_real57	40 + 2	07:33	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real58	39 + 2	02:55	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real59	37 + 5	13:40	NE	ANO	NE	NE
fEKG_real60	38 + 6	12:30	ANO	ANO	ANO	ANO
fEKG_real61	38 + 0	15:00	ANO	ANO	ANO	ANO

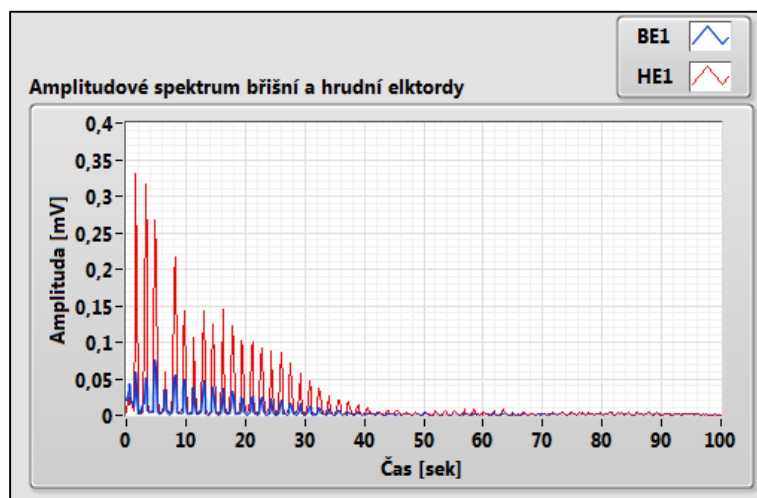
Z výsledků v tab. 24 je vidno, že úspěšnost použité adaptivní metody ve značné míře závisí na gestačním stáří plodu. Nejvyšší úspěšnosti bylo dosaženo ve 22. až 24. týdnu a dále pak ve 36. až 40. týdnu těhotenství, pro období od 25. do 34. týdne je úspěšnost velmi nízká. Tyto překvapivé výsledky jsou s největší pravděpodobností způsobeny změnami polohy plodu v děloze, které jsou právě pro toto období charakteristické. Tyto předpoklady vychází z následujících faktů:

- při získávání většiny reálných dat (fEKG_real01 až fEKG_real61) použitých v databázi, nebyla při rozmísťování břišních elektrod brána v úvahu aktuální poloha plodu v děloze, ale bylo použito tzv. „univerzální“ rozmístění elektrod podle obr. 125 (toto rozmístění je používáno i u komerčně dostupného transabdominální KTG Monica AN 24),
- experimenty se syntetickými signály, které zohledňují gestační stáří plodu, viz kap. 8.6 nezaznamenaly problémy v období od 25. do 34. týdne, u syntetických signálů je předpokládána jednotná poloha plodu (tzn. prostor pro další výzkum),
- experimentální výsledky v kap. 8.7.1, potvrdily výraznou závislost mezi výkonností adaptivního systému a rozmístěním měřicích elektrod,
- při konzultacích označil uvedené skutečnosti za velmi pravděpodobné i prim. MUDr. Petr Janků, Ph.D.

Ze zkoumaného vzorku reálných záznamů je možno s využitím ANFIS3 úspěšně zpracovat cca 65% dat (detekovat QRS komplex a vlnu T). Podle autora se úspěšnost výrazně zvýší, když se při získávání reálných dat využije metodika pro rozmísťování elektrod, která byla popsána v kap. 8.7.1.

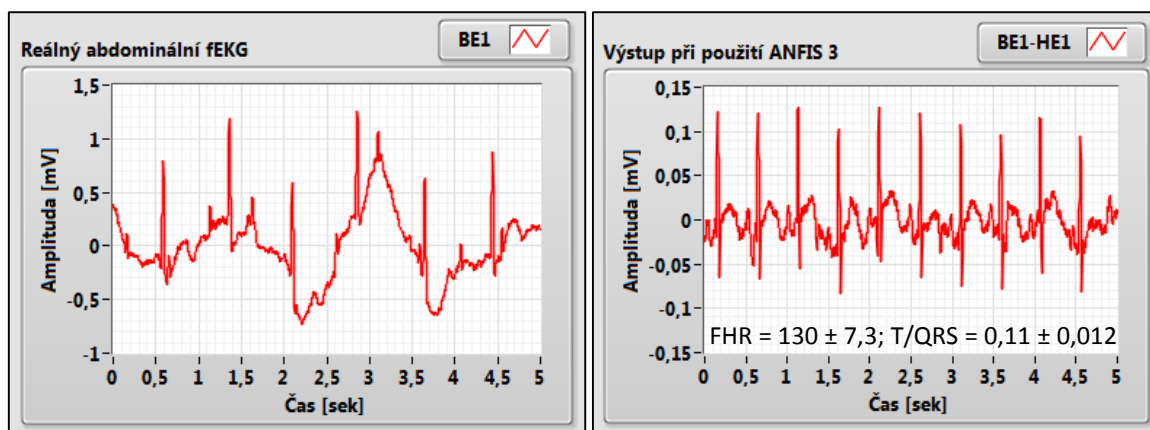
Na obr. 139 je pro porovnání zobrazeno amplitudové spektrum zaznamenané pomocí břišní a hrudní elektrody. Niže uvedené výsledky v podobě časových průběhů a amplitudových spekter

významně přispěly ke tvorbě softwarového generátoru fEKG a mEKG zejména tím, že umožnily náhled na reálné signály, kterými je tento generátor inspirován.

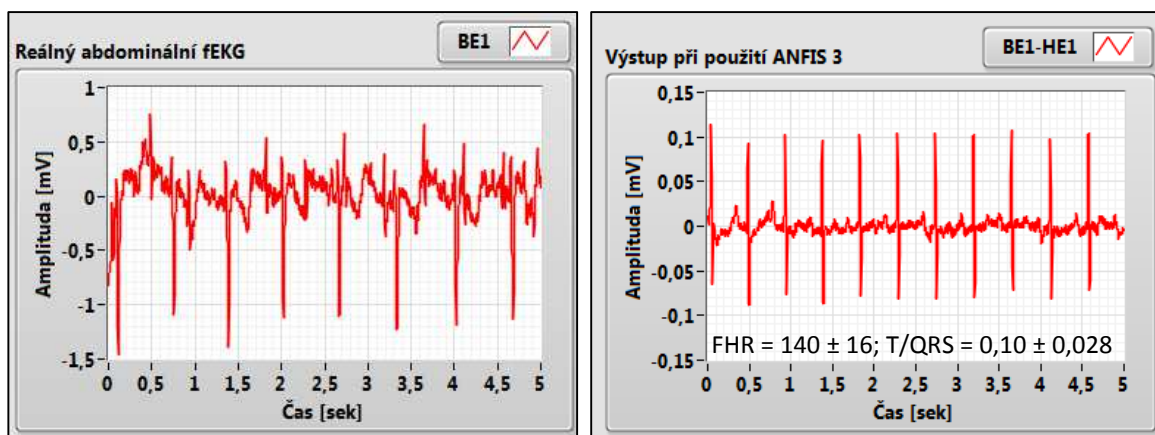


Obr. 117: Porovnání amplitudových spekter záznamů pomocí hrudních a břšních elektrod.

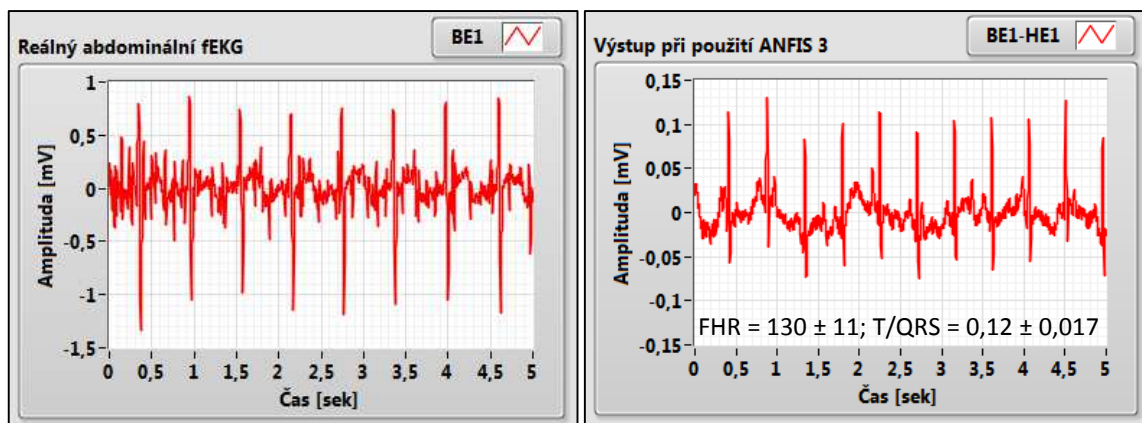
Na následujících obr. 140 až obr. 143 jsou znázorněny časové průběhy reálného fEKG (*fEKG_real09*, *fEKG_real17*, *fEKG_real38* a *fEKG_real42*), zaznamenaného příslušnou břšní elektrodou a výstup pro odpovídající kombinaci svodů BE1↔HE1 z adaptivního systému při použití ANFIS3.



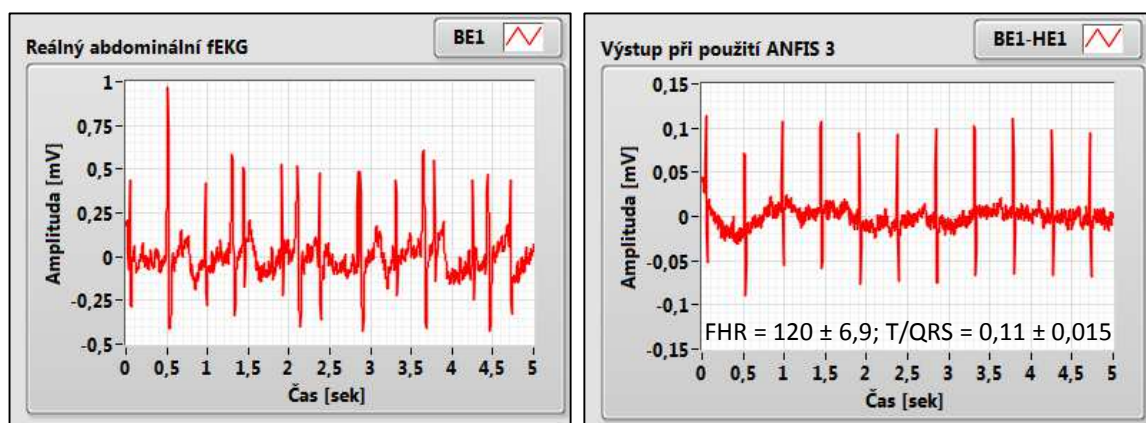
Obr. 118: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real09.



Obr. 119: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real17.

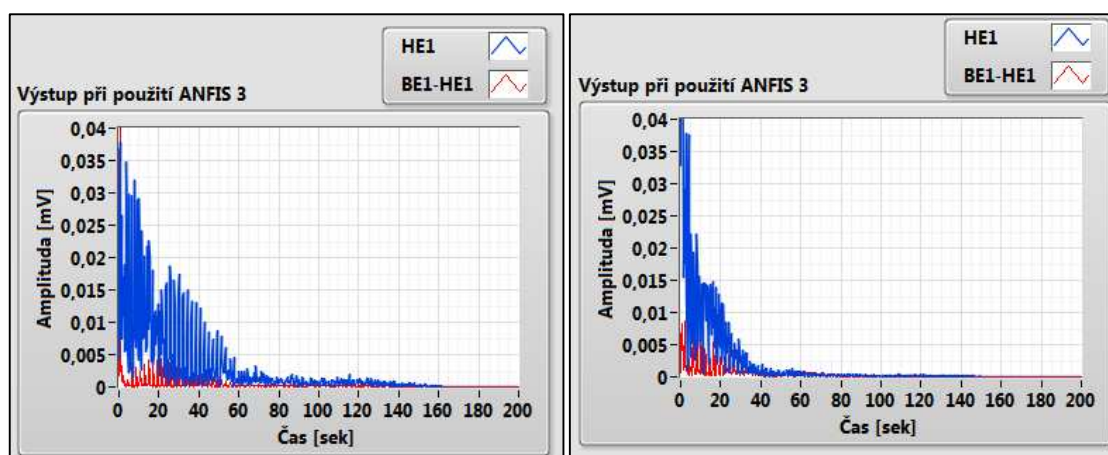


Obr. 120: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real38.

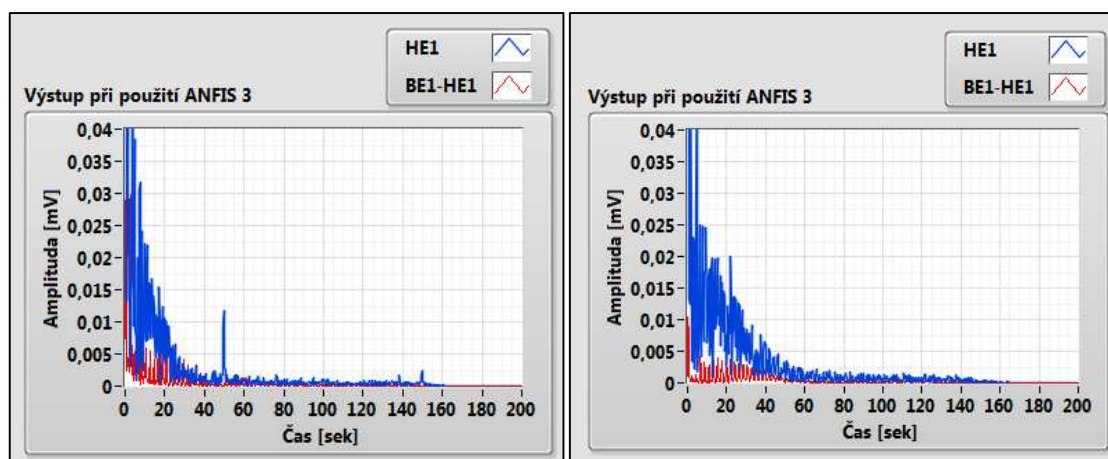


Obr. 121: Časové průběhy - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real42.

Výše uvedené výsledky s reálnými daty potvrdil, že navržený adaptivní systém se strukturou ANFIS3 výrazně zpřesní diagnostickou kvalitu abdominálního fEKG. Takto zpracované fEKG je možno použít, aniž by došlo k narušení klinicky významných parametrů pro analýzu v podobě KTG a STAN. Takto zpracovaná data je možno použít pro zcela novou metodu neinvazivního transabdominálního KTG + STAN. Obr. 144 a obr. 145 znázorňují amplitudová spektra reálného záznamu EKG, pořízeného příslušnou elektrodou (směs fEKG a mEKG) současně s amplitudovým spektrem fEKG na výstupu adaptivního systému.



Obr. 122: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real09 (vlevo) a fEKG_real17 (vpravo).

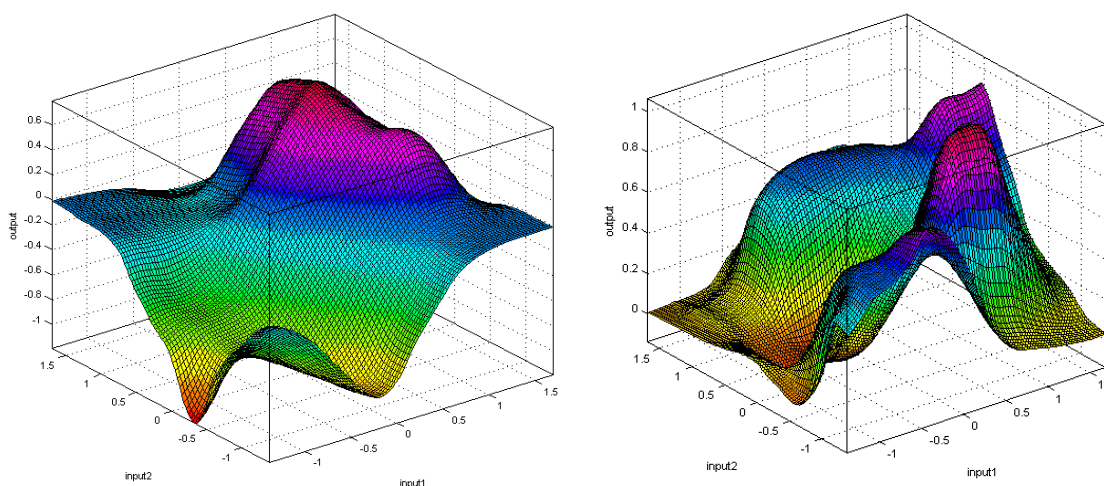


Obr. 123: Amplitudové spektra - výsledky filtrace pomocí ANFIS3 na záznamu fEKG_real38 (vlevo) a fEKG_real42 (vpravo).

Experimentální výsledky s adaptivními systémy (ANFIS3) prokázaly, že tento přístup adaptivního zpracování reálných záznamů fEKG je vhodný, neboť nezkrusuje klinicky významné body (komplex QRS, vlna T) a zachovává morfologii a dobu trvání těchto bodů.

Vzhledem k vysokým požadavkům na výpočetní výkon a náročnosti při zpracování signálů nebylo možno výzkum v oblasti, kterou se předkládaná doktorská disertační práce zabývá, provést dříve teprve díky velkým pokrokům ve vývoji výpočetní techniky v posledních letech je možno aplikovat moderní měřicí a predikční techniky, které otevírají bránu a povedou k dalším možnostem monitorování plodu (neinvazivní medicína).

