

# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ  
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ ZKRESLENÍ SIGNÁLU EKG

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. PAVEL POŽÁR

BRNO 2012



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **MĚŘENÍ ZKRESLENÍ SIGNÁLU EKG**

ECG SIGNAL DISTORTION MEASURES

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. PAVEL POŽÁR**

**VEDOUcí PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.**

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
**Biomedicínské a ekologické inženýrství**

**Student:** Bc. Pavel Požár

**ID:** 106733

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2011/2012

**NÁZEV TÉMATU:**

## Měření zkreslení signálu EKG

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody hodnocení poškození signálu EKG. Zaměřte se jak na lokální, tak na globální metody výpočtu chyby. 2) Nastudujte, popište a realizujte metodu WWPRD (Wavelet Weighted Percentage Root Mean Square Difference). 3) Metodu otestujte na uměle zkreslených signálech EKG z databáze CSE. 4) Navrhněte a realizujte vlastní metodu hodnocení poškození signálu EKG, která by vycházela ze známých pozic významných bodů získaných rozměřovacím algoritmem. 5) Navrženou metodu otestujte na uměle zkreslených signálech EKG z databáze CSE. 6) Realizované metody srovnajte z hlediska možnosti chybné diagnózy vlivem poškození signálu EKG. Veškeré dosažené výsledky diskutujte.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] MANIKANDAN, M. S.; DANDAPAT, S. ECG Distortion Measures and their Effectiveness. 2008 First International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology. 2008, p. 705-710.  
[2] ZIGEL, Y., COHEN, A., KATZ, A. The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression. IEEE transactions on bio-medical engineering. 2000, vol. 47, no. 11, p. 1424-30.

**Termín zadání:** 6.2.2012

**Termín odevzdání:** 18.5.2012

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vítek, Ph.D.

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Diplomová práce se zabývá elektrokardiogramem a jeho zkreslením, které způsobuje chyby, díky kterým lékař může stanovit špatnou diagnózu. V teoretické části práce je stručně popsán elektrokardiogram, teorie o vlnkové transformaci, dále seznámení se s kompresí signálů a informace o rozměřování signálu EKG. V hlavní teoretické části jsou popsány metody, které slouží pro zhodnocení signálu a tím určení velikosti zkreslení. Obsahuje známé metody, ale také metodu vlastního návrhu založenou na rozměření EKG signálu. V praktické části práce jsou ověřeny některé popsané metody. Testovány jsou pro dva různé kompresní algoritmy, které způsobují různě velké zkreslení. V poslední části práce bylo zkreslení otestováno na vliv z hlediska stanovení špatné diagnózy.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

EKG signál, komprese, zkreslení, diskretní vlnková transformace, rozměřování signálu EKG, standardní databáze CSE

## **ABSTRACT**

This master's thesis deals with electrocardiogram and its distortion, which causes errors, due to which a doctor can make a wrong diagnosis. In the theoretical part electrocardiogram is briefly described, further theory of wavelet transform, introduction to the signal compression and some information about ECG delineation. Methods used for the signal evaluation and therefore determination of the distortion size are described in the main theoretical part. This thesis contains known methods and also a method of own design based on the ECG delineation. Some of the described methods are checked in the practical part. These methods are tested for two different compression algorithms, which cause various distortion. In the final part distortion was tested on the influence on setting the wrong diagnosis.

## **KEYWORDS**

ECG signal, compression, distortion, discrete wavelet transform, ECG delineation, standard CSE database

POŽÁR, Pavel *Způsoby měření zkreslení signálu EKG*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 60 s. Vedoucí práce byl Ing. Martin Vítek, Ph.D.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Způsoby měření zkreslení signálu EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsme nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení §11 a následujících autorského zákona č. 121/2000Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení §152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Brno .....

.....

(podpis autora)

# Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat zejména vedoucímu diplomové práce Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D. za jeho podporu a mnoho cenných rad při vedení diplomové práce. Dále bych rád poděkoval svým nejbližším za podporu při studiu. Poděkování patří také Ing. Janu Hruběši a doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za jejich užitečné informace ohledně řešení této práce.

# OBSAH

<b>Obsah</b>	<b>vii</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>viii</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>ix</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Stručný popis EKG</b>	<b>2</b>
<b>2 Úvod do vlnkové transformace</b>	<b>3</b>
2.1 Vlnková transformace pro spojitý signál . . . . .	3
2.2 Diskrétní vlnková transformace . . . . .	3
2.3 Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem . . . . .	4
2.4 Inverzní DTWT . . . . .	5
<b>3 Úvod do komprese</b>	<b>6</b>
3.1 Ztrátová komprese s DTWT . . . . .	6
3.1.1 Vlastní kompresor . . . . .	7
3.2 Algoritmus SPIHT . . . . .	11
<b>4 Rozměřování EKG</b>	<b>13</b>
4.1 Princip rozměřování . . . . .	13
<b>5 Validace</b>	<b>15</b>
5.1 Percentage root mean square difference - PRD . . . . .	15
5.2 Wavelet weighted PRD . . . . .	16
5.3 Výpočet chyb v jednotlivých bodech signálu . . . . .	17
5.4 Váňované diagnostické zřeslení . . . . .	18
5.5 Vlastní metoda . . . . .	19
5.5.1 Seznámení s problematikou . . . . .	19
5.5.2 Problematika rozměření . . . . .	21
5.5.3 Princip kontroly bodů . . . . .	22
5.5.4 Vlastní výpočet zřeslení . . . . .	23
5.5.5 Mapping . . . . .	24
5.5.6 Popis funkce pro mapping . . . . .	24

<b>6 Praktické ověření metod</b>	<b>25</b>
6.1 CSE Multilead databáze . . . . .	25
6.2 MIT-BIH Arrhythmia . . . . .	25
6.3 Testování hodnot pro kvantování koeficientů . . . . .	25
6.4 Testování hodnot pro SPIHT . . . . .	29
6.5 Testování na databázi MIT-BIH Arrhythmia . . . . .	34
6.6 Testování chyb pro různé avL . . . . .	35
6.7 Ukázka mappingu . . . . .	37
6.8 Závislosti rozměřených bodů a vln na avL . . . . .	41
<b>7 Diagnózy a vliv zkreslení na ně</b>	<b>48</b>
7.1 Kritéria pro hodnocení vybraného cyklu EKG . . . . .	48
7.2 Samotné testování vlivu zkreslení na diagnózu . . . . .	50
<b>8 Závěr</b>	<b>55</b>
<b>Literatura</b>	<b>56</b>
<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>58</b>
<b>Seznam obsahu CD</b>	<b>59</b>



# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Elektrokardiogram - EKG . . . . .	2
2.1	Jeden stupeň transformace . . . . .	4
2.2	Třístupňový rozklad . . . . .	4
2.3	Inverzní transformace . . . . .	5
3.1	Blokové schéma ztrátové komprese s DTWT . . . . .	7
3.2	Ukázka rozloženého signálu před kompresí . . . . .	8
3.3	Ukázka rozloženého signálu po kompresi . . . . .	9
3.4	Srovnání signálů před a po kompresi . . . . .	10
3.5	Blokové schéma metody SPIHT . . . . .	11
3.6	Stromová struktura . . . . .	11
4.1	Princip rozměření signálu EKG . . . . .	14
5.1	Některé amplitudy a trvání vln v elektrokardiogramu [20] [21] . . . . .	18
5.2	Zkreslení vlny P . . . . .	19
5.3	Zkreslení komplexu QRS . . . . .	20
5.4	Zkreslení vlny T . . . . .	20
5.5	Ukázka rozměření [18] . . . . .	22
6.1	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 1 - svod 1 . . . . .	26
6.2	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 1 - svod 2 . . . . .	27
6.3	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 1, svod 3 . . . . .	27
6.4	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 2, svod 1 . . . . .	28
6.5	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 2, svod 2 . . . . .	28
6.6	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro hladiny č. 2, svod 3 . . . . .	29
6.7	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=5bps, svod 1 . . . . .	30
6.8	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=5bps, svod 2 . . . . .	30
6.9	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=5bps, svod 3 . . . . .	31
6.10	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=2bps, svod 1 . . . . .	31
6.11	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=2bps, svod 2 . . . . .	32
6.12	Graf chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro SPIHT avL=2bps, svod 3 . . . . .	32
6.13	Ukázka komprese pomocí algoritmu SPIHT pro signál $MO1_050_03$ . . . . .	35
6.14	Ukázka komprese pomocí algoritmu SPIHT pro signál $MO1_001_03$ . . . . .	36
6.15	Graf závislosti chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ na hodnotě avL pro signál $MO1_050_03$ . . . . .	36
6.16	Graf závislosti chyb $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ na hodnotě avL pro signál $MO1_001_03$ . . . . .	37
6.17	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1] . . . . .	38
6.18	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1] . . . . .	38
6.19	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1] . . . . .	39

6.20	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1 . . .	39
6.21	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1 . . .	40
6.22	Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1 . . .	40
6.23	Začátky P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	41
6.24	Konce P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	42
6.25	Začátky QRS vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	42
6.26	Konce QRS vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	43
6.27	Konce T vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	43
6.28	Délky a extrémy P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	44
6.29	Délky a extrémy QRS komplexů pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . .	44
6.30	Délky a extrémy T vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3 . . . . .	45
6.31	Délky a extrémy P vln pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3 .	46
6.32	Délky a extrémy QRS komp. pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3 . . . . .	46
6.33	Délky a extrémy T vln pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3	47
7.1	Závislost trvání P vlny na avL, DTWT komprese . . . . .	52
7.2	Závislost trvání P vlny na avL, SPIHT komprese . . . . .	52
7.3	Závislost trvání komplexu QRS na avL, DTWT komprese . . . . .	53
7.4	Závislost trvání komplexu QRS na avL, SPIHT komprese . . . . .	53
7.5	Závislost sklonu osy QRS na avL, DTWT komprese . . . . .	54
7.6	Závislost sklonu osy QRS na avL, SPIHT komprese . . . . .	54

## SEZNAM TABULEK

5.1	Teoretické váhy pro výpočet $WWPRD_h$ [2] [3] . . . . .	16
5.2	Ukázka vektorů bodů začátků vln P . . . . .	21
6.1	Srovnání hodnot $PRD$ , $WWPRD$ a $WWPRD_h$ pro trojici svodů . .	33
6.2	Hodnoty chyb pro signály bez ss složky pro cílové hodnoty 5%, 10% a 20% . . . . .	34
6.3	Hodnoty chyb pro signály s ss složky pro cílové hodnoty 5%, 10% a 20% . . . . .	34

# ÚVOD

Tato diplomová práce se zabývá elektrokardiogramem, který je určitým způsobem zkreslen, tzn. neodpovídá zcela originálnímu signálu.

V první kapitole nalezneme stručný úvod o elektrokardiogramu, se kterým se zde pracuje. Druhá kapitola popisuje vlnkovou transformaci, která je základem většiny výpočtů, je zde popsána jak spojitá, tak i diskrétní, kterou používáme pro naši aplikaci.

Metody komprese, které jsou použity pro umělé zkreslení signálů, jsou popsány ve třetí kapitole. Jedná se o dvě různé komprese, kde je vidět odlišná účinnost komprese a tím i výsledné zkreslení signálu.

Ve čtvrté kapitole nalezneme seznámení se z rozměrováním EKG signálů. Rozměrování hraje důležitou roli ve vlastní navržené metodě pro výpočet zkreslení.

Pátá kapitola Validace je hlavní část práce, kde jsou rozebrány různé metody výpočtu zkreslení signálu EKG. Popsány jsou jak metody globální, počítající chybu v celém signálu, tak i lokální, které počítají chybu v určitém úseku signálu. Tato kapitola obsahuje pouze teoretický popis metod, v další kapitole jsou některé vybrané metody ověřeny prakticky.

Praktické ověření metod je popsána v kapitole číslo šest. Jedná se o metody PRD, WWPRD a vlastní metodu. Všechny tyto metody jsou testovány pro různé zkreslení pomocí ztrátové DTWT a SPIHT algoritmu.

V sedmé kapitole je popsáno hodnocení EKG za účelem diagnózy. Je zde popsán způsob vyhodnocení a stanovení výsledné diagnózy pomocí různých kritérií, které jsou určeny parametry naměřené ze signálu.