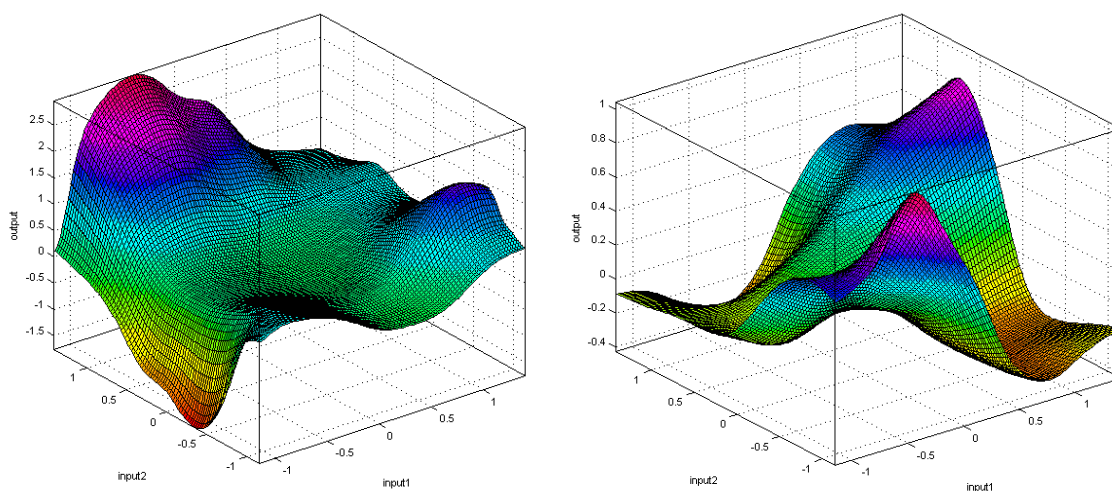
Dalším posuzovaným aspektem je schopnost systému ANFIS naučit se nelineární transformaci neznámého prostředí lidského těla. Tedy jakým způsobem transformuje vstupní signály na jeho vstupu input1 (mEKG) snímaný hrudními elektrodami a input2 (zarušený fEKG) snímané břišními elektrodami na požadovaný signál na jeho výstupu output (mEKG určené k odečtení od břišního fEKG k eliminaci mEKG), viz obr. 146 a obr. 147. Tyto grafy byly vytvořeny s pomocí Surface Viewer, který je součástí Fuzzy Logic Toolbox v Matlabu, podrobněji viz [79].



Obr. 124: Schopnost ANFIS učit se nelineární charakteristiku lidského těla, levý graf pro fEKG_real09 a pravý pro fEKG_real17.

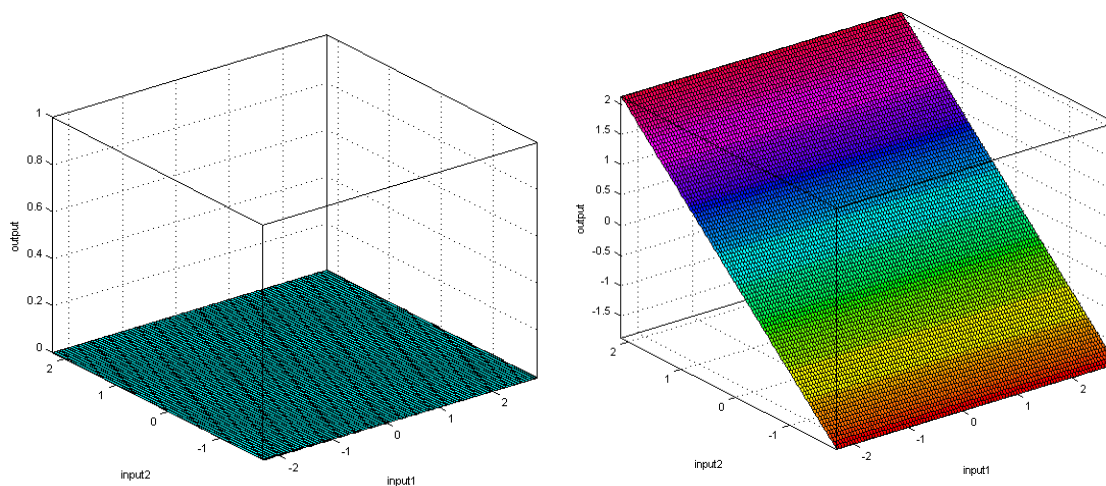
Uvedené grafy nemají z pohledu účinnosti navrženého adaptivního systému, žádnou vypovídací hodnotu, neboť není znám jejich ideální průběh. Přesto si lze na jejich základě udělat představu

o nelineární povaze prostředí lidského těla. K těmto grafům bylo přihlíženo při tvorbě softwarového generátoru fEKG a mEKG v souvislosti se snahou o co nejrealističtější model neznámého prostředí lidského těla.



Obr. 125: Schopnost ANFIS učit se nelineární charakteristiku lidského těla, levý graf pro fEKG_real38 a pravý pro fEKG_real42.

Pro názornost jsou na obr. 148 zobrazeny grafy, znázorňující případy, kdy by mEKG snímané břišními i hrudními elektrodami bylo stejné (levý). To znamená, že by bylo možno provést přímé odečtení a chybový signál by tedy byl nulový. A dále pro případ, kdy je nelineární prostředí lidského těla modelováno pomocí lineární transformace (pravý).



Obr. 126: Schopnost ANFIS učit se charakteristiku neznámého prostředí lidského těla, levý pro případ že mEKG = mEKG, pravý pro případ lineárního modelu.

Ukázku vlastního rozměření a detekce významných bodů pro vybrané reálné záznamy fEKG naleznete v příloze F.

Kapitola IX.

Závěr

Předkládaná doktorská disertační práce se zabývá využitím komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fEKG. Do této práce jsou začleněny dosavadní poznatky vědy a výzkumu ze široké oblasti technických i medicínských oborů. V současné době je bohužel v klinické praxi využívána pouze malá část obrovského potenciálu abdominálního fEKG, a to konkrétně diagnostika hypoxie plodu pomocí KTG. Včasné a spolehlivé stanovení hypoxie plodu je velkou výzvou současnému porodnictví, neboť monitorování plodu stávajícími metodami není dostatečně přesné a průkazné z důvodů vysoké senzitivity KTG a nízké specifity stanovení hypoxie plodu.

Disertabilním jádrem práce je realizace adaptivního systému, který umožňuje aplikovat zcela novou metodu pro neinvazivní transabdominální monitorování plodu.

Dnešní transabdominální monitorování plodu umožňuje pouze stanovení FHR na základě detekce R-R intervalu a nebere v úvahu morfologii a dobu trvání ostatních vln, intervalů a segmentů fEKG. Hlavním důvodem pro vyloučení tohoto nejdůležitějšího zdroje informací o stavu plodu z klinické praxe je skutečnost, že do dnešní doby neexistovaly dostatečně spolehlivé techniky pro měření a zpracování abdominálního fEKG. Nicméně studie, již prováděné na zvířatech (ovcích) i lidech prokázaly, že hypoxémie plodu mění tvar fEKG křivky. Tento poznatek je využíván v dosud nejmodernější metodě diagnostiky hypoxie plodu, která je označována jako STAN, přístroj pro diagnostikování se podle této metody nazývá ST analyzátor. Jedná se o invazivní monitorování stavu plodu během porodu. Metoda je založena na transvaginální monitorování fEKG, u kterého je diagnostické analýze vedle intervalu R-R (KTG) podrobován i ST interval fEKG křivky. Analýzou fEKG při transvaginálním monitorování bylo dosaženo signifikantní redukce počtu hypoxických novorozenců současně s poklesem nadbytečně provedených akutních porodních operací pro domnělou hypoxii.

Jako další současný poznatek, týkající se problematiky předkládané doktorské disertační práce, je možno uvést, že dodnes nebyl vyvinut komerčně dostupný externí abdominální ST analyzátor. Jedním ze zásadních problémů pro šetrnější způsob transabdominálního monitorování fEKG je skutečnost, že prvořadně musí být vyřešen problém s odstraněním nežádoucích složek, které degradují analyzovaný fEKG signál.

Původním přínosem této doktorské disertační práce je realizace komplexního vícekanálového adaptivního systému pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fEKG. Experimentální výsledky se syntetickými i reálnými daty prokázaly, že uvedený systém je schopný výrazně zpřesnit diagnostickou kvalitu fEKG. Takto zpracované fEKG je možno použít, aniž by došlo k narušení klinicky významných parametrů pro analýzu v podobě KTG a STAN. Podle autora mají závěry této práce ambice přispět k rozvoji nové diagnostické metody, kterou můžeme označit jako transabdominální KTG + STAN. V tab. 25 jsou porovnány jednotlivé předpoklady pro realizaci KTG + STAN analýzy u současných komerčně dostupných ST analyzátorů s potenciální novou, v praxi nepoužívanou metodou, která je studována v rámci této práce.

Výsledky této doktorské disertační práce poukázaly, že budoucnost monitorování plodu může spočívat v sofistikovaných diagnostických přístrojích, obsahujících dvě současně aplikované metody v jednom: transabdominální KTG a transabdominální STAN.

Tab. 25: Srovnání současných konvenčně dostupných ST analyzátorů s potenciální novou v praxi nepoužívanou metodou

Předpoklady pro analýzu	Použitá metoda	
	současná metoda transvaginální KTG + STAN	nová metoda transabdominální KTG + STAN
stáří plodu	od 36. týden těhotenství <i>používáno v klinické praxi STAN S21 a STAN S31, viz kap. 2.1.4</i>	od 18 - 20 gestačního týdne <i>přístroj v současné době neexistuje pouze transabdominální KTG</i>
požadavky na rozmístění elektrod	nutno splnit podmínky pro zavedení skalповé elektrody: odtok plodové vody +přímý kontakt s plodem	alespoň 4 břišní a 2 hrudní elektrody, rozmístěny podle autorem navržené metodiky, viz kap. 8.7.1
požadavek na kvalitu signálu	nižší nároky na zpracování fEKG, dostačující lineární filtrace	nutno aplikovat sofistikované metody pro zpracování fEKG
invazivita metody	invazivní metoda (možnost zanesení infekce, určitá zátěž pro plod)	neinvazivní metoda (elektrody nejsou v kontaktu s plodem)
mobilita	velmi omezená, vyšetření se provádí na lůžku	vysoká, možnost aplikace telemedicíny ³⁵
cena přístroje	velmi vysoká, díky monopolu firmy Neovanta Medical AB (jednotky mil. Kč.)	realizovatelné na výkonovém PC s USB měřicí kartou (do 100 000 Kč.)
komfort pacientky	transvaginálně zavedená elektroda do pochvy	6 elektrod na povrchu těla

Nová metoda transabdominálního KTG + STAN přináší významné výsledky z pohledu chyb při monitorování plodu v klinické praxi. Nezdařené porody bývají často řešeny v různých soudních sporech. Proto je nezbytné dodržovat jisté zásady a vyvarovat se zbytečným chybám. Nejčastější chyby podle NAGEOTTE (2007, s. 42-43), viz [161] a MĚCHUROVÉ (2007, s. 44-46) viz [162] jsou tyto:

- 1) **Pozdní zavedení vnitřní sondy (STAN)** - nová metoda transabdominálního KTG + STAN by tento zdroj chyb měla zcela eliminovat, jelikož STAN je sledován kontinuálně s KTG v průběhu celého porodu.
- 2) **Příliš časně přerušení monitorování** - nová metoda transabdominálního KTG + STAN může být využita až do úplného konce porodu (4 břišní a 2 hrudní elektrody) na rozdíl od stávající metody s jednou skalповou elektrodou (připojena přímo k plodu), která se musí v konečné fázi porodu odpojit.
- 3) **Záměna srdeční frekvence plodu se srdeční frekvencí matky** - nová metoda transabdominálního KTG + STAN, do značné míry minimalizuje záměnu fEKG a mEKG, neboť mEKG je samostatně snímáno dvěma hrudními elektrodami, takže existují přesné informace o MHR i o morfologii mEKG. Navíc jsou využity sofistikované metody pro odstranění mEKG z abdominálně změřeného fEKG.
- 4) **Přerušení monitorování během zavádění svodné analgezie³⁶** - nová metoda transabdominálního KTG + STAN je snímána transabdominálně, takže není nutno přerušovat monitorování z důvodů zavádění svodné analgezie.

³⁵ Telemedicína je dálkový přenos lékařských diagnostických informací od pacienta k lékaři prostřednictvím telekomunikačních a informačních technologií.

³⁶ Analgezie - bezbolestnost, vymizení vnímání bolesti. Je součástí a nižším stupněm anestezie – znečtitlivění. Svodná anestezie – druh znečtitlivění před některými lékařskými výkony, při němž se znečtitlivující látka podává do oblasti nervů zásobujících oblast, kterou je třeba vyřadit z vnímání.

- 5) **Přerušeni monitorování na operačním sále** - nová metoda transabdominálního KTG + STAN je na rozdíl od stávající metody mobilní (možnost bezdrátového přenosu). Při samovolném porodu možnost monitorovat i během porodu, při ukončení porodu operativně, tedy císařským řezem - nutno odpojit břišní elektrody.

Jádrum navrženého adaptivního systému je adaptivní blok se zpětnovazebním mechanismem, který vyžaduje pro každý kanál dva vstupy, a to se žádanou a skutečnou hodnotou. V adaptivním bloku mohou být testovány různé přístupy k adaptaci:

- 1) Prvním realizovaným přístupem k adaptaci je využití adaptivního FIR filtru s transversální strukturou, jehož koeficienty jsou interaktivně přenastavovány zkoumaným adaptivním algoritmem tak, aby minimalizovaly hodnoty chybové funkce.

V rámci prováděných experimentů byl testován LMS algoritmus, který je základním představitelem tzv. skupiny algoritmů se stochasticky gradientní adaptací. Za účelem zlepšení adaptačních vlastností toho základního algoritmu byl dále implementován algoritmus NLMS.

Druhou skupinu tzv. algoritmů s rekurzivní optimální adaptací při experimentech zastupoval algoritmus RLS. Za účelem snížení výpočetní náročnosti tohoto algoritmu byl dále implementován algoritmus FTF.

- 2) Druhým realizovaným přístupem k adaptaci je experimentální adaptivní systém, postavený na principech fuzzy systémů a umělých neuronových sítí. Na tomto systému byly prozkoumány možnosti adaptace, které využívají kombinace technik fuzzy systému a umělých neuronových sítí. Experimenty byly prováděny s různými strukturami adaptivního neuro-fuzzy interferenčního systému ANFIS. Aplikace těchto moderních přístupů byla umožněna díky nárůstu výkonnosti mikroprocesorové techniky v několika posledních letech.

Funkčnost navrženého systému byla ověřena na následujících třech typech dat:

- konvenčně dostupné syntetické signály fEKG a mEKG,
- generované syntetické signály fEKG a mEKG,
- reálná data fEKG a mEKG z klinické praxe.

Výsledky prováděných experimentů byly zhodnoceny jak subjektivními, tak i objektivními kritérii. U objektivního hodnocení byly stanoveny hodnoty SNR před a po zpracování, dále byla stanovena hodnota RMSE a čas, potřebný ke zpracování vybraného vzorku dat.

Morfologické výchyly mezi původním (ideálním) fEKG a zpracovaným (filtrovaným) fEKG byly subjektivně zhodnoceny srovnávací vizuální metodou v časové oblasti. Výsledky byly porovnány i ve frekvenční oblasti. Pro posouzení úspěšnosti detekce významných bodů bylo využito sensitivity a pozitivní předpovědní hodnoty. Jednotlivé záznamy byly procházeny „ručně“ a porovnávány s ideálními průběhy, které slouží jako referenční. Tímto se získal základ pro stanovení počtu falešně detekovaných významných bodů a také počtu nedetekovaných významných bodů.

Experimentální výsledky s konvenčními signály fEKG a mEKG, resp. s konvenčním přístupem k modelování neznámého prostředí lidského těla ukazují, že stávající simulace jsou až příliš idealizované v porovnání s reálnými signály. Algoritmy dosahují velmi dobrých výsledků v těchto simulacích. Nicméně při implementaci na reálné signály jsou nepoužitelné. Uvedené skutečnosti byly hlavním důvodem, který přiměl autora k vytvoření vlastních realističtějších syntetických fEKG a mEKG.

Za disertabilní přínos této práce je možno považovat navržený softwarový generátor fEKG a mEKG, který mohl umožnit jednoduchý způsob testování stávajících i nových metod adaptivního zpracování fEKG tak, aby získané výsledky byly relevantní z pohledu reálných signálů.

Autor v rámci doktorské disertační práce provedl rozsáhlou statistickou analýzu nevýznamnějších dlouhodobých lékařských studií o fEKG a na jejím základě definoval matematické modely popisující vývoj fEKG z různých pohledů a následně uvedené modely implementoval do vytvořeného softwarového generátoru. Navržený generátor zohledňuje velké množství parametrů tak, aby se vygenerované signály v maximální možné míře podobaly signálům reálně změřeným. Zvláštní zřetel byl věnován simulaci neznámého prostředí lidského těla za pomoci nelineárních funkcí.

Navržený softwarový generátor fEKG a mEKG je schopen zaznamenávat a vyhodnocovat MHR a FHR, jednak jejich aktuální hodnoty, jednak záznam v podobě kardiogramické křivky. Dále byla do programu zahrnuta automatická detekce některých hypoxických stavů plodu, jakými jsou lehká a těžká tachykardie a lehká a těžká bradykardie, a to na základě klasifikace FHR.

Další funkcí programu je zaznamenávání aktuální i průměrné hodnoty poměru T/QRS podle klinických doporučení. Tento poměr je znázorňován pomocí grafu, ze kterého lze posuzovat vývoj tohoto poměru v čase. Autor pro výpočet a zobrazování použil tzv. klouzavý průměr, který dle něj umožňuje snazší odečtení vývoje hodnoty v čase než klasický průměr používaný u komerčních ST analyzátorů.

Vytvořený softwarový generátor fEKG a mEKG přináší zcela unikátní možnosti, které mají potenciál uplatnit se při diagnostice vrozených vývojových či srdečních vad. Většina vrozených srdečních vad se určitým způsobem projevuje v morfologii elektrické aktivity srdce, které jsou zaznamenávány pomocí fEKG. Řada současných studií poukazuje na to že fEKG obsahuje mnohem více informací o vrozených srdečních vadách, než konvenční sonografické metody (echokardiogram).