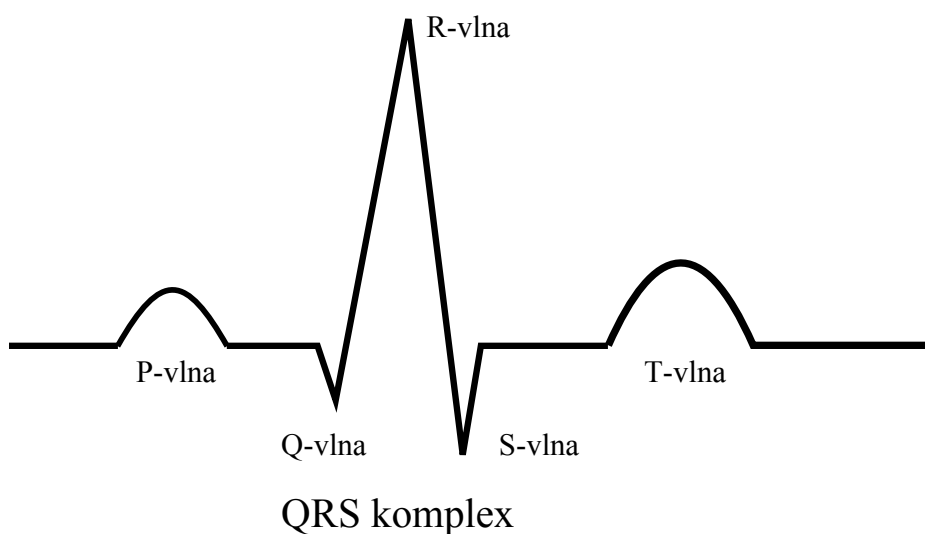
Některá kritéria jsou otestována za účelem zjištění vlivu zkreslení na výsledek diagnózy. Tím se může přibližně stanovit jaký kompresní poměr je vhodné používat a neobávat se špatného výsledku.

V závěru práce jsou shrnuty cíle práce a jejich splnění, dále zhodnocení dosažených výsledků.

# 1 STRUČNÝ POPIS EKG

Lidské srdce pracuje neustále během celého našeho života. Jeho činnost může být různě ovlivněna či poškozena. Proto se v lékařství používá pro kontrolu činnosti srdce měření jeho elektrické aktivity.

K tomu slouží přístroj zvaný elektrokardiograf, který zaznamená srdeční aktivitu do jednoho signálu zvaného EKG (elektrokardiogram). Srdce pracuje v určitých fázích, kdy jsou komory a síně plněny krví či je krev z komor a síní vypuzována do tepen. Tyto fáze lze vidět na samotném elektrokardiogramu.



Obr. 1.1: Elektrokardiogram - EKG

Samotné vlny v elektrokardiogramu viz. 1.1 zobrazují funkce srdce. Vlna P zobrazuje aktivaci síní. V úseku PQ dochází k předvodu aktivace síní na komory. Samotná aktivace komor je vidět v QRS komplexu. Doba, po kterou jsou komory aktivovány je dán úsekem QT. Vlna T zobrazuje repolarizaci komor. Tato vlna začíná z důvodu kratšího akčního potenciálu a má pozitivní polaritu.

V současné době se používá měření pomocí 12 elektrod (svodů). Svody se dělí na bipolární, unipolární a hrudní.

- bipolární - I, II, III(Einthovenovy)
- unipolární - aVR, aVL, aVF(Goldberovy)
- hrudní - V1-6

Elektrody jsou přiloženy na pacienta a zaznamenán elektrokardiogram, podle kterého doktor posuzuje diagnózu. Zaznamenaný signál může být různě zkreslen a toto zkreslení je potřeba posuzovat viz kapitola 5. [8]

## 2 ÚVOD DO VLNKOVÉ TRANSFORMACE

Vlnková transformace (WT - wavelet transform) umožňuje získat o signálu časově-frekvenční informace. Její mechanismus spočívá v jednoduché vlnce, která má svoji energii soustředěnou v malém časovém intervalu.

Každá WT má svoji básovou funkci, která řídí celou transformaci.

$$\psi_{\lambda, \vartheta} = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \psi \left( \frac{t - \vartheta}{\lambda} \right) \quad (2.1)$$

$$WT\{f(t), \lambda, \vartheta\} = \left\langle f(t), \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \psi \left( \frac{t - \vartheta}{\lambda} \right) \right\rangle \quad (2.2)$$

kde  $\psi(t)$  je mateřská vlnka,  $\lambda$  dilatace, která určuje roztažení a stlačení mateřské vlnky,  $\vartheta$  určuje posunutí vlnky v čase.

Mateřská vlnka musí splňovat dvě podmínky. Její střední hodnota musí být nulová a samotná vlnka musí být nenulová pouze na konečném časovém intervalu. [12] [13]

### 2.1 Vlnková transformace pro spojitý signál

Spojitá WT lze definovat jako signál, který je korelovaný s básovými funkcemi.

$$y(\lambda, \vartheta) = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* \left( \frac{t - \vartheta}{\lambda} \right) dt \quad (2.3)$$

Parametr dilatace  $\lambda$  slouží jako časové měřítko transformace, kde při  $\lambda > 1$  roztahuje mateřskou vlnku  $\lambda$ -krát, naopak  $\lambda < 1$  vlnku smršťuje. Parametrem  $\vartheta$  lze vlnky rozprostřít po celém časovém intervalu signálu. [12] [13]

### 2.2 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnková transformace (DWT - discrete wavelet transform) je odvozená z vlnkové transformace pro diskrétní vlnky. V našem případě se jedná o dyadickou DWT, kde platí  $\lambda = 2^m$ ,  $\vartheta = 2^m kT$ ,  $m > 0$

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi^* (2^{-m}t - kT) dt \quad (2.4)$$

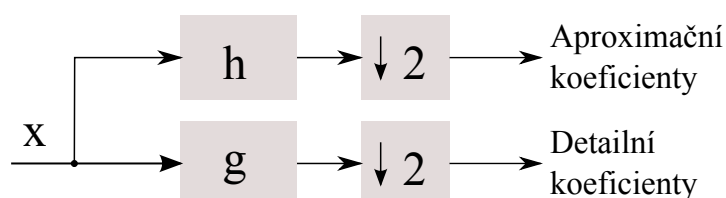
kde,  $m$  definuje kmitočtové měřítko a  $k$  definuje časové měřítko, konstanta  $T$  definuje hustotu, kterou jsou navzorkovány koeficienty na časové ose pro jednotlivé úrovně kmitočtů určené  $m$ . [12] [13]

## 2.3 Dyadická vlnková transformace s diskretním časem

Dyadická WT s diskretním časem (DTWT) je definovaná jako konvoluce signálu  $x$  s impulzními odezvami filtrů.