Experimentální výsledky ukázaly, že je možné neinvazivně analyzovat fEKG od 20. týdne těhotenství. Některé studie ale naznačují, že vrozené vývojové vady (např. nitroděložní růstové retardace plodu apod.) se projevují na délce jednotlivých vln, intervalů či segmentů fEKG.

Vyvinutý generátor fEKG, který jako první svého druhu zohledňuje gestační stáří plodu, může být lékaři využit jako referenční nástroj při hodnocení abnormalit fEKG (FHR, morfologie, doba trvání jednotlivých částí fEKG). Lékařům může pomoci si na základě gestačního stáří plodu vyhledat příslušné hodnoty, které odpovídají normálnímu průběhu těhotenství, a porovnat je s aktuálně změřenými údaji. Tento přístup by mohl vést k identifikaci patologických fEKG záznamů. V současné době nejsou známa žádná doporučení pro hodnocení toho, co může být považováno za patologický záznam, jako tomu je např. u KTG a STAN. Je zřejmé, že je zde nabízen velký prostor pro klinický výzkum.

Dalším významným přínosem této práce, kterým se odlišuje od řady teoretických publikací, využívajících pro ověřování navržených metod jen simulace, je ověření funkčnosti na reálných datech z klinické praxe. Autor v rámci činnosti, spojené se získáváním reálných dat navrhl novou metodiku pro rozmísťování břišních a hrudních elektrod při transabdominálním monitorování plodu.

Experimenty s reálnými signály odhalily, že prostředí lidského těla vykazuje nelineární závislosti. Dále bylo prokázáno, že experimentální výsledky s těmito reálnými daty a se syntetickými daty vygenerovanými s pomocí navrženého generátoru, jsou takřka shodné. Tato skutečnost je důkazem, že vygenerovaná syntetická data jsou velmi podobná těm reálným.

U čtyř vybraných reálných záznamů byla provedena podrobná analýza, která potvrdila, že je možné plnohodnotně využít KTG i STAN, neboť diagnostická kvalita zpracovaného abdominálního fEKG umožňuje získat velmi cenné informace o FHR, a o tvaru (morfologii) a délce jednotlivých vln, intervalů a segmentů fEKG.

Funkční prototyp byl realizován na bázi virtuální instrumentace s využitím osobního počítače a protonové platformy ELVIS (USB měřicí karta). Tento systém umožnil jak generování reálných signálů s použitím navrženého softwarového generátoru, tak snímat reálné fEKG a mEKG pomocí měřicích elektrod.

Za nevýhodu navrženého systému, která se projeví jistou složitostí při připojování elektrod, lze považovat nutnost pořizování záznamu mEKG, také v hrudní oblasti a s tím související větší počet měřicích elektrod, celkem šest kusů a dále také nezbytnost dodržování v práci popsané autorem navržené metodiky pro rozmisťování hrudních a břišních elektrod. Mezi tyto popsané znevýhodňující aspekty navrženého systému je nutno zařadit také použití velmi výkonného hardwaru pro výpočty.

Z hlediska přínosu pro realizaci v praxi autor považuje za významné to, že v rámci své doktorské disertační práce začal s vytvářením vlastní databáze fEKG a mEKG. Do uvedené databáze jsou již vložena první data, získaná z navrženého softwarového generátoru fEKG a mEKG, která budou postupně doplňována o data reálná. Díky možnostem vytvořeného generátoru mohou být do databáze umístěny jak fyziologické, tak i patologické záznamy, což umožní testování nových i stávajících metod pro v dnešní době velmi problematickou klasifikaci hypoxických stavů. Reálná data budou poskytnuta v rámci vzájemné spolupráce s Gynekologicko-porodnickou klinikou Fakultní nemocnice v Brně, především díky ochotě primáře této kliniky, MUDr. Petra Janků, Ph.D. Autor předpokládá využití databáze pro budoucí výzkum, neboť, jak bylo v práci uvedeno, v současnosti na světě existuje pouze jedna databáze použitelná pro experimenty s adaptivními systémy.

Předkládaná doktorská disertační práce zajisté nepostihuje všechny aspekty, které by se mohly vyskytnout či ovlivnit diagnostickou kvalitu abdominálního fEKG. Jedná se pouze o počáteční krok do nové, zatím ještě málo popsané oblasti transabdominálního monitorování plodu. Pro uvedení navržených metod a postupů do běžné klinické praxe, kdy by se navrhovaný generátor, či adaptivní systém nestaly pouze přístroji, využívanými ve světě vědy, ale staly by se běžnou součástí vybavení klinických pracovišť, bude jistě zapotřebí provést další rozsáhlý klinický výzkum. Přesto by autor byl velmi šťastný a pokládal by si za čest moci touto doktorskou disertační prací a zajisté také dalším plánovaným pokračováním ve výzkumu alespoň částečně naznačit směr vývoje lékařských přístrojů v oblasti transabdominálního monitorování plodu, či kdyby některé z dílčích výsledků této práce nepatrně přispěly k rozvoji nových nebo k vylepšení stávajících metod pro zpracování fEKG.

Literatura

- [1] SMÉKAL, Zdeněk a Robert VÍCH. Číslicové filtry. Praha: Akademie věd České republiky, 2000, 218 s. ISBN 80-200-0761.
- [2] DAVÍDEK, Vratislav, Miloš LAIPER a Miroslav VLČEK. *Analogové a číslicové filtry*. Praha: nakladatelství ČVUT, 2004, 345 s. ISBN 80-01-03026-1.
- [3] SMÉKAL, Zdeněk. *Číslicové zpracování signálů*. Brno: VUT Ústav telekomunikací, 2004, 152 s.
- [4] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a rekonstrukce signálů*. 2. vyd. Brno: Vutium, 2002, 428 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [5] MALENOVSKÝ, Vladimír. Adaptivní filtrace zašuměných řečových signálů. *Elektrorevue*. 2002, č. 63, s. 1-9. ISSN: 1213-1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/02063/index.html>.
- [6] KREIDL, Marcel a Radoslav ŠMÍD. *Technická diagnostika: Analýza signálů*. 1. vyd. Praha: BEN, 2006, 408 s. ISBN 80-7300-158-6.
- [7] HAYKIN, Simon. *Adaptive Filter Theory*. 4. vyd. Prentice Hall, 2001, 936 s. ISBN 978-0130901262.
- [8] POULARIKAS, Alexander a Zayed RAMADAN. *Adaptive Filtering Primer with MATLAB*. New York, USA: CRC Press, 2006, 202 s. ISBN 978-0-8493-7043-4.
- [9] DANIZ, Paulo, Eduardo DA SILVA a Sergio NETTO. *Digital signal processing: system analysis and design*. New York: Cambridge University Press, 2010. ISBN 978-0-521-88775-5.
- [10] ENGELBERG, Sholmo. *Digital signal processing: an experimental approach*. 1. vyd. London: Springer, 2008, 212 s. ISBN 978-1-84800-119-0.
- [11] HAYKIN, Somon a Barry VEEN. *Signals and Systems*. 2. vyd. Wiley India Pvt.: Limited, 2007, 820 s. ISBN 978-0471707899.
- [12] ADALI, Tulay a Simon HAYKIN. *Adaptive Signal Processing: Next Generation Solutions: Adaptive and Learning Systems for Signal Processing, Communications and Control Series*. New York: IEEE Press, 2010, 407 s. ISBN 978-0470195178.
- [13] HAYKIN, Simon a Bernard WIDROW. *Least-Mean-Square Adaptive Filters: Adaptive and Learning Systems for Signal Processing, Communications and Control Series*. USA: John Wiley & Sons, 2003, 494 s. ISBN 978-0471215707.
- [14] ZELINKA, Ivan, Miloš ŠEDA a František VČELAŘ. *Evoluční výpočetní techniky - principy a aplikace*. 1. vyd. Praha: BEN, 2008, 534 s. ISBN 978-8073002183.

- [15] HRAZDIRA, Ivo, Vojtěch MORNSTEIN a Jiří LECHNER. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. 1. vyd. Brno: Masarykova Univerzita, 1999, 148 s. ISBN 80-210-2213-2.
- [16] ČECH, Evžen et al. *Porodnictví – 2: Přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2006, 544 s. ISBN 978-80-247-1303-8.
- [17] ROZTOČIL, Aleš et al. *Moderní porodnictví*. Praha: Grada Publishing, 2008, 408 s. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [18] HUSTON, Michale. *Acoustic echo cancellation using digital signal processing*. Queensland, 2003. 78 s. Diplomová práce. The University of Queensland. Vedoucí práce prof. Simon Kaplan.
- [19] COMON, Pierre a Christian JUTTEN. *Handbook of Blind Source Separation: Independent Component Analysis and Applications*. Oxford: Academic press, 2010, 859 s. ISBN 978-0-12-374726-6.
- [20] HASAN, M.A. et al Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biological procedures*. 2009, roč. 11, č. 1. DOI: 10.1007/s12575-009-9006. Dostupné z: <http://www.biologicalproceduresonline.com/content/11/1/263>.
- [21] SAMENI, Reza a Gari CLIFORD. A review of fetal ECG signal processing, issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*. 2010, č. 3, s.4-20. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3100207/>.
- [22] MOCHIMARU, F., Y. FUJIMOTO a Y. ISHIKAWA. Detecting the fetal electrocardiogram by wavelet theory-based methods. *Progress in Biomedical Research*. 2002, č. 7, s. 185-193. DOI: 185-193. Dostupné z: <http://progress.biomed.uni-erlangen.de/documents/200207030185.pdf>.
- [23] AL-ZABEN, A. a A. AL-SMADI. Extraction of foetal ECG by combination of singular value decomposition and neuro-fuzzy inference system. *Physics in medicine and biology*. 2006, roč. 51, č. 1, s. 137. DOI: 10.1088/0031-9155/51/1/010.
- [24] CHEN, Han-Yang et al. Electronic fetal heart rate monitoring and its relationship to neonatal and infant mortality in the United States. *American journal of obstetrics and gynecology*. 2011, roč. 204, č. 6.
- [25] KONOPKA, Ondřej. *Analýza nezávislých komponent*. Praha, 2004. Dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/bio/konopka/file/LBR-semesterka.pdf>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Jakub Šťastný.
- [26] BARDOŇOVÁ, Jana, Ivo PROVAZNÍK a Marie NOVÁKOVÁ. Matching pursuit decomposition for detection of frequency changes in experimental data - application to heart signal recordings analysis. *Scripta medica*, Brno: Masaryk University, Faculty of Medicine, 2006, roč. 79, 5-6, s. 279-288. ISSN 1211-3395.

- [27] JANKŮ, Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. Brno, 2007. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/38558/lf_d/Disertacni_prace_Janku1_2.pdf. Dizertační práce. Lékařské fakulta Masarykovy univerzity.
- [28] ASSALEH, Khaled . *Extraction of Fetal Electrocardiogram Using Adaptive Neuro-Fuzzy Inference Systems*. Sharjah: American University of Sharjah, in Medicine and Biology Societs 2007, roč. 54, č. 1. ISSN 1211-3395. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4034004>.
- [29] ASSALEH, Khaled. Adaptive neuro-fuzzy inference systems for extracting fetal electrocardiogram. In: *6th IEEE International Symposium on Signal Processing and Information*. 2006, s. 122-126. ISBN 978-0-7803-9753-8.
- [30] KEZI, SELVA VIJILA, C. a P. KANAGASABAPATHY. Intelligent technique of canceling maternal ECG. *FECG extraction*. 2008, roč. 5, č. 2, s. 27-45.
- [31] SARGOLZAEI, A., K. FAEZ a S. SARGOLZAEI. . A new method for Foetal Electrocardiogram extraction using Adaptive Nero-Fuzzy Interference System trained with PSO algorithm. In: *Electro/Information Technology (EIT), IEEE International Conference*. Mankato, 2011, s. 1-5. ISBN 978-1-61284-465-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5978624>.
- [32] NASIRI, M. Extracting fetal electrocardiogram signal using ANFIS trained by genetic algorithm. In: *Biomedical Engineering ICoBE: International Conference*. 2011, s. 197-202. ISBN 978-1-4577-1990-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6179004>.
- [33] NASIRI, M., K. FAEZ a A.M. NASRABADI. New method for extraction of fetal electrocardiogram signal based on Adaptive Nero-Fuzzy Inference System. In: *Signal and Image Processing Applications ICSIPA*. Kuala Lumpur: IEEE International Conference, 2011, s. 456-461. ISBN : 978-1-4577-0243-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6144151>.
- [34] PAVLISKA, Viktor. *Technika fuzzy modelování v algoritickém a programovém zpracování*. Ostrava, 2009. Doktorská dizertační práce. Ostravská univerzita. Vedoucí práce prof. Ing. Vilém Novák, DrSc.
- [35] HAMMER, Miloš. *Metody umělé inteligence v diagnostice elektrických strojů*. 1. vyd. Praha: BEN, 2009, 399 s. ISBN ISBN 978-80-7300-231-2.
- [36] AHMADI, Maryam. *Fetal ECG signal enhancement*. American University of Sharjah, 2008. Diplomová páce. University of Sharjah.

- [37] ALVAREZ, Sarmiento a Gonzalez MILLET. . Synthetic database for testing algorithms of fetal ECG extraction from abdominal ECG. In: *012 XVII Symposium of Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA)*. 2012, s. 56-61. DOI: 10.1109/STSIVA.2012.6340557. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6340557>.
- [38] DING, Zining, Feng WANG a Ping ZHOU. Fetal ECG extraction based on different kernel functions of SVM. In: *Computer Research and Development ICCRD*. 3rd International Conference IEEE, 2011, s. 205-208. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5763895>.
- [39] WENJUAN, Jia. Fetal ECG extraction based on adaptive linear neural network. In: *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*. 3rd International Conference, 2010, s. 899-902. ISBN 978-1-4244-6495-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5639886>.
- [40] NEILSON, J. P., et al. Fetal electrocardiogram (ECG) for fetal monitoring during labour. *Cochrane Database Syst Rev*, 2006, 3.
- [41] NOVÁK, Jiří. *Srovnání metod pro potlačování šumu*. Praha, 2005. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Pavel Kordík.
- [42] ZAPLATÍLEK, Krel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: Začínáme se signály*. 1. vyd. Praha: BEN, 2006, 271 s. ISBN 80-7300-200-0.
- [43] BLANCHET, Gérard a Maurice CHARBIT. *Digital Signal and Image Processing using MATLAB®*. Newport Beach CA: Iste, 2006, 764 s. ISBN 978-1-905209-13-2.
- [44] FARHANG-BOROJENY, B. . *Adaptive Filters: Theory and Applications*. New York: John Wiley and Sons, 1999, 548 s. ISBN 978-0471983378.
- [45] ROBERTS, M.J. *Signals and Systems: Analysis Using Transform Methods and MATLAB*. USA: The McGraw-Hill Companies, 2008, 1026 s. ISBN 0-07-293044-6.
- [46] Adaptive Noise Canceling (ANC) Applied to Fetal Electrocardiography. *MathWorks: Products & Services, DSP System Toolbox* [online]. 1994 [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/products/dsp-system/examples.html?file=/products/demos/shipping/dsp/adaptncdemo.html>.
- [47] JATOTH, Ravi, Kumar ANOOP, Saladi SVKK a Midhun PRABHU. An intelligent adaptive noise cancellation system for the extraction of fetal electrocardiogram. In: *Proceedings of the 8th WSEAS international conference on Signal processing, robotics and automation* [online]. World Scientific and Engineering Academy and Society WSEAS, 2009, s. 193-197 [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://www.wseas.us/e-library/conferences/2009/cambridge/ISPRA/ISPRA30.pdf>.

- [48] JATOTH, R.; ANOOP, SSVKK; PRABHU, Ch Midhun. Biologically inspired evolutionary computing tools for the extraction of fetal electrocardiogram. *WSEAS Trans. Sig. Proc.* 5, 2009, 106-115.
- [49] Fetal ECG Extraction using LabVIEW. *National Instruments* [online]. 2013 [cit. 2014-04-17]. Dostupné z: <http://www.ni.com/white-paper/11248/en>.
- [50] HRUBAN, L. a P. JANKŮ. Analýza ST úseku EKG křivky plodu v průběhu porodu. *Praktický gynekolog.* 2005, roč. 9, č. 4, s. 11-14. Dostupné z: http://www.praktickagynekologie.cz/pdf/pg_05_04_03.pdf.
- [51] KARBAN, Pavel. *Výpočty a simulace v programech Matlab a Simulink.* 1. vyd. Brno: Computer Press, a.s, 2006, 271 s. ISBN 80-251-1301-9.
- [52] SMÉKAL, Zdeněk a Petr SYSEL. *Signálové procesy.* 1. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2006. ISBN 80-86645-08-8.
- [53] SORNMO, Leif a Pablo LAGUNA. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications.* 1. vyd. Academic Press, 2005, 688 s. ISBN 0124375529.
- [54] HAMPTON, John. *EKG stručně, jasně, přehledně.* 6. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 152 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [55] CABANISS, Micky a Michael ROSS. *Fetal Monitoring Interpretation.* Lippincott Williams & Wilkins, 2009, 512 s. ISBN 978-1-60831-381-5.
- [56] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: Geneze, zpracování a analýza.* 2. vyd. Praha: ČVUT, 1998, 512 s. ISBN 80-01-01822-9.
- [57] Monica Healthcare Ltd, BioCity. *Next Generation Monica AN24, Introducing the Monica AN24,* 2013, UK.
- [58] QUILLEN COLLEGE OF MEDICINE, East Tennessee State University. *Fetal Heart Monitoring - EFM Basics* [online]. 2013 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://utilis.net/fhm/2459.htm>.
- [59] MOYER, Bryon. *Real World Multicore Embedded Systems.* Newnes: Elsevier Science & Technology Books, 2013, 648 s. ISBN 9780124160187.
- [60] *11th International Conference, ICANNGA: Adaptive and Natural Computing Algorithms:* Lausanne, Switzerland, 2013. ISBN 978-3642372124.
- [61] ELLIS, N.C. a D. LARSEN-FREEMAN. *Language as a Complex Adaptive System: Language Learning Cognitive Neuroscience Series.* John Wiley & Sons, 2009. ISBN 978-444334005.
- [62] KECMAN, V. *Learning and Soft Computing: Support Vector Machines, Neural Networks and Fuzzy Logic Models.* MIT Press, 2001, 286 s. ISBN 978-62112550.

- [63] LUTHRA, A. *ECG Made Easy*. 4. vyd. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2012, 252 s. ISBN 978-9350255919.
- [64] THALER, M.S. *EKG a jeho klinické využití*. 6. vyd. Praha: Grada, 2012, 320 s. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [65] HAMPTON, J.R. *EKG v praxi*. 4. vyd. Praha: Grada, 2009, 376 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [66] PHYSIOBANK, PhysioToolkit, and PhysioNet: *Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. 2000. Dostupné z: <http://physionet.fri.uni-lj.si/pn3/nifecgdb/>.
- [67] *Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013*
- [68] NEILSSON, J.P. Fetal electrocardiogram (ECG) for fetal monitoring during labour. *Cochrane Database Syst Rev*. [online]. 2012, č. 4 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22513897>.
- [69] MENIHAN, C.M. a E. KOPEL. *Electronic Fetal Monitoring: Concepts and Applications*. US: Lippincott Williams & Wilkins, 2007, 304 s. ISBN 978-0781770118.
- [70] FREEMAN, R. *Fetal Heart Rate Monitoring*. 4. vyd. US: Lippincott Williams and Wilkins, 2012, 288 s. ISBN 978-1451116632.
- [71] MURRAY, Michlle. *Antepartal and Intrapartal Fetal Monitoring*. 3. vyd. Springer Publishing, 2007, 224 s. ISBN 978-0826132628.
- [72] JANKŮ, Petr, Aleš ROZTOČIL, Lukáš HRUBAN, Ivo BOREK a Martin KUČERA. *Predikce akutní intrapartální fetální hypoxie v průběhu předčasného porodu a u patologických gravidit pomocí analýzy ST úseku EKG křivky plodu*. Brno: IGA MZ ČR, 2006. 112 s. neuveden.
- [73] VRABLIK, J., E. HADDAD, Z. HAJEK a J ZIVNY. Nejnovější metoda monitorování plodu během porodu pomocí STAN. *Praktická gynekologie*. 2013, roč. 4, č. 3, s. 21. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=pg_03_04_05.pdf.
- [74] ROZTOČIL, A. a M. KUČERA. *Distres plodu. ST analýza fetálního EKG plodu za porodu. Švédské klinické zhodnocení a současné české možnosti a zkušenosti*. Praha: Ikem, 2008.
- [75] *Velký lékařský slovník* [online]. 2008 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/>.
- [76] VULLINGS, Rik. *Non-invasive fetal electrocardiogram: analysis and interpretation*. Eindhoven, 2010. ISBN 978-90-386-2395-5. Doktorská disertační práce. Technische Universiteit Eindhoven. Vedoucí práce prof.dr.ir. J.W.M. Bergmans

- [77] PATEL, J. a R. GIANCHANDANI. *Control for Robotic Manipulators: Adaptive Neuro Fuzzy Inference Systems for Intelligent Control*. Academic Publishing, 2011, 88 s. ISBN 13: 978-3846591710.
- [78] MATHWORKS. *Matlab R2012b - Adaptive Noise Cancellation, demonstration of adaptive nonlinear noise cancellation using the Fuzzy Logic Toolbox™ functions ANFIS and GENFIS1* [online]. 1994 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/products/fuzzy-logic/examples.html>.
- [79] MATHWORKS. *Matlab R2012b - genfis1 and anfis - Generate Fuzzy Inference System structure from data using grid partition* [online]. 1994 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/fuzzy/genfis1.html>.
- [80] ŠVARC, Ivan, Radomil MATOUŠEK a Miluše VÍTEČKOVÁ. CERM, 2011, 350 s. ISBN 978-80-214-4398-3.
- [81] JAGANNATH, D.J. a A. SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2013.
- [82] TARĂLUNGĂ, Dragoș-Daniel et al. Fetal ECG Extraction from Abdominal Signals: : A Review on Suppression of Fundamental Power Line Interference Component and Its Harmonics. ., *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/cm/mm/2014/239060/>.
- [83] *Bibliografická a citační databáze Web of Science* [online]. 2014 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://sub3.webofknowledge.com/>
- [84] ELSEVIER, B.V. *SCOPUS: Multioborová citační a referenční databáze* [online]. 2014 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.scopus.com/>.
- [85] POTLUKOVÁ, Eliška. *EKG v praxi*. Praha: Grada Publishing, 2007, 376 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [86] HÁJEK, Zdeněk et al. *Rizikové a patologické těhotenství*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-0418-8.
- [87] BECKER, Jeroen et al. ST analysis of the fetal electrocardiogram in intrapartum fetal monitoring: a meta-analysis. *Obstetrics & Gynecology*. 2012, č. 1, s. 145-154. Dostupné z: <http://dSPACE.library.uu.nl/handle/1874/227849#page=15>.
- [88] STEER, Philip et al. Scientific and clinical evidence for the use of fetal ECG ST segment analysis (STAN). *Acta obstetrica et gynecologica Scandinavica*. 2014. Dostupné z: <http://dSPACE.library.uu.nl/handle/1874/227849#page=15>.
- [89] CLIFORD, Gari et al. Clinically accurate fetal ECG parameters acquired from maternal abdominal sensors. *American journal of obstetrics and gynecology*. 2011, roč. 205, č. 1, s. 1-47. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3145045/>.

- [90] BEHAR, Joachim et al. A Comparison of Single Channel Fetal ECG Extraction Methods. *Annals of biomedical engineering*. 2014, s. 1-14. Dostupné z: http://download.springer.com/static/pdf/121/art%253A10.1007%252Fs10439-014-0993-9.pdf?auth66=1395404524_7082b29802958640ecefa28c9f6ce14b&ext=.pdf.
- [91] *Neoventa Medical AB: Informace o ST analyzátoru STAN S31* [online]. 2012 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.neoventa.com/products/stan/>.
- [92] PHYSIONET. *Computing in Cardiology Challenge: Noninvasive Fetal ECG*. dostupné [online]. 2013 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://physionet.org/challenge/2013/>.
- [93] CHMEL, Roman. *Otázky a odpovědi o porodu*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2008, 144 s. ISBN 978-80-247-2142-2.
- [94] COLLINS, Ryan M., Kenneth W. JENKINS a David A. SALVIA. Adaptive Signal Processing Methods for removing Maternal Interference Noise from Fetal Electro-Cardiograms. *Annual Research Journal*. 2013, s. 89-102. Dostupné z: <http://www.ee.psu.edu/REU/Journals/REUJournal2013.pdf#page=101>.
- [95] LIU, Shi-jin et al. Extraction of fetal electrocardiogram using recursive least squares and normalized least mean squares algorithms. In: *Advanced Computer Control (ICACC): 3rd International Conference on. IEEE*. IEEE, 2011, s. 333-336. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6016426>.
- [96] KARRIS, Steve T. *Signals and Systems: With MATLAB Computing and Simulink Modeling*. Orchard Publications, 2006. ISBN 978-0-9744239-9-9.
- [97] LATHI, Bhagwandas Pannalal. *Linear systems and signals*. Oxford University Press, 2009, 992 s. ISBN 9780195392562.
- [98] TUČKOVÁ, J. *Vybrané aplikace umělých neuronových sítí při zpracování signálů*. Praha: ČVUT, 2009. ISBN 978-80-01-04229-8.
- [99] TUČKOVÁ, J. *Úvod do teorie a aplikací umělých neuronových sítí*. Praha: ČVUT, 2005. ISBN 80-01-02800-3.
- [100] TUČKOVÁ, J., M. BÁRTŮ a P. ZETOCHA. *Aplikace umělých neuronových sítí při zpracování signálů*. Praha: ČVUT, 2009. ISBN 978-80-01-04400-.
- [101] TUČKOVÁ, J. Materiály k přednáškám z předmětu: *Algoritmy a struktury neuropočítačů* [online], ČVUT, 2013, [cit. 20. 3. 2014], dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/ssc/ssc-p/asnP.htm>.
- [102] TUČKOVÁ, J. Přednáška: *Zpracování biologických signálů umělými neuronovými sítěmi*. ČVUT, [online], 11. 5. 2009, dostupné z: http://amber.feld.cvut.cz/ssc/Bio/Bio_Tuckova_09.pdf.

- [103] JANG, Jyh-Shing Roger. ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system. *Systems, Man and Cybernetics. Systems, Man and Cybernetics*. 2009, roč. 23, č. 9. Dostupné z: <http://www.liacs.nl/~snijssen/CI/2011/anfis.pdf>.
- [104] JANKŮ, Petr. Presentace ze semináře. *Monica AN 24 – nový způsob neinvazivního bezdrátového monitorování plodu*. 2.12.2010, Brno.
- [105] *Monica Healthcare* [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.monicahealthcare.com/index.php>.
- [106] JANDA, Ondřej. *Umělá inteligence v diagnostice výkonových olejových transformátorů*. Brno, 2013. Disertační práce. VUT.
- [107] MODRLÁK, Osvald. *Fuzzy řízení a regulace. Katedra řídicí techniky*. Liberec, 2004. Studijní materiál. Technická Univerzita v Liberci.
- [108] *Statgraphics Statistical Analysis and Data Visualization Software* [online]. 2014 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.statgraphics.com/>.
- [109] LITSCHMANNOVÁ, Martina a Radim BRIŠ. *Statistika I pro kombinované a distanční studium*. Ostrava, 2010. Dostupné z: <http://home1.vsb.cz/~dom033/predmety/statistika/>. Studijní materiál. VŠB-TU.
- [110] BUDÍKOVÁ, Marie, Maria KRÁLOVÁ a Bohumil MAROŠ. *Průvodce základními statistickými metodami*. Praha: Grada publishing, 2010, 272 s. ISBN 978-80-247-3243-5.
- [111] MRKVIČKA, Tomáš a Vladimíra PETRÁŠOVÁ. *Úvod do statistiky*. Jihočeská univerzita, 2006. ISBN 80-7040-894-4, 123. Dostupné z: <http://home.ef.jcu.cz/~mrkvicka/vyuka/Statistika2Vydani.pdf>.
- [112] CHIA, Ee Ling et al. Cardiac time intervals of normal fetuses using noninvasive fetal electrocardiography. *Prenatal diagnosis* [online]. 2005, roč. 25, č. 7 [cit. 2014-04-20]. DOI: 10.1002.
- [113] TAYLOR, Myles JO et al. Non-invasive fetal electrocardiography in singleton and multiple pregnancies. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*. 2005, roč. 25, č. 7.
- [114] CHIA, Ling EE. *Assessment and quantification of foetal electrocardiography and heart rate variability of normal fetuses from early to late gestational periods*. Singapore, 2006. Thesis. Department of physiology, National university of singapore.
- [115] GOLDBERGER, Ary L., et al. Physiobank, physiotoolkit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, 2000, 101.23: e215-e220.
- [116] KÄHLER, Christiane et al. Fetal magnetocardiography: development of the fetal cardiac time intervals. *Prenatal diagnosis*. 2002, roč. 22, č. 5, s. 408-414.

- [117] STINSTRA, J. et al Multicentre study of fetal cardiac time intervals using magnetocardiography. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*. 2002, roč. 109, č. 11, s. 408-414.
- [118] VAN LEEUWEN, P et al. Assessment of intra-uterine growth retardation by fetal magnetocardiography. In: *Biomag Proc 12th Int Conf on Biomagnetism*. Helsinky, 2001, s. 603-606.
- [119] MATONIA, A.D.A.M et al. Modelling of non-invasively recorded maternal and fetal electrocardiographic signals. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2005, č. 2.
- [120] FAYN, J., P. RUBEL a P.W. MACFARLANE. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images. *Journal of Electrocardiology*. 2007, roč. 40, č. 3, s. 246-250.
- [121] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno, 2010. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [122] MATONIA, Adam, Janusz JEEWSKI, Tomasz KUPKA, Janusz WRÓBEL a Krzysztof HOROBA. Modelling of Non-invasively Recorded Maternal and Fetal Electrocardiographic Signals. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. Zabrze: Institute of Medical Technology and Equipment, 2005, roč. 25, č. 2, s. 27-39.
- [123] SMITAL, L. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno, 2013. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [124] BARTOŠOVSKÝ, P. *Vliv rušení EKG signálu na kompresi algoritmem SPIHT*. Brno, 2010. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Jan Hruběš.
- [125] MIKULÁŠ, K. *Generátor rušení signálu EKG*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Jan Hruběš.
- [126] ROZMAN, J. et al *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [127] KOZUMPLÍK, J. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno, 2004. Habilitační práce. ÚBMI FEKT VUT.
- [128] MATONIA, ADAM, Krzysztof HOROBA, Janusz JE`EWSKI, Janusz WRÓBEL a Tomasz KUPKA. Modelling of Non-invasively Recorded Maternal and Fetal Electrocardiographic Signals. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2005, roč. 25, č. 2.
- [129] Interpretace fetálního kardiogramu – FIGO 1986. *Česká gynekologie*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 2011, 76, S1, s. 16-17. ISSN 1210-7832.

- [130] VALOUCHOVÁ, Jana. *Hypoxie plodu - intrapartální monitorace*. Olomouc, 2012. Bakalářská práce. Univerzita palackého. Vedoucí práce Doc. MUDr. Martin Procházka, Ph.D.
- [131] WU, Shuicai et al. Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering. *Computers in biology and medicine*. 2013, č. 10, s. 1622-1627. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482513002023>.
- [132] MORALES, D.P et al. An application of reconfigurable technologies for non-invasive fetal heart rate extraction. *Medical engineering & physics*. 2013, č. 7, s. 1005-1014. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453312002615>.
- [133] GONG, Yan-wei et al. Fast affine projection algorithm for adaptive noise canceling and its application on the fetal electrocardiogram extraction. *Journal of Shanghai*. 2009, č. 14, s. 690-694. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s12204-009-0690-2#page-1>.
- [134] MUMTAZ, Wajid; SUBHANI, Ahmad Rauf. *Adaptive Noise Cancellation: A Comparison of Adaptive Filtering Algorithms Aiming Fetal ECG Extraction*. In: Recent Advances in Computer Science and Information Engineering. Springer Berlin Heidelberg, 2012. p. 637-643.
- [135] CAMPS-VALLS, Gustavo et al. Foetal ECG recovery using dynamic neural networks. *Artificial Intelligence. Medicine*. 2004, č. 3, s. 197-209. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0933365704000508>.
- [136] RAJESH, P., K. UMAMAHESWARI a V. KUMAR. Naveen. A Novel Approach of Fetal ECG Extraction Using Adaptive Filtering. In: *International Journal of Information Science and Intelligent System*. 2014.
- [137] MATHWORKS. *DSP System Toolbox - Adaptive Filters LMS, RLS, frequency domain filters. Matlab verse R2014a* [online]. [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/dsp/adaptive-filters.html>.
- [138] MATHWORKS. *DSP System Toolbox: Design and simulate signal processing systems. Matlab verse R2014a* [online]. 2014 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/dsp/index.html>.
- [139] VERNER, Miroslav. Fetální EKG, ST analýza. *Moderní babičtví*. 2005, č. 6, s. 14-18. Dostupné z: <http://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2005-6/?pdf=111>.
- [140] Sledování stavu plodu v děloze během porodu. *Amos* [online]. [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kpk/externi/kpk_1408/13.pdf.
- [141] HRUBAN, Lukáš, Petr JANKŮ, Barbora KUČEROVÁ, Jana ZAHRADNÍČKOVÁ, Aleš ROZTOČIL, Martin KUČERA a Petr KACHLÍK. ST analýza fetálního EKG u porodů plodů se zvýšeným rizikem intrapartální hypoxie. In: *XXIV. Konference Sekce perinatální medicíny ČGPS ČLS JEP*. Pardubice, 2007.

- [142] JANKŮ, Petr, Lukáš HRUBAN, Barbora KUŘECOVÁ, Aleš ROZTOČIL, Petr KACHLÍK a Jana ZAHRADNÍČKOVÁ. ST analýza fetálního EKG u předčasných porodů ve 30. - 36. týdnu těhotenství. *Česká gynekologie*. 2006, roč. 71, č. 3.
- [143] HRUBAN, Petr, Petr JANKŮ, Aleš ROZTOČIL, Petr KACHLÍK, Jana ZAHRADNÍČKOVÁ, Martin KUČERA a Gabriel JELENEK. Význam ST-analýzy fetálního EKG při intrapartálním monitorování plodů s předpokládanou růstovou retardací. *Česká gynekologie*. 2006, roč. 71, č. 4.
- [144] JANKŮ, Petr, Aleš ROZTOČIL, Lukáš BOREK a Martin KUČERA. *Predikce akutní intrapartální fetální hypoxie v průběhu předčasného porodu a u patologických gravidit pomocí analýzy ST úseku EKG křivky plodu*. Brno: IGA MZ ČR, 2006. ISBN neuveden.
- [145] *WikiSkripta: EKG vyšetření* [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD.
- [146] *WikiSkripta: Elektrokardiografie* [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD.
- [147] TROJAN, Stanislav, a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha: Grada, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [148] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Ediční středisko VŠB-TUO, 2007, 772 s. ISBN 978-80-248-1491-9. Dostupné z: http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf.
- [149] HANDL, M. *Vlnková filtrace signálů EKG*. Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [150] HEJČ, J. *Rozměřování experimentálních záznamů EKG*. Brno, 2012. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.
- [151] *Duke Cardiology: A Division of the Department of Medicine* [online]. 2004 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://cardiology.medicine.duke.edu/faculty/details/0112850>.
- [152] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical signal analysis: a case-study approach*. New York: Wiley-Interscience, 2002. ISBN 04-712-0811-6.
- [153] *OpenStax College: Anatomy & Physiology - Development of the Heart* [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://cnx.org/content/m46673/latest/?collection=col11496/latest>.
- [154] OBGYN.NET. *UBM Medica US, Community: Obstetrics, Gynecology medical professionals* [online]. 2013 [cit. 2014-04-20]. Dostupné z: <http://hcp.obgyn.net/home?page=/us/cotm/0001/ehr2000>.