Při prvním stupni rozkladu se nechají jednotlivé vzorky signálu projít dolní rozkladovou propustí s impulzní charakteristikou  $h$  a současně horní rozkladovou propustí s impulzní charakteristikou  $g$  jak je vidět na obrázku 2.1. [12] [13]

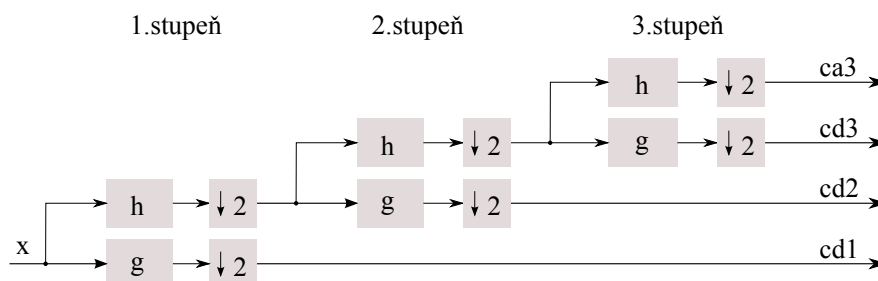
Výstupní signál z horní propusti udává detailní koeficienty a výstupní signál z dolní propusti naopak aproximáční, tedy přibližné. Tyto dva filtry jsou komplementární, tedy zrcadlově souměrné, nazývané zrcadlové filtry.



Obr. 2.1: Jeden stupeň transformace

Pro naši aplikaci budeme používat rozkladu do 2 a více stupňů. Toto zajišťují banky filtrů horních a dolních propustí. Po každém průchodu signálu filtry jsou tyto výstupy decimovány faktorem 2, tzn. je vynechán každý druhý vzorek.

Výstup dolních propustí s aproximačními koeficienty jsou použity jako vstupy do dalšího stupně rozkladu. Poslední výstup dolní propusti se nazývá zbytkové pásmo, ve schématu níže označeno  $ca3$ . Ostatní dílčí subsignály jsou značeny  $cd1 - cd3$ . Jejich počet vzorků klesá každým stupněm. Subsignál posledního stupně  $cd3$  má stejnou délku jako zbytkový signál  $ca3$ . Celkové blokové schéma se třema stupni rozkladu viz obrázek 2.2 [12] [13]



Obr. 2.2: Třístupňový rozklad

## 2.4 Inverzní DTWT

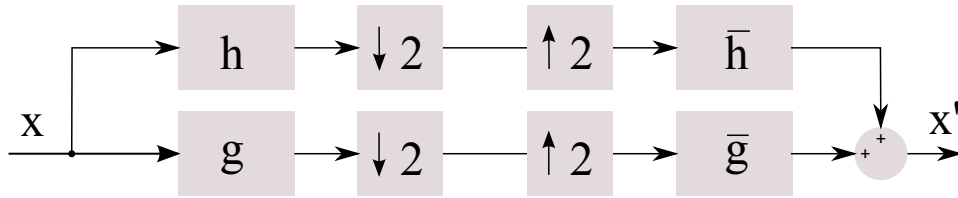
Rozložený signál pomocí transformace můžeme zpětně složit zpátky, abychom získali původní signál před rozložením. Tento proces se nazývá rekonstrukce signálu. K tomu je potřeba mít další sadu filtrů, rekonstrukční filtry  $\bar{h}$  a  $\bar{g}$ .

Rekonstrukční i rozkladové filtry musí splňovat podmínky, díky kterým po rekonstrukci získáme stejný signál avšak s časovým zpožděním. Toto zpoždění je potřeba uvažovat při zpětné transformaci pro každý stupeň transformace, který zahrnuje filtr a interpolační člen.

Hlavní podmínky jsou dány vzorcem (2.5), kde je vidět souvislost mezi filtry  $\bar{h}(z)$  a  $g(-z)$ , tyto filtry jsou k sobě zrcadlovými. Zrcadlové filtry mají symetrické frekvenční charakteristiky kolem čtvrtiny vzorkovací frekvence  $f_{vz}/4$ .

K rozkladu a rekonstrukci jsou používány různé sady filtrů, který daný rozloží trochu odlišně. Proto se používají pro různé signály různé sady filtrů. V našem případě používáme sadu bioortogonálních filtrů *bior4.4*. [12] [13]

$$\begin{aligned}\bar{h}(z) &= g(-z) \\ \bar{g}(z) &= -h(-z)\end{aligned}\tag{2.5}$$



Obr. 2.3: Inverzní transformace



### 3 ÚVOD DO KOMPRESSE

Signály či data se komprimují z důvodu úspory místa a zrychlení přenosu dat, menší objem se přeneše za kratší časový úsek. Kompresse dělíme na dvě hlavní skupiny, bezztrátová a ztrátová komprese dat.

V našem případě se zabýváme kompresí ztrátovou, kdy dojde k nenávratnému odstranění části dat. Data musí být komprimována takovou mírou, aby měly ještě použitelnou hodnotu. Kompresse se hodnotí pomocí dvou způsobů, kompresní poměr  $CR$  (z anglického compress ratio) a průměrná délka slova  $avL$ .  $CR$  udává poměr objemu originálních dat ku objemu komprimovaných dat viz (3.1).  $avL$  vyjadřuje počet bitů komprimovaného signálu na jeden vzorek originálního signálu viz (3.2).

$$CR = \frac{d_o}{d_c} \quad [-] \quad (3.1)$$

kde,  $d_o$  určuje objem dat originálního signálu,  $d_c$  určuje objem dat rekonstruovaného signálu. [5] [11] [13]

$$avL = \frac{d_c}{l} \quad [bps] \quad (3.2)$$

kde,  $d_c$  určuje objem dat rekonstruovaného signálu,  $l$  určuje počet vzorků vstupního signálu, jednotka bps (bit per sample), počet bitů na vzorek. [11] [13]