- [155] SCHATS, R. a C.A.M JANSEN. Embryonic heart activity: appearance and development in early human pregnancy. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*. 1990, č. 7.
- [156] HÁJEK, Zdeněk. Akutní hypoxie plodu. *Moderní gynekologie a porodnictví*. 2005, roč. 13, č. 2.
- [157] HÁJEK, Zdeněk. Fetální EKG v predikci intrapartální hypoxie plodu. *Časopis lékařů českých*. 2005, roč. 144, č. 3.
- [158] JANKŮ, Petr a Lukáš HRUBAN. Analýza ST úseku EKG křivky plodu v průběhu porodu, nová metoda intrapartálního monitorování plodu. *Nemocniční listy*. 2008, roč. 9, č. 1.
- [159] PESCHOUT, Roman a Aleš ROZTOČIL. Chronická hypoxie plodu. *Moderní gynekologie a porodnictví*. Praha, 2005, roč. 14, č. 3, s. 18-21
- [160] DOLEŽAL, M., R. CHMEL a R. VLK. Analýza ST úseku fetálního EKG za porodu rizikově těhotné. *Neonatologické listy*. Praha, 2007, roč. 13, č. 3. 1211-1600.
- [161] NAGEOTTE, Michael. Vyvarujme se nejčastějších chyb v monitorování fetální srdeční činnosti. *Gynekologie po promoci*. 2007, roč. 7, č. 4.
- [162] MĚCHUROVÁ, Alena. Komentář [ke článku]: Vyvarujme se nejčastějších chyb v monitorování fetální srdeční činnosti. Vydáno v periodiku *Gynekologie po promoci*. Praha: Medical Tribune CZ, 2007, roč. 7, č. 4.
- [163] SAADANE, Ilahan. *Detection of the abdominal fetal electrocardiogram*. Eindhoven, 2005. Diplomová práce. Eindhoven University of Technology. Vedoucí práce Prof. M. Ouwerkerk.
- [164] SAMENI, Reza et al. Multichannel ECG and noise modeling: application to maternal and fetal ECG signals. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. 2007. Dostupné z: <http://lcp.mit.edu/pdf/SameniJASP07.pdf>.
- [165] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén, 2005. ISBN 8072623117.
- [166] VULLINGS, R. Fetal movement quantification by fetal vectorcardiography: a preliminary study. In: 30TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2008.
- [167] VULLINGS, R. *Non-invasive fetal Electrocardiography Possibilities of detecting heart disease*. Eindhoven, 2014. Dostupné z: <http://cppcongress.com/wp-content/uploads/2014/03/Noninvasive-Fetal-Electrocardiogram-during-Pregnancy-Possibilities-of-Detecting-Heart-Disease.pdf>. Technische Universiteit Eindhoven.

- [168] LAAR, Judith et al. Fetal heart rate variability during pregnancy, obtained from non-invasive electrocardiogram recordings. *Acta obstetrica et gynecologica Scandinavica*. 2014, č. 1, s. 93-101. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/aogs.12286/full>.
- [169] VULLINGS, R. et al Novel Bayesian vectorcardiographic loop alignment for improved monitoring of ECG and fetal movement. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2013, č. 6. Dostupné z: <http://www.sps.ele.tue.nl/members/M.Mischi/paperlist/VullingsIEEE2013.pdf>.
- [170] VULLINGS, R. et al An adaptive Kalman filter for ECG signal enhancement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*. 2011, č. 4. Dostupné z: <http://www.sps.ele.tue.nl/members/M.Mischi/paperlist/VullingsIEEE2013.pdf>.
- [171] SCHMIDT, Urszula. *Monitoring Monte Teledyczny: Numerical Signal Resolution Enhancement Method of ECG* [online]. 2006 [cit. 2014-04-21]. Dostupné z: <http://www.monte.amu.edu.pl/NURSE/nurse-ecg.html>.
- [172] ZACH, Lukáš. *Automatická analýza kardiokografického záznamu plodu*. Praha, 2013. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Ing. Václav Chudáček, Ph.D.
- [173] SPILKA, Jiří. *Fetal Electrocardiogram Analysis*. Praha, 2009. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Ing. Václav Chudáček, Ph.D.
- [174] TANNENBERG, Milan. *Analýza ST-T segmentů v signálech EKG se zaměřením na alternace vlny T*. Brno, 2009. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [175] KIČMEROVÁ, D. *Methods for Detection and Classification in ECG Analysis*. Brno, 2009. Doktorská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
- [176] KREJČÍ, Vratislav. *Kardiokografie, poruchy děložní činnosti, hypoxie plodu*. Praha, 2013. Přednáška. Univerzita Karlova v Praze.
- [177] SARANYA, S. a S. PRIYADHARSINI. A Novel Hybrid Soft Computing Technique for Extracting Fetal ECG from Maternal ECG Signal. *International Journal of Computer Applications*. 2010, roč. 3, č. 8. Dostupné z: <http://www.ijcaonline.org/volume3/number8/pxc3871061.pdf>.
- [178] UNIVERSITAT DE VALÈNCIA. *Grupo de Procesado Digital de Señales* [online]. 2012 [cit. 2014-04-21]. Dostupné z: <http://gpds.uv.es/>.
- [179] ACOD, Benoit C., et al. A validation of electrohysterography for uterine activity monitoring during labour. *Journal of Maternal-Fetal and Neonatal Medicine*, 2010, 23.1: 17-22

- [180] GRAATSMA, Elisabeth Margo. *Monitoring of fetal heart rate and uterine activity*. Amsterdam: Ridderprint, 2010. ISBN 978-90-5335-334-9.
- [181] BOHATCOVÁ, Zuzana. *Generátor EKG signálu v Labview*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [182] PODLIPNÁ, P. *Generátor EKG signálu*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Vratislav Harabiš.
- [183] KOLÁTEK, Jakub. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simulačních modelů*. Praha, 2010. Diplomová práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce MUDr. Mgr. Pavol Privitzer.
- [184] VONDRÁK, Ivo. *Umělá inteligence a neuronové sítě*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita, 2009. ISBN 8024819813.
- [185] Novák, M. a kol.: *Umělé neuronové sítě, teorie a aplikace*. C.H.Beck, Praha 1998, ISBN 80-7179-732-6.
- [186] PAVLÍK. *Využití neuronové sítě při identifikaci znaku v obraze*. Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [187] TUČKOVÁ, J.: *Úvod do teorie a aplikací umělých neuronových sítí*. FEL ČVUT v Praze, ČVUT, 2003, ISBN 80-01-02800-3
- [188] VORÁČEK, Rudolf. *Automatizace a automatizační technika: Automatické řízení*. 2. vyd. CP Books, 2005.
- [189] ZADEH, Lotfi A. *Fuzzy sets. Information and control*. 1965, roč. 8, č. 3.
- [190] HAMMER, Miloš, Ondřej JANDA a Jakub ERTL. *Využití vybraných soft-computingových metod v diagnostice výkonových olejových transformátorů*. Elektrotechnika. 2012, roč. 12, č. 3.
- [191] VAN BEELEN, Tenuis. *EDFbrowser* [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://www.teuniz.net/edfbrowser/>.
- [192] *European Data Format* [online]. <http://www.edfplus.info/downloads/> [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://www.edfplus.info/downloads/>.

Autorova publikační činnost

Publikace zaměřené na problematiku adaptivních metod zpracování signálů:

Příspěvky na konferencích:

- [mar1] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK. *Use of Adaptive Filtering for Noise Reduction in Communication systems*. In Conference Proceeding: The International Conference Applied Electronics AE. Pilsen, Czech Republic. 8-9 September 2010. pp. 1-6. ISBN 978-80-7043-865-7, ISSN 1803-7332, INSPEC Accession Number: 11579482. (WoS, SCOPUS)
- [mar2] MARTINEK, Radek, Jakub MAŇAS, Jan ŽÍDEK a Petr BILÍK. *Power Quality Improvement by Shunt Active Performance Filters Emulated by Artificial Intelligence Techniques*. In Conference Proceedings: 2nd International Conference on Advances in Computer Science and Engineering (CSE 2013). Los Angeles, CA, USA, July 1-2, 2013, pp. 157-161, ISSN: 1951-6851, ISBN: 978-90786-77-70-3, doi:10.2991/cse.2013.37. (WoS)
- [mar3] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK, Petr BILÍK, Jakub MAŇAS, Jiří KOZIOREK, Zhaosheng TENG a He WEN. *The use of LMS and RLS Adaptive Algorithms for an Adaptive Control Method of Active Power Filter*. In Conference Proceedings: Asia-Pacific Power and Energy Engineering Conference (APPEEC 2013). Beijing, China, July 12-14, 2013, Energy and Power Engineering, Vol. 5 No. 4B, 2013, pp. 1126-1133. doi: 10.4236/epe.2013.54B215.
- [mar4] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK, Karel TOMALA a Lukáš KLEIN. *Implementation of LMS Equalizer into Software-defined Radio System SDR*. In Conference Proceedings: The 13th International Conference on Research in Telecommunication Technologies, Techov, Czech Republic; VUT Brno. September 7-9, 2011, first issue, pp. 75-79. ISBN:978-80-214-4283-2.

Příspěvky v odborných časopisech:

- [mar5] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK. *Refining the diagnostic quality of the abdominal fetal electrocardiogram using the techniques of artificial intelligence*. In Journal: Przegląd Elektrotechniczny Electrical Review, R. 88 NR 12b/2012, Warszawa, Poland, December 2012, pp. 155-160, ISSN 0033-2097. (WoS, IF=0,244, SCOPUS, SJR=0.212)
- [mar6] MARTINEK, Radek a Jan ŽÍDEK. *A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram*. In Journal: Przegląd Elektrotechniczny: Electrical Review, R. 88 NR 5b/2012, Warszawa, Poland, May 2012, pp. 164-173, ISSN 0033-2097. (WoS, IF=0,242, SCOPUS, SJR=0.212)
- [mar7] MARTINEK, Radek. *Využití adaptivních algoritmů LMS a RLS v oblasti adaptivního potlačování šumu a rušení*. In Journal: ElectroScope, NR 1/2013, Pilsen, Czech Republic, March 2013, pp. 1-8, ISSN 1802-4564. (recenzovaný časopis)
- [mar8] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK. *The real implementation of NLMS channel equalizer into the system of software defined radio*. In Journal: Advances in Electrical and Electronic Engineering, Volume 10, Issue 5, December 2012, Pages 330-336, VSB - Technical University of Ostrava and University of Zilina Faculty of Electrical Engineering, ISSN 1336-1376 (Print) ISSN 1804-3119 (Online), MK CR E 20146. (SCOPUS, SJR=0.163)

Ostatní publikace:

Příspěvky na konferencích:

- [mar9] AL WOHAISHI, Mohamed; MARTINEK, Radek. *Analysis of M State Digitally Modulated Signals in Communication Systems Based on SDR Concept*. In Proceedings: The 6th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications; first issue. Praha, Czech Republic; IEEE Ukraine & ČVUT Praha, 2011. pp. 171-175. ISBN 978-1-4577-1423-8. (WoS, SCOPUS)
- [mar10] MARTINEK, Radek, Lukáš KLEIN a Mohamed AL WOHAISHI. *Generation and Analysis of Digital Modulated Signals (Generování a analýza digitálně modulovaných signálů)*. In Conference Proceedings: The 12th Workshop of Elektrotechnical Research and Practice. VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 2012, ISBN 978-80-248-2664-6.
- [mar11] AL WOHAISHI, Mohamed a Radek MARTINEK. *Measurement of Digitally Modulated Signals by Using Mathematical roles in Measuring Instruments*. In Conference Proceedings: The 12th Workshop of Elektrotechnical Research and Practice. VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 2012, ISBN 978-80-248-2664-6.
- [mar12] KLEIN, Lukáš a Radek MARTINEK. *Synthetic Immittance Elements of Higher Orders with Current Conveyors (Syntetické imitanční prvky vyšších řádů s proudovými konvejory)*. In Conference Proceedings: The 12th Workshop of Elektrotechnical Research and Practice. VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 2012, ISBN 978-80-248-2664-6.
- [mar13] MARTINEK, Radek, Mohamed AL WOHAISHI a Jan ŽÍDEK. *Software Based Flexible Measuring Systems for Analysis of Digitally Modulated Systems*. In Conference Proceedings: The 9th Roedunet International Conference, RoEduNet. Sibiu, Romania, 24-26 June 2010. pp. 397-402. ISBN 978-1-4244-7335-9, ISSN 2068-1038. (WoS, IEEE, SCOPUS)
- [mar14] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK. *Application of synthetic instrumentation that applies the trend of software-based approach for measuring on the field of modern wireless transfer systems*. In International Journal of Digital Information and Wireless Communications IJDIWC, Vol. 2, No. 3. Published by The Society of Digital Information and Wireless Communications, Kowloon, Hong Kong, Dec. 2012. pp. 208-221, ISSN: 2225-658X. (Jrec)
- [mar15] AL WOHAISHI, Mohamed a Radek MARTINEK. *Using Software-defined Radio Concept in Communication Systems to Analysis M-QAM Digital Modulation Technique*. In Conference Proceedings: WOFEX 2011, Ph.D. Workshop of Faculty of Electrical Engineering and Computer Science; VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 8-9 September 2011, pp. 597-602, FECS, 2011, ISBN 978-80-248-2449-9.
- [mar16] AL WOHAISHI, Mohamed a Radek MARTINEK. *Study of a multistate M-QAM modulation susceptibility to interference and the complexity of identifying symbols*. In Conference Proceedings: The 11th Workshop of all branches of electrical engineering, biomedical engineering and applied computer science. VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 2011, ISBN 978-80-248-2378-2.

- [mar17] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK a Karel TOMALA. *Design of Digital Communication System with use of RF VSG PXI-5670 and RF VSA NI PXI-5661 in role of Software Defined Radio*. In Conference Proceedings: The 11th International Conference on Knowledge in Telecommunication Technologies and Optics, KTTO 2011. 1st edition, June 2011, Szczyrk, Poland. pp. 132-137. ISBN 978-80-248-2399-7.
- [mar18] AL WOHAISHI, Mohamed, Radek MARTINEK a Jan ŽÍDEK. *Communications in Computer and Information Science, Digital Information Processing and Communications, Part II: In Proceedings of International Conference on Digital Information processing and Communications, ICDIP2011, Ostrava, Czech Republic. 1st Edition, Volume 189, Part 13. Heidelberg: Springer-Verlag Berlin, 2011. Analysis of M-QAM Data Communication System Using 3D Eye Diagram*. pp. 337-348. ISBN 978-3-642-22409-6, ISSN 1865-0929, DOI: 10.1007/978-3-642-22410-2. (WoS, SCOPUS)
- [mar19] MARTINEK, Radek a Mohamed AL WOHAISHI. *Measuring of Jitter Noise in Symbol Map for M-QAM Digital Modulation*. In Conference Proceedings: The 10th international conference of young European researchers, scientists and educators (TRANSCOM 2013). Žilina, Slovak Republic, June 24-26, 2013, ISBN: 978-80-554-0692-3.
- [mar20] MARTINEK, Radek. *Využití syntetické instrumentace aplikující trend softwarově založeného přístupu k měření v oblasti bezdrátových přenosových systémů*. In Conference Proceedings: The 11th Workshop of all Branches of Electrical Engineering, Biomedical Engineering and Applied Computer Science. VŠB-TU Ostrava, Czech Republic, 2011, ISBN 978-80-248-2378-2.
- [mar21] KOUDELKA, P., P. SOLTYS, R. MARTINEK, J. LATAL, P. SISKA, S. KEPAK a V. VASINEK. *Utilization of M-QAM modulation during optical wireless car to car communication*. OptoElectronics and Communication Conference and Australian Conference on Optical Fibre Technology. 2014.
-článek přijat na konferenci-
- [mar22] KOUDELKA, P., J. LATAL, P. SISKA, J. VITASEK, A. LINER, R. MARTINEK a V. VASINEK. *Indoor Visible Light Communication: Modeling and Analysis of Multi-state Modulation*. San Diego: SPIE Optics + Photonics, 2014.
-článek přijat na konferenci-

Příspěvky v odborných časopisech a ostatní:

- [mar23] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK a Karel TOMALA. *BER Measurement in Software Defined Radio Systems*. In Journal: Przegląd Elektrotechniczny Electrical Review, R. 89 NR 2b/2013, Warszawa, Poland, February 2013, pp. 205-210, ISSN 0033-2097. (SCOPUS, SJR=0.212)
- [mar24] MARTINEK, Radek, Jan ŽÍDEK. *The implementation of channel coding into the digital transmission chain consisting of VSG PXI-5670 - VSA PXI-5661. Systems*. In Journal: Przegląd Elektrotechniczny Electrical Review, R. 89 NR 2b/2013, Warszawa, Poland, 2013, ISSN 0033-2097. (SCOPUS, SJR=0.212)
- [mar25] MARTINEK, Radek, Lukáš KLEIN a Pavel MAREK. *Novel Signal Gate Solution Suitable for Implementation in Audio and Recording Technologies*. In Journal: ElectroScope, NR 3/2012, Pilsen, Czech Republic, September 2012, pp. 1-6, ISSN 1802-4564.

- [mar26] MARTINEK, Radek. *Číslíkové metody potlačování šumu ve zvukových signálech*. Brno, 2007. Bakalářské práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Petr Fuzék.
- [mar27] MARTINEK, Radek. *Lineární a adaptivní filtrace pro zpracování číslicových signálů*. Ostrava, 2009. Diplomová práce. VŠB-TU Ostrava. Vedoucí práce Jan Skapa.