#### 3.1 Ztrátová komprese s DTWT

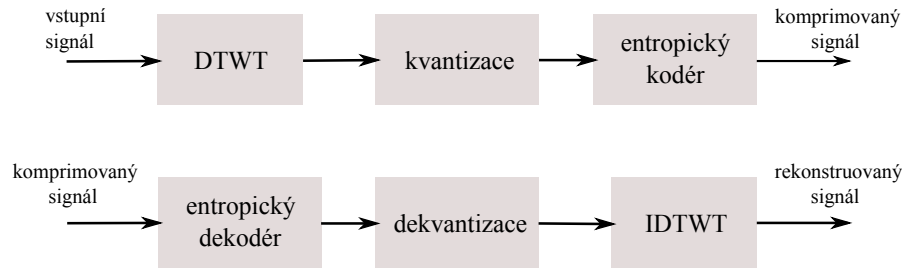
U této komprese se originální signál rozloží pomocí DTWT do požadovaného počtu pásem. Při použití různých rozkladových a rekonstrukčních filtrů dostaneme různé výsledky komprese, proto je třeba dbát na správný výběr.

Po rozložení do jednotlivých pásem se jednotlivé koeficienty nakvantují. Pro každé pásmo se zvolí délku slova, ta udává počet bitů a tím počet kvantovacích hladin  $M = 2^N$ .

Pro nejvyšší pásmo rozkladu volíme menší délku slova než pro poslední, protože obsahuje nedůležitou část signálu, většinou pouze šum. V důležitějších pásmech kvantujeme s větší délkou slova.

V další fázi je signál pomocí entropického kódování zakódován. Výsledkem je komprimovaný signál, který můžeme dále používat.

Při rekonstrukci signál prochází stejnými částmi jako při kompresi jenom s tím rozdílem, že fungují inverzně viz 3.1. Po rekonstrukci nám vzniká určitá chyba, kterou se zabývá kapitola Validace viz 5. [5] [13] [17]



Obr. 3.1: Blokové schéma ztrátové komprese s DTWT

### 3.1.1 Vlastní kompresor

K testování zkreslení signálů EKG bylo třeba vytvořit si vlastní komprimační program, který signály komprimoval odlišnými poměry. Tím docházelo k různým zkreslením signálů.

Kompresor je vytvořen jako ztrátová komprese s DTWT popsaná výše. [5] [13] [17] Program se skládá ze dvou funkcí *komprese* a *kvantovani*.

Hlavní funkce, kterou se volá komprese je funkce *komprese*. Funkce *vystup = komprese(sig, N, bit)* má tři vstupní proměnné a jednu výstupní strukturu. Proměnná *sig* obsahuje signál ke kompresi, *N* udává stupeň rozkladu DTWT a *bit* je vektor, který obsahuje počty bitů pro jednotlivá pásma.

Výstupní struktura *vystup = {komprim\_sig, CR, avl}* se skládá ze tří proměnných. V první *komprim\_sig* je uložen zkomprimovaný signál, *CR* obsahuje vypočtený kompresní poměr a *avl* vypočtenou průměrnou délku slova.

Podfunkce *kvantovani*, kterou obsahuje hlavní funkce se kvantují jednotlivé pásma po rozkladu DTWT. Funkce *pasmo\_kv = kvantovani(pasmo, bit)* má dvě vstupní a jednu výstupní proměnnou. Proměnná *pasmo* obsahuje pásmo po rozkladu DTWT, které se kvantuje počtem bitů udávající proměnná *bit*. Ve výstupní proměnné *pasmo\_kv* je uloženo nakvantované pásmo.

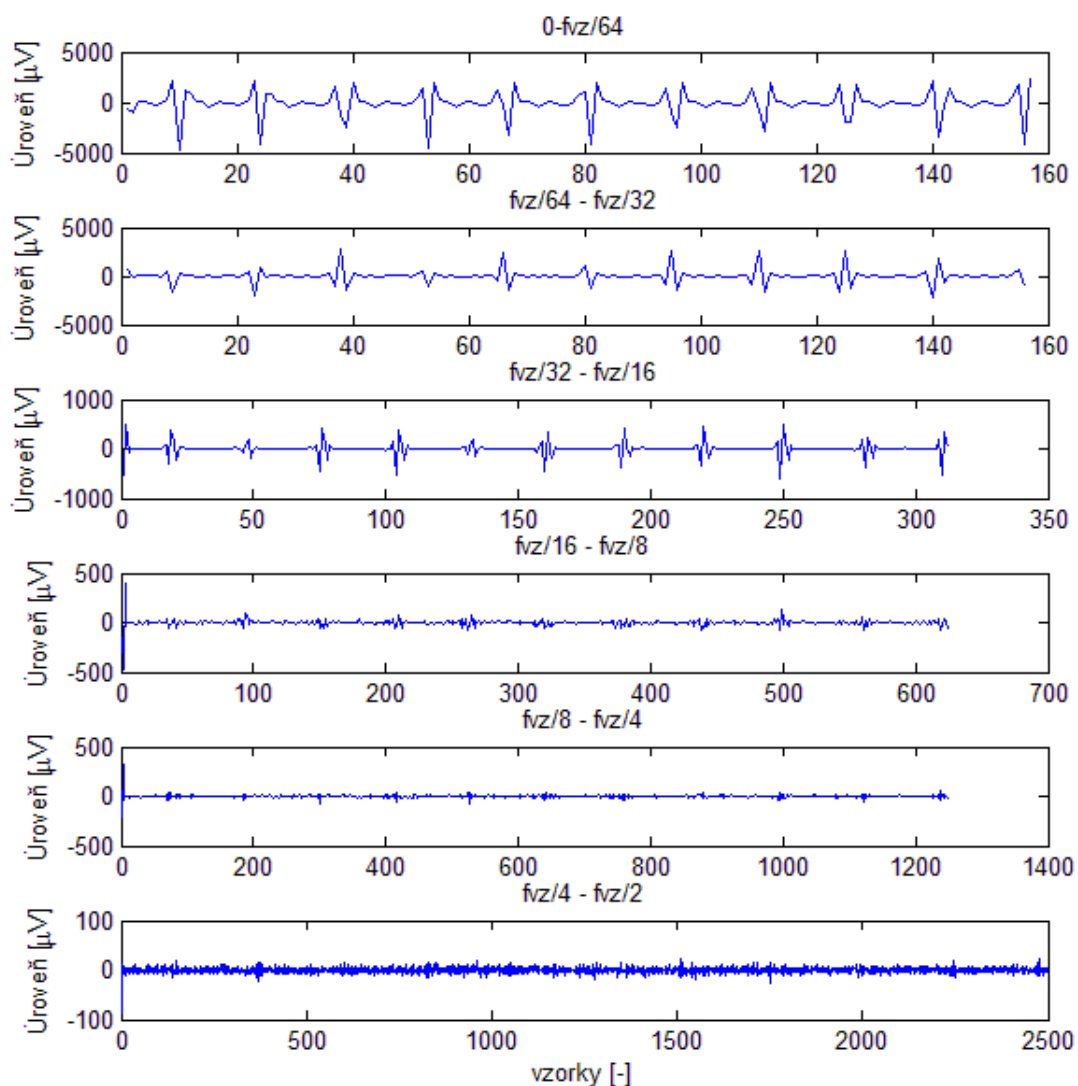
Funkce *komprese* odpovídá ze schématu 3.1 bloku DTWT a funkce *kvantovani* odpovídá bloku kvantizace.

Ve funkci *komprese* je signál rozložen pomocí DTWT, pro jednotlivá pásma je volána funkce *kvantovani* s daným kvantovacím bitem uloženým v *bit*. Uvnitř funkce *kvantovani* je vypočten počet kvantovacích hladin, ze kterých se dál vypočtou úrovně.

Na tyto úrovně jsou poté jednotlivé vzorky pásem kvantovány. V každém pásmu je také počítána pomocná proměnná, která slouží k výpočtu *CR* a *avl*

Po nakvantování všech pásem je signál složen zpátky pomocí zpětné DTWT, dále jsou vypočteny *CR* a *avl*. Vše je uloženo do výstupní struktury funkce.

Ukázka signálu rozloženého pomocí DTWT je vidět na obrázku 3.2.



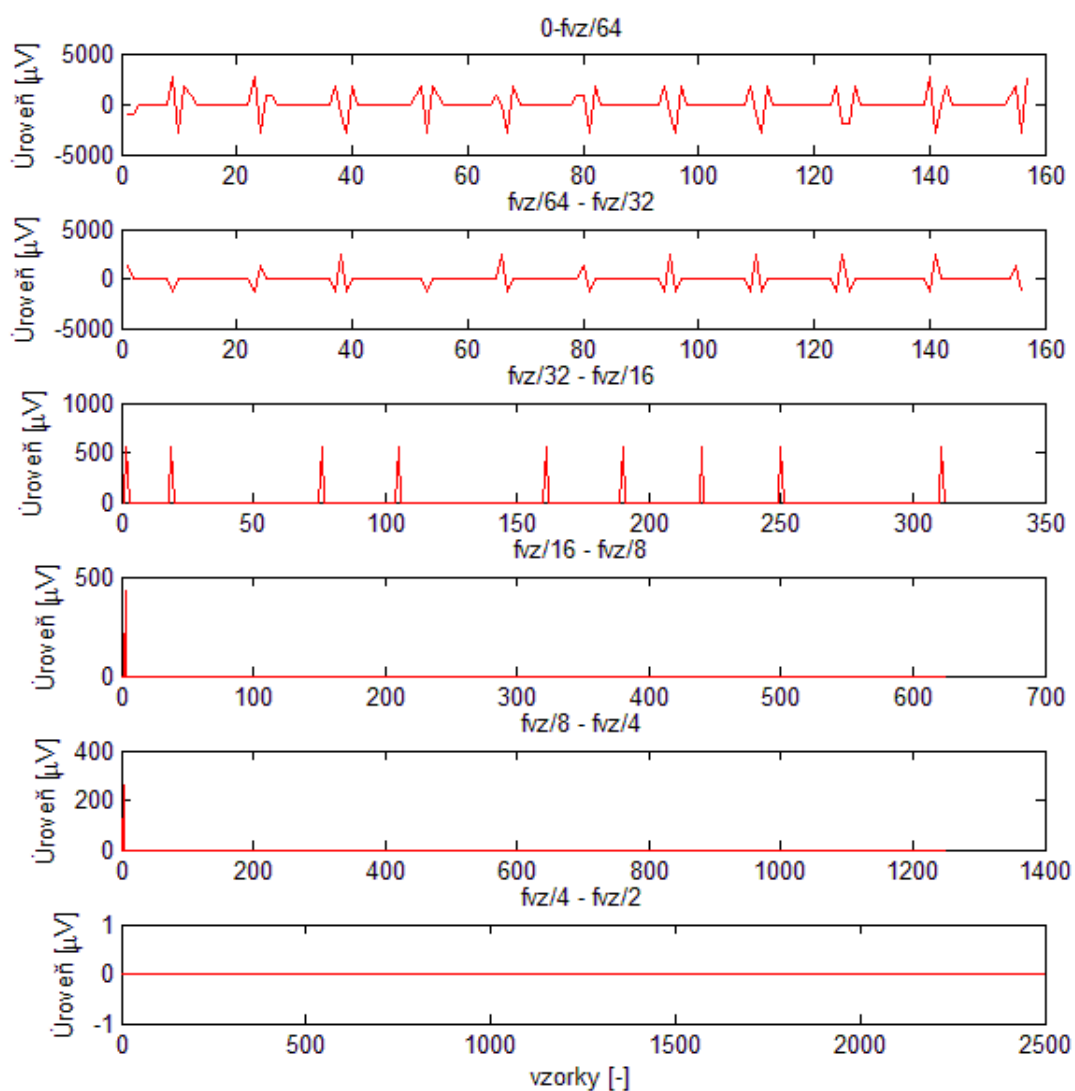
Obr. 3.2: Ukázka rozloženého signálu před kompresí

V prvním grafu je vidět zbytkové pásmo signálu. Nižší pásma ztrácejí svoji důležitost až v poslední grafu je vidět nejméně důležité pásmo.

Ve druhém obrázku 3.3 je vidět také rozložený signál, ale jeho jednotlivá pásma jsou nakvantovány podle  $bit = [3\ 2\ 1\ 1\ 1\ 1]$ . V jednotlivých pásmech je možno spatřit jak kvantování nejméně důležitého pásma jedním bitem způsobilo vynulování tohoto pásma. Toto však nemá znatelný vliv na výsledek komprese.