Výukové materiály:

- [mar28] MARTINEK, Radek. *Generování digitálně modulovaných signálů s využitím modulárního systému hardwarové platformy v podobě PXI vektor signálového generátoru a knihovnic funkcí z doplňkové knihovny modulation toolkit*. Tento výukový materiál vznikl za podpory FRVŠ – projektu 498/2011 (Inovace předmětu Měření v telekomunikační technice), 35 s, Ostrava, duben 2011.
- [mar29] MARTINEK, Radek. *Analýza digitálně modulovaných signálů s využitím hardwarové platformy v podobě PXI vektor signálového analyzátoru a knihovnic funkcí z doplňkové knihovny modulation toolkit*. Tento výukový materiál vznikl za podpory FRVŠ – projektu 498/2011 (Inovace předmětu Měření v telekomunikační technice), 38 s, Ostrava, duben 2011.
- [mar30] MARTINEK, Radek. *Emona FOTEx – návody na experimenty s vláknovým optickým trenážérem ETT-211*. Experimenty v moderních optických komunikačních systémech na platformě NI ELVIS. 66 s, Ostrava 2010.
- [mar31] MARTINEK, Radek. *Experimenty v moderních optických komunikačních systémech na platformě NI ELVIS. Filtrování, rozdělení a spojování optického signálu; Vytvoření obousměrného vláknově optického komunikačního systému; WDM - multiplexing vlnových délek; Optické ztráty*. 60 s, Ostrava 2010.
- [mar32] MARTINEK, Radek. *Demonstrace základních modulačních schémat ASK, PSK a QPSK (generace a demodulace)*. Tento výukový materiál vznikl za podpory FRVŠ - projektu 498/2011 (Inovace předmětu Měření v telekomunikační technice), 41 s, Ostrava, březen 2011.
- [mar33] MARTINEK, Radek. *Help for Measuring attenuation distortion. Measuring on digital telecommunication systém, doctoral study programes - Ph.D. study*. 30 s, Ostrava 2009.

Curriculum Vitae

Osobní údaje	Ing. Radek Martinek Nedvědice 286 592 62, Nedvědice Datum narození: 10.8.1984 Místo narození: Nové Město na Moravě radek.martinek@vsb.cz https://sites.google.com/site/martinekradek
Vzdělání	
2009-2014	FEI, VŠB-TU Ostrava, doktorské studium, studijní program Informatika, komunikační technologie a aplikovaná matematika studii obor: Komunikační technologie
2007-2009	FEI, VŠB-TU Ostrava, magisterské studium, studijní program Informační a komunikační technologie studii obor: Telekomunikační technika
2004-2007	FEKT, VUT v Brně, bakalářské studium, studijní program Elektrotechnika, elektronika, komunikační a řídicí technika studii obor: Teleinformatika
Současná pozice	
od 2012	Výzkumný a vývojový pracovník, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství, FEI, VŠB-TU Ostrava. Člen odborné skupiny Měření a senzory.
Řešené projekty	
2014	Projekt SGS SP2014/77, Možnosti využití LED technologií v průmyslových aplikacích.
2013-2014	ESF OP VK CZ.1.07/2.2.00/15.0113 Inovace oboru Měřicí a řídicí technika na FEI, VŠB-TU Ostrava.
2012-2014	Projekt KONTAKT II, LH12183, Smart instrumentation - Vývoj a ověřování pokročilých měřicích systémů pro aplikační oblast přenosu a distribuce elektrické energie (2012-2014).
2011	FRVŠ projekt 498/2011, Inovace předmětu Měření v telekomunikační technice (2011).
Výuka	Měření v telekomunikační technice Měření v informačních a komunikačních technologiích Conceptual Design and Development of Innovative Products
Vyžádané posudky	Stanoviska k předmětům průmyslového vlastnictví: <ul style="list-style-type: none">• Diferenciální rádiový zaměřovač (2011),• Metoda a zařízení pro zaměřování zdrojů běžných i velmi krátkých rádiových signálů pomocí známých vyzařovacích diagramů antén (2014),• Metoda a zařízení pro zaměřování elektronických zařízení uživatelů v krizových situacích (2014).
Specializace	Číslicové zpracování signálu, lineární a adaptivní filtrace, RF technika, softwarově definované rádio, virtuální instrumentace, zpracování plodového EKG, Matlab, LabVIEW, PXI systémy, řízení aktivních výkonových filtrů, digitálně modulované signály, ekvalizace přenosového kanálu.

Příloha A

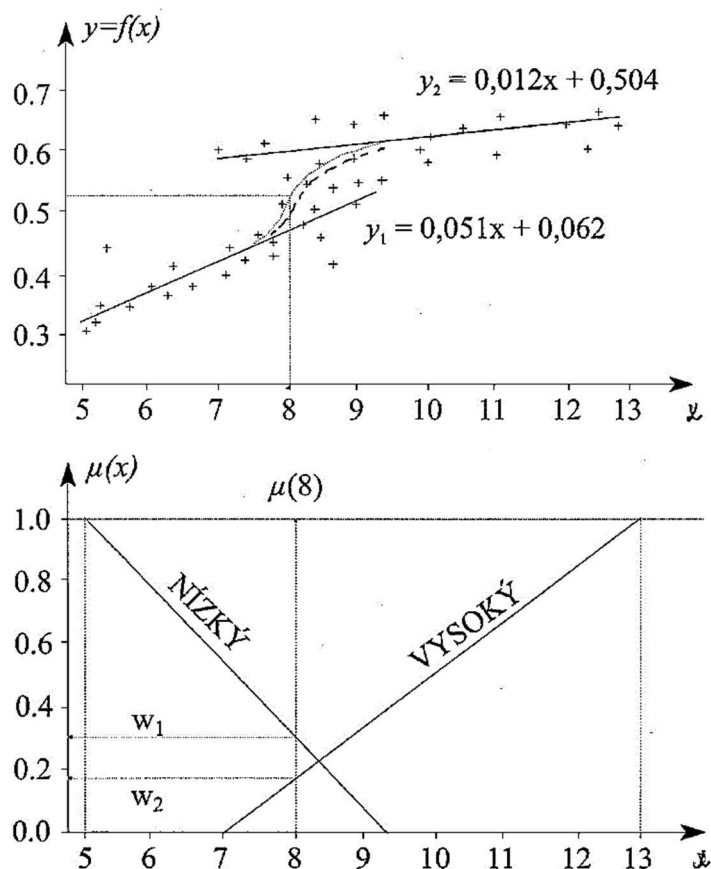
Příklad sestavení Takagi-Sugenova modelu

Sestavení a použití Takagi-Sugenova modelu lze ilustrovat následujícím postupem (hypotetický příklad je z důvodu srozumitelnosti a stručnosti velmi zjednodušen). Předpokládejme, že vztah mezi vstupní veličinou x a výstupní veličinou y je znám pouze pomocí řady uskutečněných měření, jak je zobrazeno na obr. X formou bodů vyznačených křížky. Závislost je nelineární a měření je ovlivněno šumem ve snímaných veličinách. Dále uvažujme, že zpracování naměřených dat umožnilo získat dvě regresivní přímky $y_1 = 0,045x + 0,31$ a $y_2 = 0,013x + 0,56$, tj. vztah $y = f(x)$ je v tomto okamžiku modelován nespojitou lineární aproximací po částech. V oblasti hodnot přibližně $x \in [7; 9,5]$, nejvíce zatížených šumem při měření, je čárkovanou křivkou naznačena možnost aproximace neznámého nelineárního spojení obou lineárních funkcí. V popisovaném příkladu lze postupovat např. tak, že obor hodnot x se rozdělí na dvě části - nízké hodnoty, modelované fuzzy množinou NÍZKÝ, a vysoké hodnoty x , modelované fuzzy množinou VYSOKÝ, viz obr. 149. Oblast překrytí obou fuzzy množin odpovídá té části univerza, kde nebylo možno najít vhodnou lineární aproximaci, která by zároveň tvořila přechod mezi y_1 a y_2 . Nyní již je možné stanovit přibližná fuzzy pravidla:

$$R_1 : \text{IF } x \text{ is NÍZKÝ THEN } y = y_1 = 0,051x + 0,062, \quad \text{A.1}$$

$$R_2 : \text{IF } x \text{ is VYSOKÝ THEN } y = y_2 = 0,021x + 0,504, \quad \text{A.2}$$

Přijde-li na vstup např. $x = 8$, která spadá do oblasti, kde nebylo možno stanovit regresní přímku, pak lze spočítat, že pro ilustrovanou situaci platí $\mu_{\text{NÍZKÝ}}(8) = 0,31$ a $\mu_{\text{VYSOKÝ}}(8) = 0,18$. K výsledku přispívají obě pravidla a tento konflikt řeší váhovaný aritmetický průměr, kde váhami pro y_1 a y_2 jsou získané stupně příslušnosti 0,31 resp. 0,18: $y = (0,31 * 0,47 + 0,18 * 0,6) / (0,31 + 0,18) = 0,52$. O této hodnotě je možno říct, že vcelku odpovídá očekávání vzhledem k existující neurčitosti v popisu závislosti $y = f(x)$.

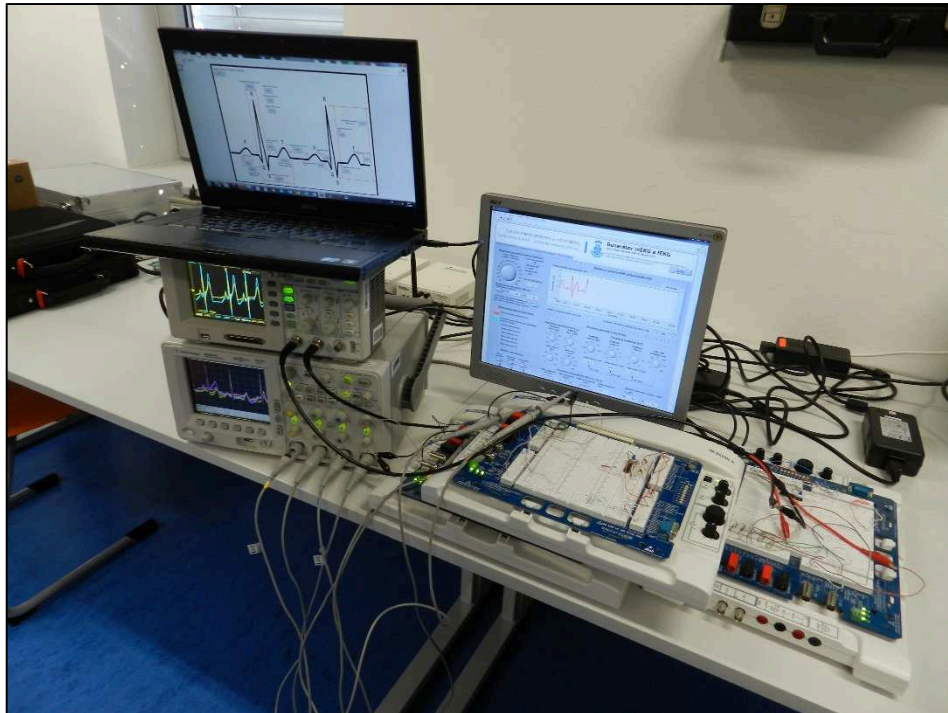


Obr. 127: Příklad k sestavení Takagi-Sugenova modelu.

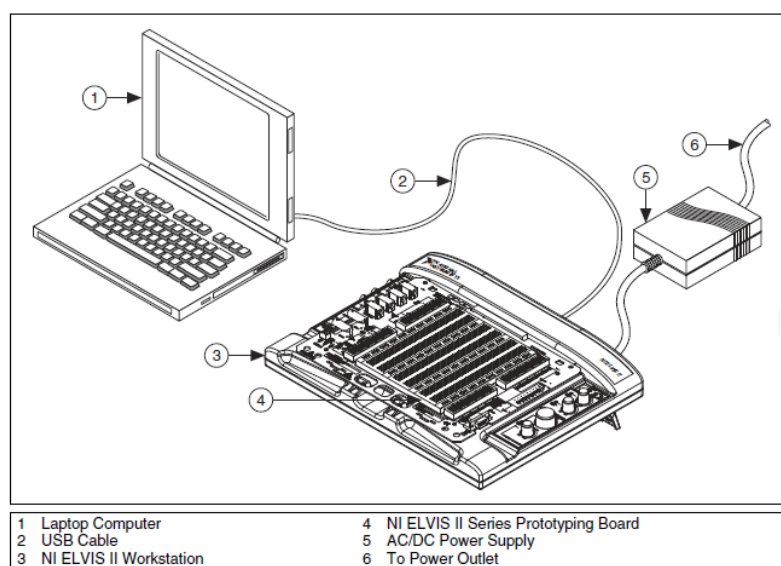
Příloha B

Použité softwarové a hardwarové prostředky

- Generátor mEKG a fEKG:
 - software: NI LabVIEW 2013 SP1 (Biomedical Toolkit, Advanced Signal Processing Toolkit, Real-Time Module, MathScript RT Module, Digital Filter Design Toolkit), Matlab R2014a (Signal Processing Toolbox, DSP System Toolbox),
 - hardware: PC (4 jádra 3GHz, 4GB RAM), USB DAQ zařízení - 3x prototypové desky ELVIS II (AO1, AO2, AO3, AO4, AO5, AO6), max. 2.8 MS/s.

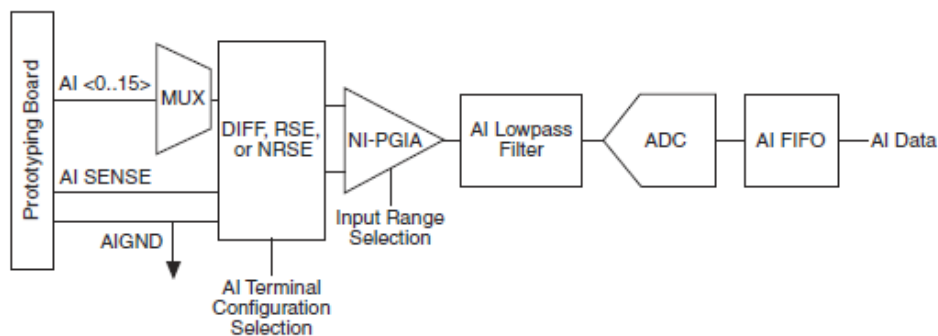


Obr. 128: Prototyp softwarového generátoru fEKG a mEKG.

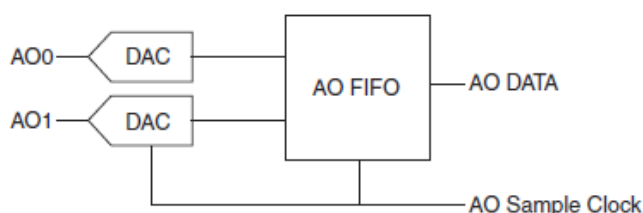


- | | |
|---------------------------|--|
| 1 Laptop Computer | 4 NI ELVIS II Series Prototyping Board |
| 2 USB Cable | 5 AC/DC Power Supply |
| 3 NI ELVIS II Workstation | 6 To Power Outlet |

Obr. 129: Koncepce prototypové platformy ELVIS II.



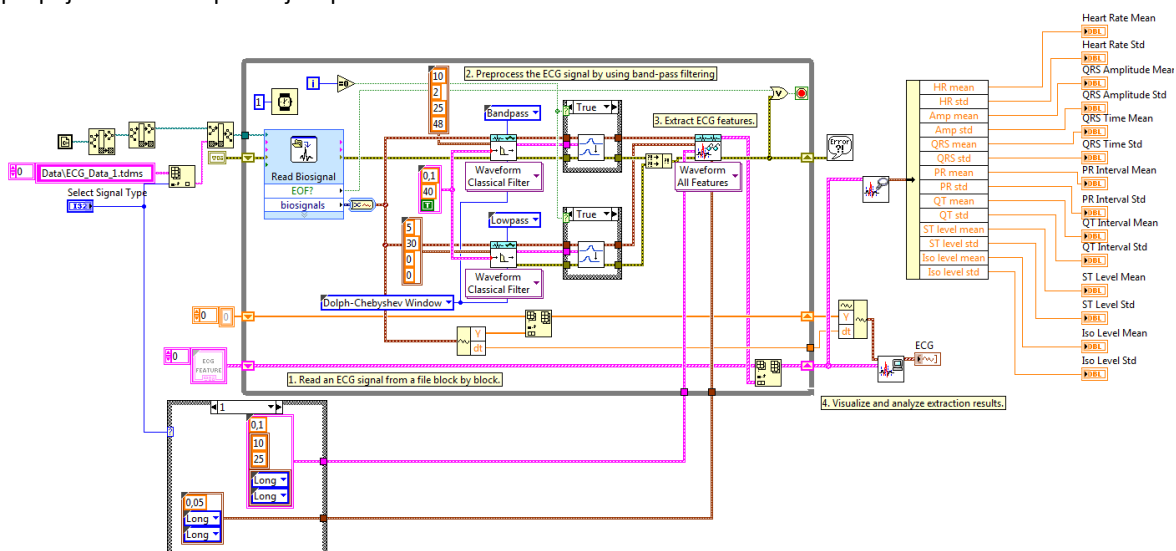
Obr. 130: Blokové schéma analogových vstupů (směr reálných EKG záznamů).



Obr. 131: Principiální schéma analogových výstupů (generování syntetických fEKG a mEKG).

Virtuální instrumentace

Podstatou virtuálního přístroje je doplnění otevřené architektury personálního počítače tím, co mu chybí, aby mohl plnit úlohu měřicího přístroje. V oblasti hardwaru je to zásuvná multifunkční karta (zásuvná měřicí deska) vybavena konektorem pro zasunutí této karty do systémové desky personálního počítače (ISA, EISA, PCI sběrnice). V oblasti softwaru je to vhodný program pro počítač, který realizuje všechny funkce měřicího přístroje a plní tak úlohu firmwaru měřicího přístroje. Zabraňuje se tak i duplicitě, která se objevuje při propojení měřicího přístroje a počítače.



Obr. 132: Zdrojový kód použitého ECG Feature Extractor.vi.