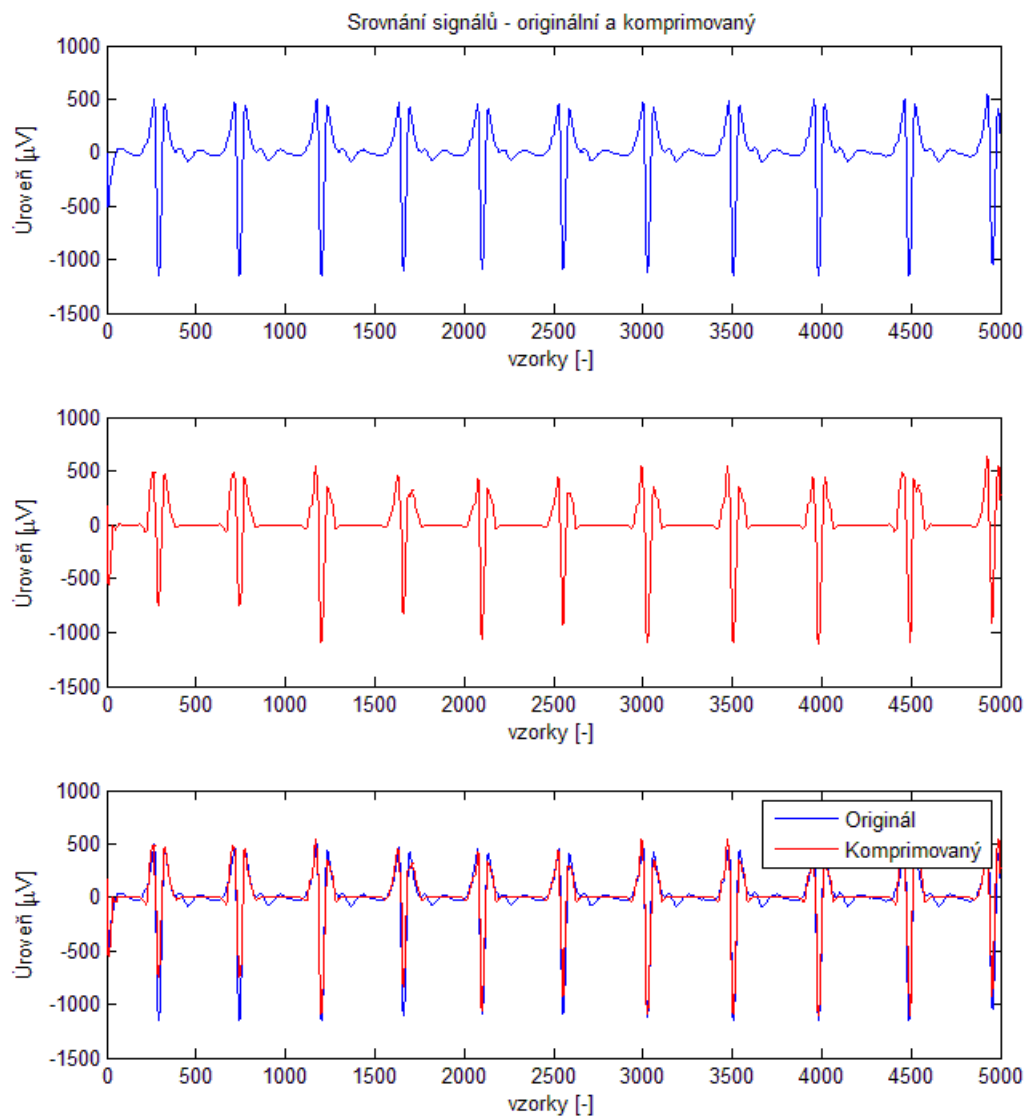
Například u pásma  $f_{vz}/32 - f_{vz}/16$  došlo k odříznutí špiček menší než nula a jelikož je pásmo poměrně důležité toto se projeví ve výsledné kompresi.

Velikost komprese proto záleží obzvláště na důležitějších pásmech a pásmu zbytkovém. Po složení signálu pomocí DTWT vznikne požadovaný komprimovaný signál. Na obrázku 3.4 je vidět signál původní(originální) a komprimovaný.



Obr. 3.3: Ukázka rozloženého signálu po kompresi

Ve třetím grafu je vidět porovnání obou signálů. Vliv komprese způsobuje hlavně ořezání špiček signálu (jejich zmenšení). Toto má významný vliv na určení diagnózy a tím zjištění patologického nálezu, například blokády či infarktů.

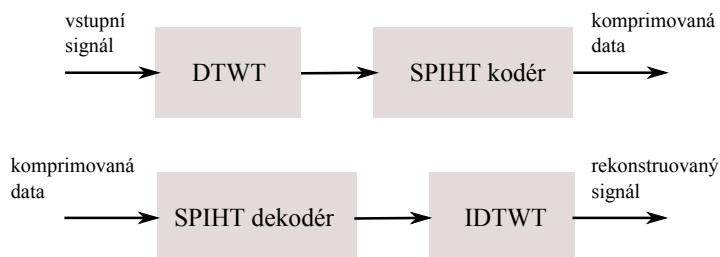


Obr. 3.4: Srovnání signálů před a po kompresi

## 3.2 Algoritmus SPIHT

Algoritmus SPIHT (Set partitioning in hierarchical trees) byl vyvinut pro kompresi obrazových dat. Později se upravil, aby umožňoval kompresi i 1D signálů.

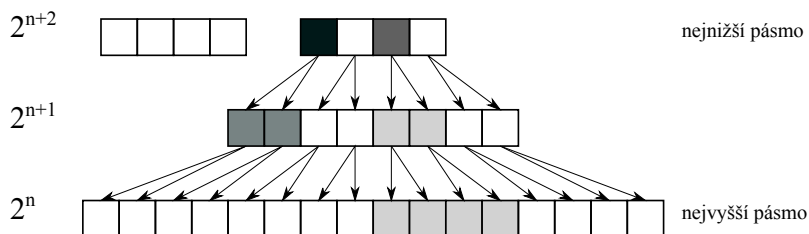
Tento algoritmus používá ke kompresi rozklad vlnkové transformace. Po rozkladu probíhá kódování koeficientů od důležitých po méně důležité. Toto kódování lze kdykoliv přerušit, tím můžeme předem nastavit kompresní poměr a dosáhnout nejlepších výsledků komprese.