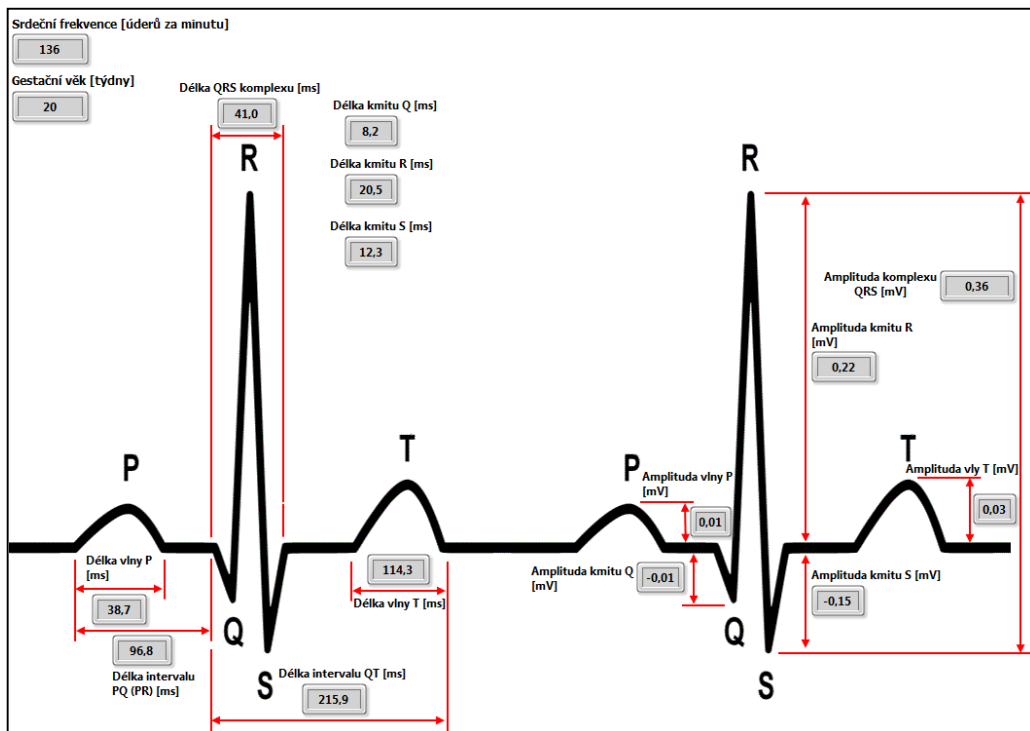
Měřicí karty

Měřicí karty neboli karty pro sběr dat (anglicky Data Acquisition - DAQ), slouží pro přímé měření, popř. generování signálu počítačem. Tím se liší např. od karet realizujících rozhraní GPIB (General Purpose Instrumentation Bus, IEEE 488), které pouze komunikují se specializovaným měřicím přístrojem. Měřicí karty většinou obsahují jeden či několik z těchto typů funkcí:

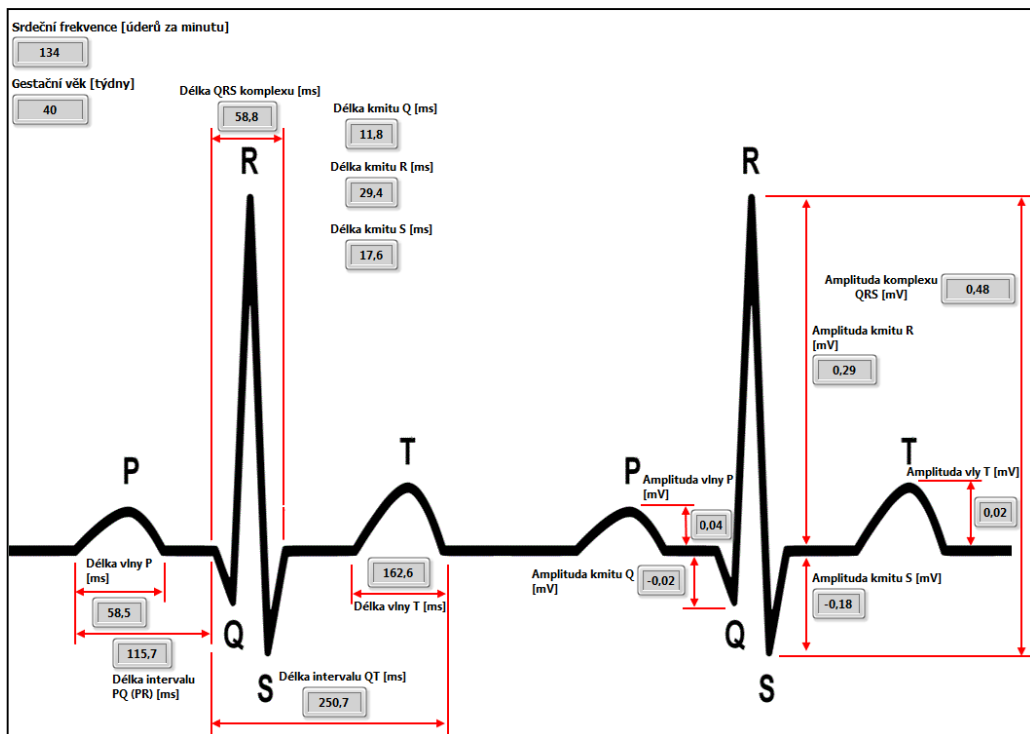
- analogové vstupy, analogové výstupy, digitální linky, čítače anebo časovače.

Příloha C

Porovnání parametrů generovaného fEKG pro rozdílné gestační stáří plodu



Obr. 133: Parametry fyziologického fEKG pro GV = 20 týdnů.



Obr. 134: Parametry fyziologického fEKG pro GV = 40 týdnů.

Příloha D

Realizace výpočtů metodou ANFIS v Matlabu

Postup při provádění výpočtů metodou ANFIS v Matlabu:

- inicializace fuzzy systému: příkazy *genfis1* a nebo *genfis2*,
- zadání parametrů potřebných na učení: počet iterací (epochy) a tolerance (chyba),
- začátek procesu učení: příkaz *anfis*, při dosažení zadané tolerance se výpočet ukončí,
- ověření správnosti výpočtu s nezávislými údaji.

Popis použitých příkazů na identifikaci parametrů fuzzy systému:

Nejjednodušší příkaz v Matlabu na generování výsledného fuzzy interferenčního systému je ve tvaru *fis = anfis (trndata)*. *Trndata* je matice výstupních a vstupních údajů z referenčního systému, kde první *N* sloupce matice obsahují vstupní údaje, a poslední sloupec matice obsahuje výstupní data. Při použití této formy příkazů pro ostatní možnosti nastavení ANFISu Matlab použije předvolené hodnoty a metody.

Nejjednodušší výše uvedený příkaz je možno rozšířit do různých forem, například *fis = anfis (trndata, initfis, trnopt, dispopt, chkdata, optmethod)*.

Další možnosti těchto rozšíření tedy jsou:

- *initfis*: startování učení neuronové sítě:
 - bez zadání *initfis*, Matlab použije možnost *genfis1* s počtem funkcí příslušnosti 2, typu funkcí příslušnosti *gbellmf* a výstupní funkci příslušnosti typu *linear*.

Popis možností zadání příkazu *genfis1* a *genfis2* je uveden níže.

- *trnopt*: vektor na specifikaci nastavení trénování:
 - *trnopt* (1): počet trénovaných iterací, nastavená hodnota je 5,
 - *trnopt* (2): míra chyb trénování, nastavená hodnota 0,
 - *trnopt* (3) velikost počítačového kroku trénování, nastavená hodnota 0.01,
 - *trnopt* (4): míra snížení velikosti kroku, nastavená hodnota 0.9,
 - *trnopt* (5): míra zvýšení velikosti kroku, nastavená hodnota 1.1.

Proces trénování neuronové sítě se zastaví ve chvíli, kdy se dosáhne určitého počtu iterací nebo míry tolerance trénování sítě.

- *dispopt*: umožňuje zobrazit nastavení během trénování sítě, hodnota 1 zobrazuje funkce *dispopt*, hodnota 0 ukryje informace:
 - *dispopt* (1): všeobecné informace ANFISu,
 - *dispopt* (2): chyby,
 - *dispopt* (3): velikost kroku každého aktualizovaného parametru,
 - *dispopt* (4): konečný výsledek.

Standardně jsou všechny možnosti *dispoptu* nastaveny na hodnotu 1.

- *chkdata*: kontrola dat pro zabránění přeučení - přetrénování sítě, ke kterému dochází, pokud generovaný fuzzy inferenční systém sice velmi dobře popisuje trénovací údaje, ale jeho odezva na nové pojmy je špatná:
 - *chkdata* má strukturu jako funkce *trndata*, přeučení je zjištěitelné, pokud kontrolní chyba začíná stoupat, zatímco trénovací tolerance stále klesá,
- *optmethod*: vybírá optimalizační metody používané během trénování sítě:

- volba 1 používá předvolenou hybridní metodu, což je kombinace metody nejmenších čtverců a metody zpětného šíření,
- volba 0 používá jen metodu zpětného šíření chyb.

Možnosti nastavení *initfis*, iniciace fuzzy systému:

- *genfis1* generuje východiskový (počáteční) fuzzy inferenční systém (FIS) Sugenovského typu na trénování neuronové sítě použitím mřížkového rozkladu (bez shlukování) vstupních dat, nejjednodušší příkaz na jeho použití je *initfis = genfis1 (data)*:
 - *data* má strukturu i funkci jako *trndata*,
 - standardně *genfis1* používá dvě funkce příslušnosti typu *gbellmf* na každý vstup,
 - každé pravidlo generované s *genfis1* má jednu výstupní funkci příslušnosti, která je typu *linear*, pro změnu předdefinované volby typu a počtu funkcí příslušnosti se použije příkaz ve formě:

$$fis = genfis1 (data, nummfs, inputmf, outputmf)$$

pro který je specifikováno:

- *nummfs*: počet funkcí příslušnosti každého vstupu v rozmezí (2 až 9),
- *inputmf*: typ funkcí příslušnosti každého vstupu u (*trimf*, *trapmf*, *gbellmf*, *gaussmf*, *gauss2mf*, *dsigmf*, *psigmf*, *pimf*),
- *outputmf*: typ výstupní funkce příslušnosti *linear* nebo *cocstant*.
- *genfis2* generuje fuzzy interferenční systém (FIS) Sugenovského typu použitím metody subtraktivního shlukování vstupních údajů pomocí funkce *subclust* za předpokladu počtu funkcí příslušnosti a určení pravidel. Příkaz pro použití *genfis2* v Matlabu má tvar:

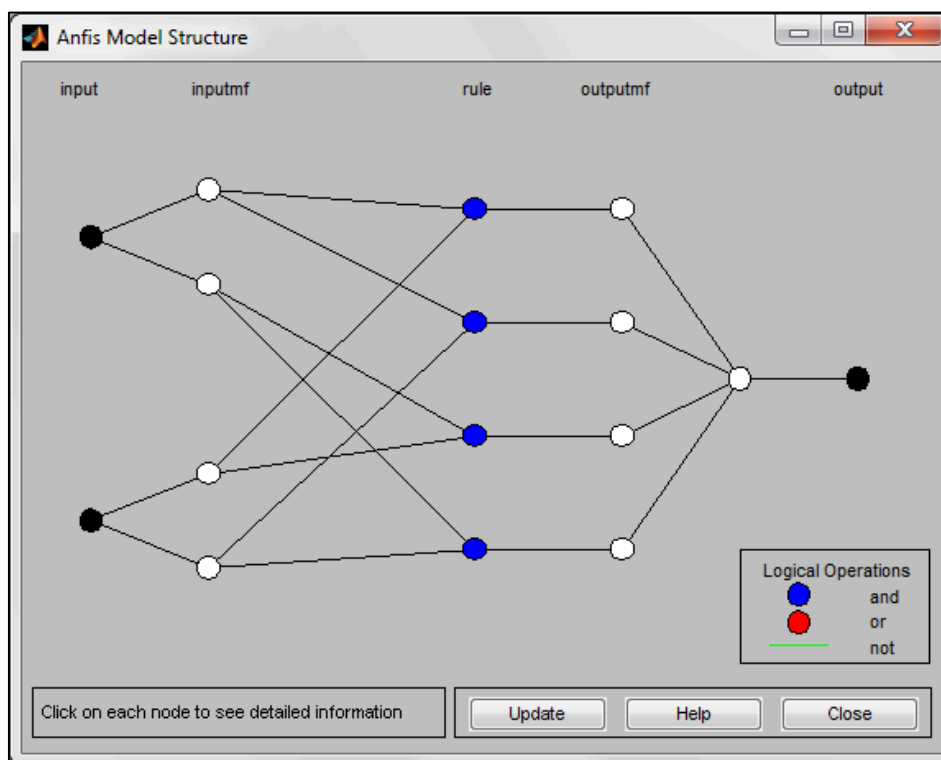
$$initfis = genfis1 (xin, xout, radii),$$

a vytváří fuzzy inferenční systém Sugenovho typu z daných vstupních údajů *xin* a výstupních údajů *xout*. Matice *xin* a *xout* mají po jednom sloupci pro FIS vstup a výstup. Funkce *radii* specifikuje hranice dosahu vlivu centra shluku pro vstup a výstup za předpokladu úbytku údajů v mezích (0.1). Specifikování malého okruhu shluku bude logicky poskytovat více malých shluků údajů i více pravidel. Pokud bude *radii* skalární veličina, bude aplikovatelná na všechny vstupní i výstupní dimenze, pokud bude *radii* vektor, každý člen bude mít patřičný vstup a výstup.

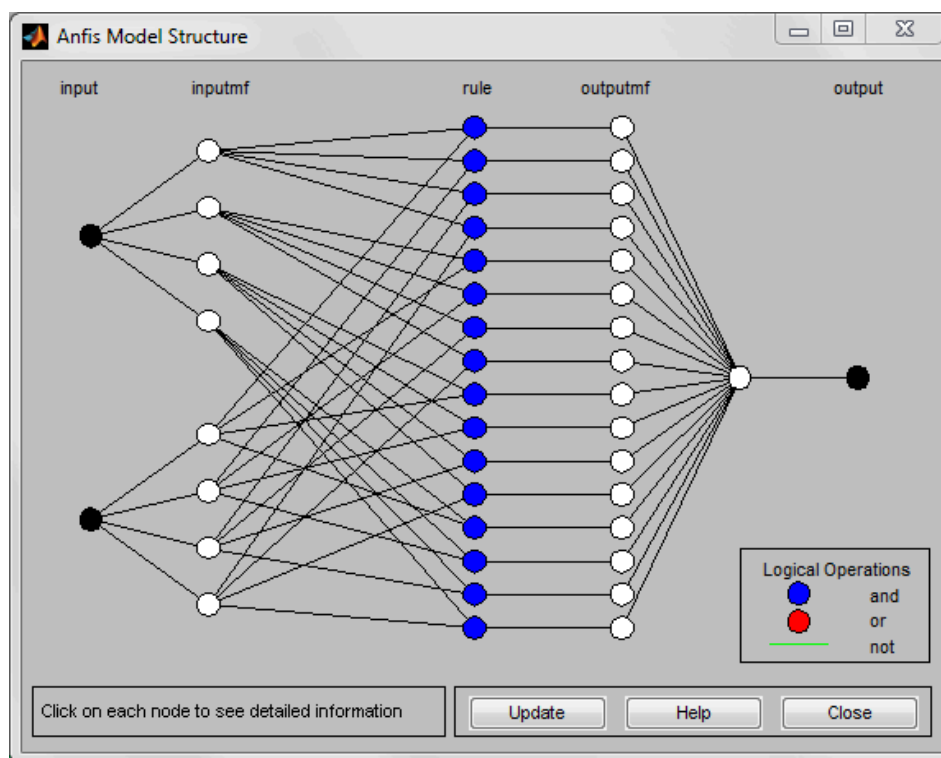
Operace *subclust* na hledání optimálních bodů dat na určení center shluků je založeno na zkoumání hustoty okolních dat. Všechna ostatní data, která nejsou centrem shluků uvnitř rozpětí *radii* budou použita na příkaz určování následujícího shluku dat a jeho centra. Tento proces je opakován do doby, než každý údaj bude uvnitř rozpětí *radii* centra některého shluku.

Příloha E

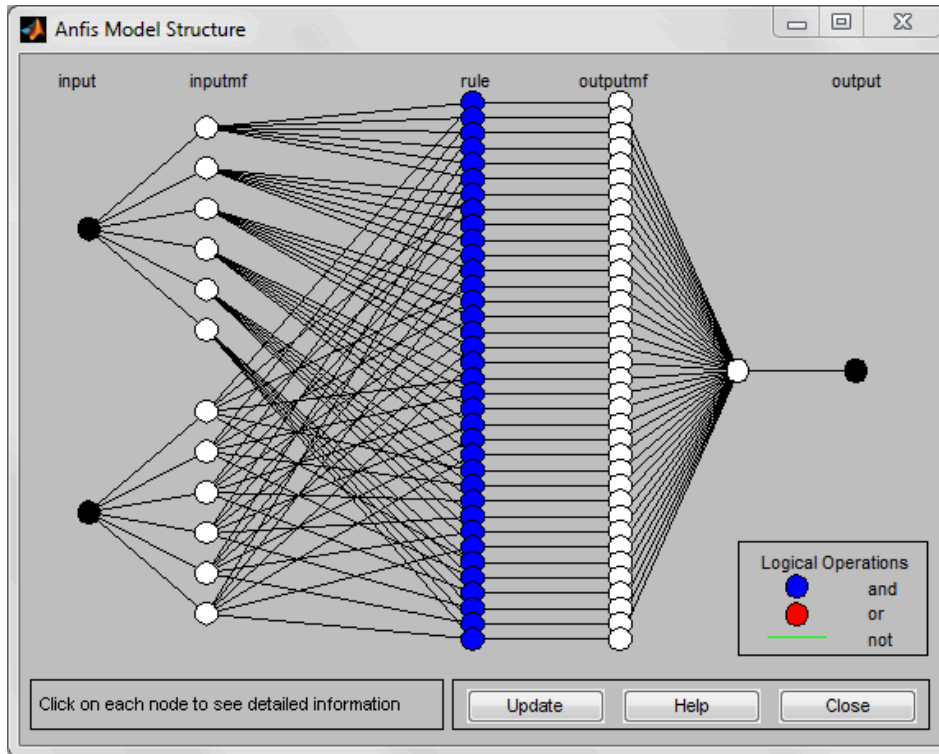
Použité struktury (sítě) ANFIS



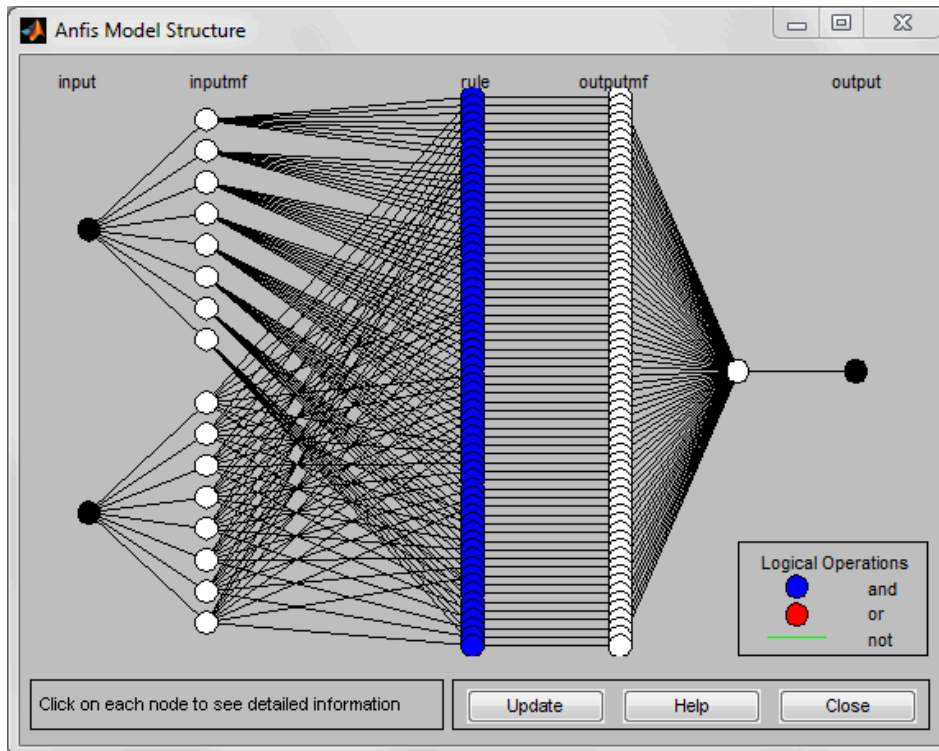
Obr. 135: Struktura ANFIS 1.



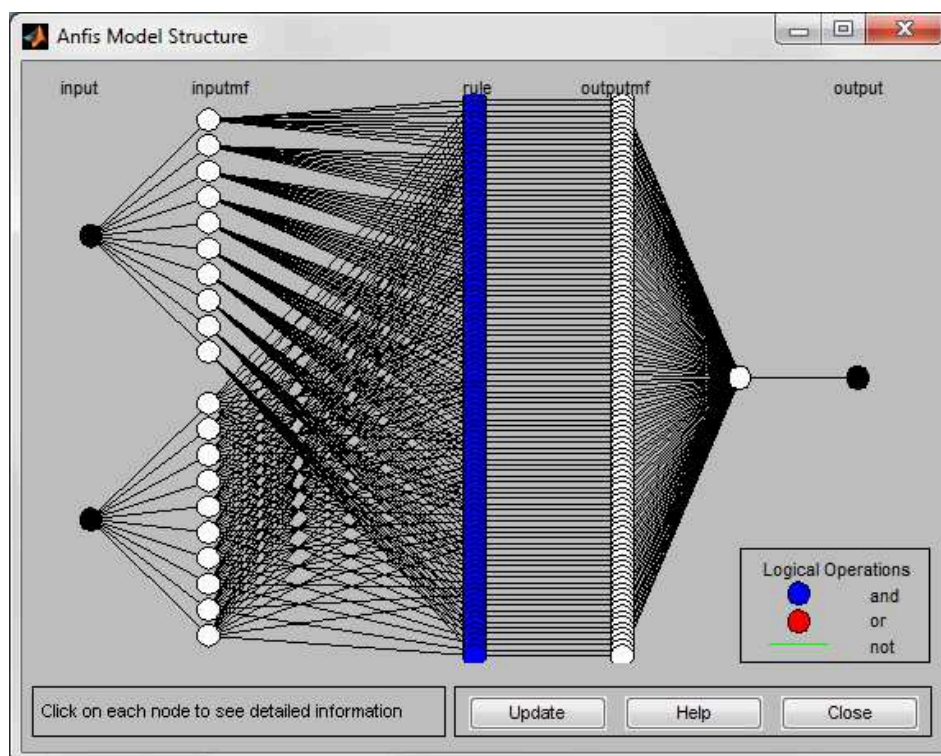
Obr. 136: Struktura ANFIS 2.



Obr. 137: Struktura ANFIS 3.



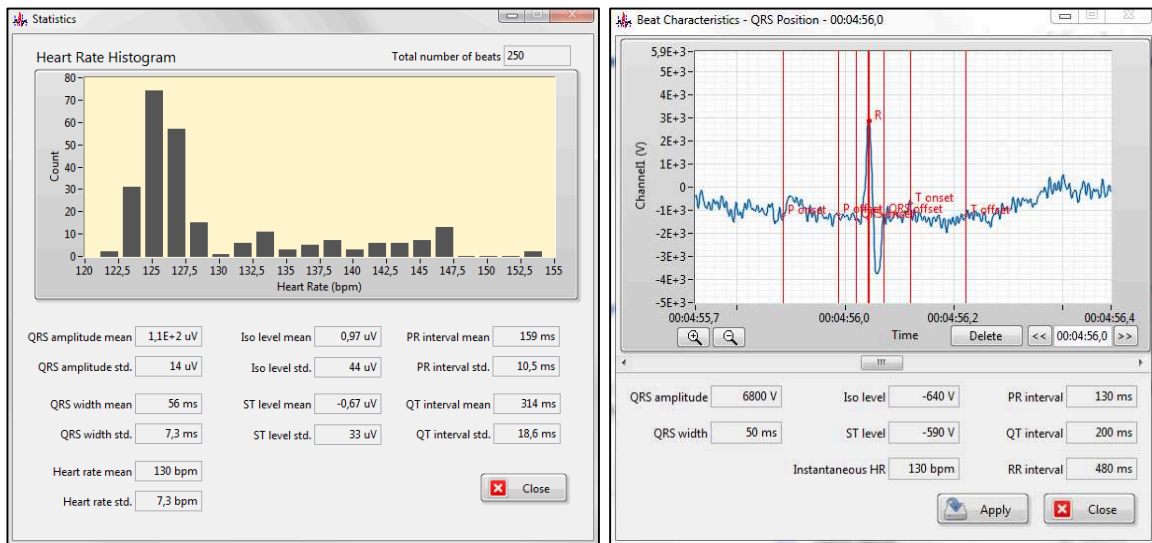
Obr. 138: Struktura ANFIS 4.



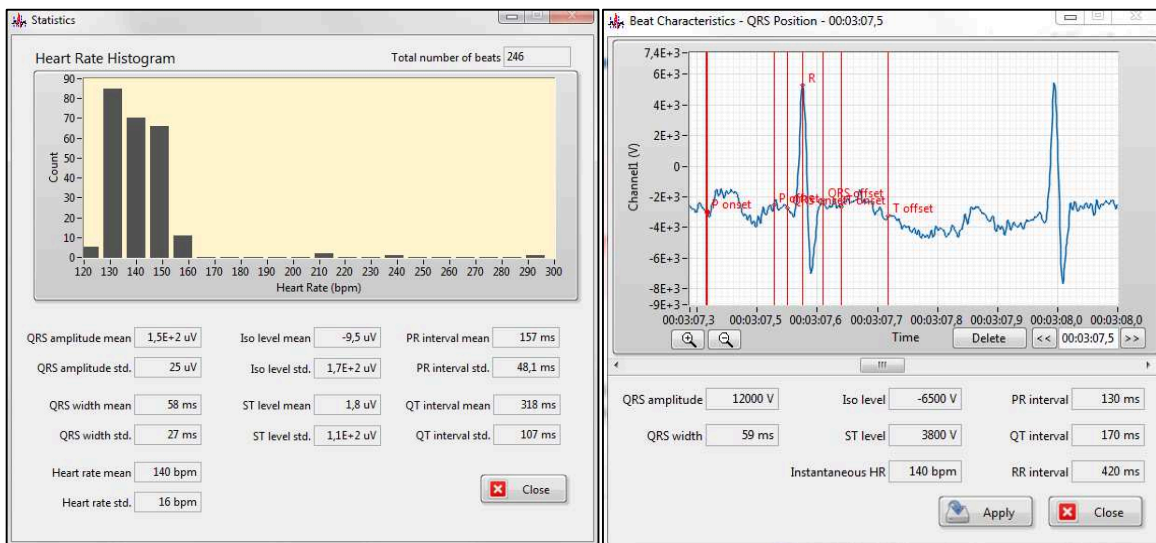
Obr. 139: Struktura ANFIS 5.

Příloha F

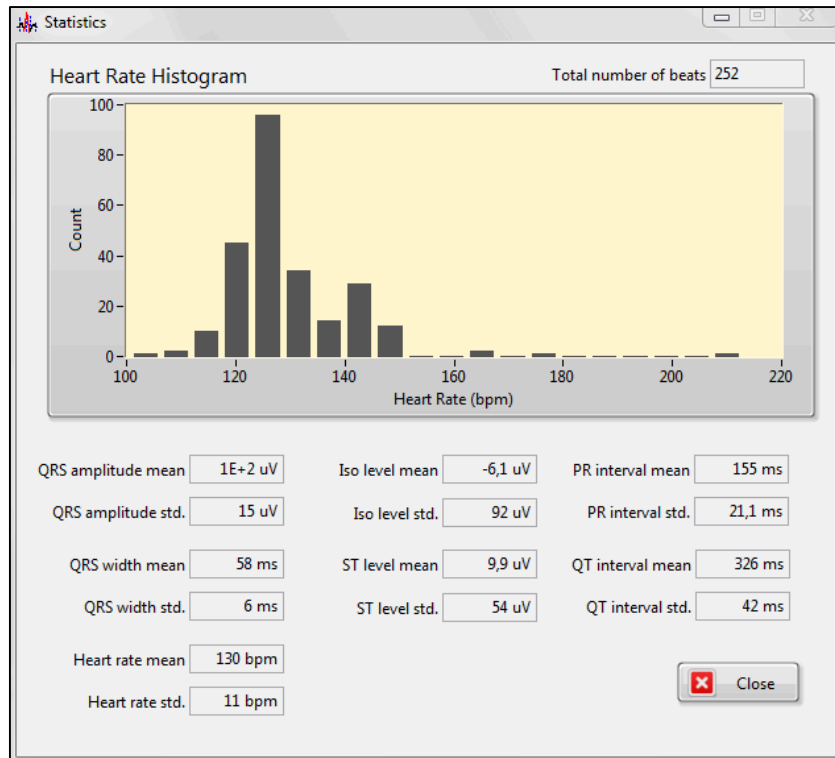
Analýza reálných fEKG zpracovaných pomocí ANFIS3



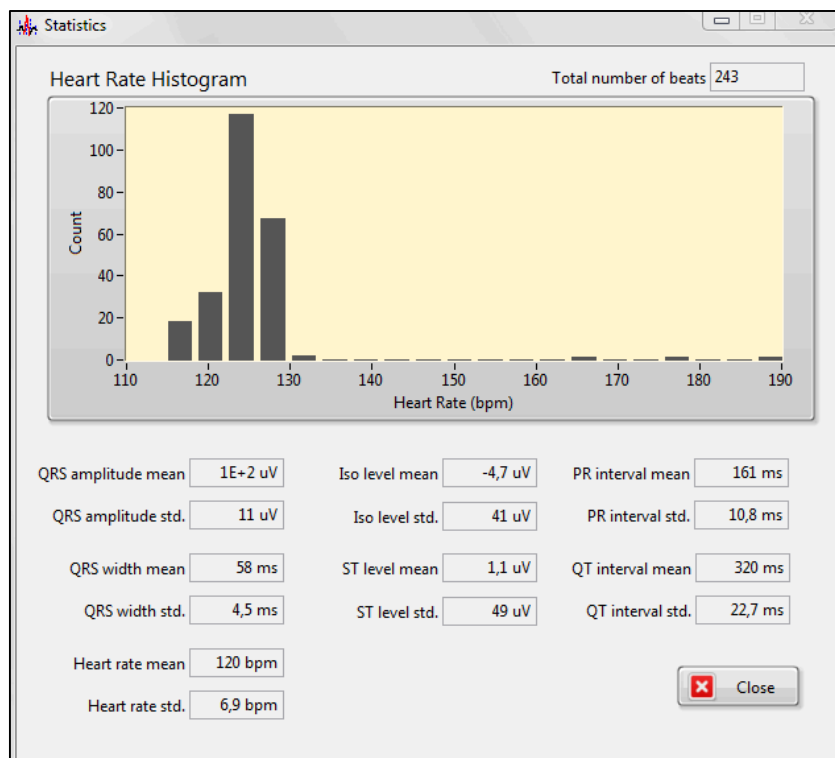
Obr. 140: Analýza reálného záznamu fEKG_real09.



Obr. 141: Analýza reálného záznamu fEKG_real17.



Obr. 142: Analýza reálného záznamu fEKG_real38.



Obr. 143: Analýza reálného záznamu fEKG_real42.

Příloha G

Data pro stanovení závislosti výstupního SNR na vstupním SNR pro jednotlivé struktury ANFIS

V rámci prováděných experimentů, byly voleny různé hodnoty vstupního SNR a sledovány hodnoty výstupního SNR pro různé struktury ANFIS. Experimenty byly realizovány na 3 min záznamech fEKG a mEKG vygenerovaných pomocí navrženého softwarové generátoru, který umožňoval měnit hodnotu vstupního SNR, resp. míru kontaminace fEKG rušivým mEKG .

Tab. 26: Výsledky experimentů pro stanovení závislosti výstupního SNR na vstupním SNR.

Vstupní SNR [dB]	Výstupní SNR [dB]				
	ANFIS1	ANFIS2	ANFIS 3	ANFIS4	ANFIS5
-39,29	-15,56	-9,48	-3,51	-2,37	-2,45
-37,12	-15,5	-9,43	-3,47	-2,34	-2,42
-35,65	-15,43	-9,37	-3,44	-2,32	-2,39
-33,92	-15,32	-9,27	-3,38	-2,27	-2,35
-32,21	-15,16	-9,14	-3,3	-2,21	-2,29
-29,13	-14,69	-8,74	-3,06	-2,04	-2,11
-27,11	-14,21	-8,33	-2,82	-1,86	-1,94
-25,53	-13,7	-7,9	-2,58	-1,69	-1,76
-23,56	-12,89	-7,22	-2,22	-1,44	-1,51
-21,84	-12,02	-6,51	-1,88	-1,2	-1,27
-19,7	-10,73	-5,48	-1,43	-0,91	-0,97
-17,56	-9,26	-4,39	-1,02	-0,64	-0,69
-15,85	-8,01	-3,53	-0,74	-0,46	-0,51
-13,96	-6,61	-2,66	-0,5	-0,31	-0,35
-11,78	-5,04	-1,8	-0,3	-0,18	-0,21
-10,08	-3,9	-1,27	-0,19	-0,11	-0,14
-8,1	-2,72	-0,8	-0,1	-0,06	-0,08
-6,97	-2,13	-0,59	-0,07	-0,04	-0,06
-4,38	-1,05	-0,26	-0,02	-0,0084	-0,02
-2,95	-0,61	-0,14	-0,0046	0,0035	-0,0062
-0,44	-0,06	-0,0084	0,0074	0,0155	0,013

Příloha H

Data pro stanovení závislosti RMSE na vstupním SNR pro jednotlivé struktury ANFIS

Tab. 27: Výsledky experimentů pro stanovení závislosti RMSE na vstupním SNR.

Vstupní SNR [dB]	RMSE [-]				
	ANFIS 1	ANFIS2	ANFIS	ANFIS4	ANFIS5
-39,29	0,2884	0,1419	0,0582	0,044	0,044
-37,12	0,2863	0,1409	0,0578	0,0463	0,0437
-35,65	0,2842	0,1399	0,0573	0,0433	0,0434
-33,92	0,2808	0,1382	0,0556	0,0428	0,0429
-32,21	0,276	0,1358	0,0557	0,0421	0,0422
-29,13	0,2622	0,129	0,0529	0,04	0,0401
-27,11	0,2484	0,1222	0,0501	0,0379	0,038
-25,53	0,2346	0,1155	0,0473	0,0358	0,0359
-23,56	0,2139	0,1053	0,0432	0,0327	0,0328
-21,84	0,1932	0,0951	0,039	0,0296	0,0296
-19,7	0,1656	0,0815	0,0335	0,0254	0,0255
-17,56	0,138	0,068	0,0279	0,0213	0,0214
-15,85	0,1173	0,0578	0,0238	0,0182	0,0183
-13,96	0,0966	0,0476	0,0197	0,0152	0,0152
-11,78	0,0759	0,0374	0,0155	0,0121	0,0122
-10,08	0,0621	0,0307	0,0128	0,0102	0,012
-8,1	0,0483	0,0239	0,0101	0,0083	0,0083
-6,97	0,0414	0,0205	0,0088	0,0074	0,0074
-4,38	0,0277	0,0138	0,0062	0,0058	0,0058
-2,95	0,0208	0,0105	0,005	0,0051	0,0051
-0,44	0,0071	0,0043	0,0032	0,0041	0,0042



INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

Poděkování

Tato práce byla vypracována s podporou projektu Rozvoj lidských zdrojů ve výzkumu a vývoji moderních soft computingových metod a jejich praktického využití, reg. č. CZ.1.07/2.3.00/20.0072 podpořeného Operačním programem Vzdelávání pro konkurenceschopnost, financovaného ze strukturálních fondů EU a státního rozpočtu ČR.