Obr. 3.5: Blokové schéma metody SPIHT

Strom na obrázku 3.6 ukazuje vzájemnou souvislost mezi koeficienty v jednotlivých pásmech vlnkové transformace a tím jejich příbuznost.

Z obrázku je vidět, že každému koeficientu nižší vrstvy patří dva koeficienty vyšší vrstvy. Strom potomků se nazývá jako následovníci, každý následovník má další dva následovníky ve vyšší vrstvě.



Obr. 3.6: Stromová struktura

SPIHT pracuje s následujícími seznamy koeficientů.

- LIP: seznam obsahující nedůležité koeficienty (List of Insignificant Pixels)
- LIS: seznam obsahující nedůležité stromy koeficientů (List of Insignificant Sets)
- LSP: seznam obsahující důležité koeficienty (List of Significant Pixels)

Stromy koeficientů rozdělujeme na dva typy

- D: zjišťování důležitosti všech následovníků výchozího prvku
- L: zjišťování důležitosti všech následovníků výchozího prvku s výjimkou přímých potomků

V řadící části algoritmu jsou zkontrolovány seznamy LIP a LIS jestli neobsahují důležité koeficienty, pokud ano, jsou přesunuty do LSP.

Pokud je nalezen důležitý koeficient, který náleží stromu je třeba ho rozdělit. Tím se stává kořenovým prvkem nového stromu.

V upřesňující části probíhá zvýšení přesnosti koeficientů z LIP tím, že je poslán na výstup bit, který odpovídá binární hodnotě koeficientů.

V další fázi je snížen práh a opakuje se řadící a upřesňující část. K ukončení dojde po dosažení zadané délky binárního výstupu. Informace ohledně tohoto algoritmu byly čerpány z [9] [13] [15].

## 4 ROZMĚŘOVÁNÍ EKG

Rozměření EKG se rozumí nalezení specifických bodů v tomto signálu. Body definují začátky, konce a vrcholy jednotlivých vln. Rozměřuje se základních pět bodů, začátek a konec vlny P, začátek a konec QRS komplexu a konec vlny T. Časové úseky mezi těmito body se nazývají intervaly a segmenty EKG signálu. Tyto úseky určují stavy srdce v jednotlivých fázích. A projevem těchto stavů v elektrokardiogramu lze zjistit diagnózu případného kardiologického problému.

Nejvýznamější intervaly v elektrokardiogramu jsou PQ a QT interval. Interval PQ koresponduje s dobou mezi začátkem depolarizace síní a začátkem depolarizací komor. Interval QT zobrazuje celkovou aktivitu komor. V tomto intervalu lze sledovat například vliv léků na srdce.

Při rozměřování vstupuje do hry několik negativních faktorů. Jedná se hlavně o šum či rušení. Při velké hodnotě šumu nemusí ze signálu být patrné některé vlny. Problém nastává u detekce vlny P, která bývá malá a tím špatně detekovatelná. Může se jednat o případy, kdy je vlna velice malá, že je problém jí detekovat i bez zašumění.

Další faktor je stanovení nulové izolínie, která určuje kvalitu rozměření jednotlivých bodů, zvláště pak konce vlny T.

### 4.1 Princip rozměřování

Základní rozměřovací algoritmus se skládá s několika základních částí. Tyto části jsou společné pro většinu používaných metod.

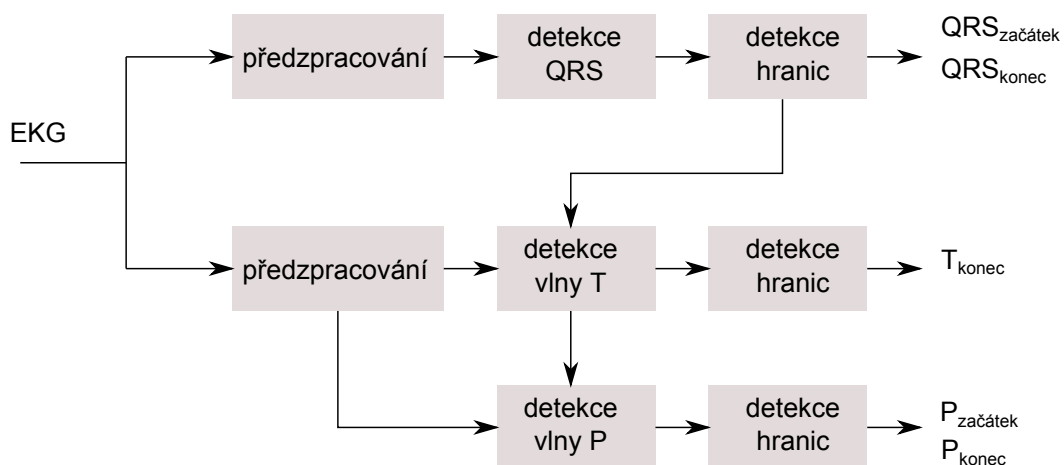
První část má za úkol signál vhodně předzpracovat, aby bylo možné body detektovat. Odlišně se předzpracovává signál pro detekci QRS komplexů a vln P a T. Komplexy QRS mají jinou energii ve spektru než zbývající vlny. Proto se signál předzpracuje tak, že se pomocí filtrů zvýrazní komplexy QRS a ostatní vlny potlačí. Naopak pro detekci vln P a T se tyto vlny zvýrazní a komplexy QRS potlačí. Toho je docíleno použitím filtrů s různými mezními frekvencemi. Předzpracovávaný signál se dále transformuje, kdy dojde k vylepšení zvýraznění požadovaných vln. V tomto přístupu se používá například filtrace pásmovou propustí a diferencí tohoto filtrovaného signálu, která má za následek lepší čitelnost hran.

Druhá část je samotná detekce komplexů QRS a vln P a T. První řadě se detekují komplexy QRS. Po jejich detekci se vytvoří časová okna, kterými se detekují zbývající vlny. U této detekce platí pravidlo, že okno pro detekci vlny P se vždy nachází před komplexem QRS a okno pro detekci vlny T za komplexem QRS. Pro detekci se stanovují prahy, které jsou buďto pevné nebo adaptivní.



Ve třetí a to poslední části se z detekovaných vln určuje samotné rozměření, tj. začátky a konce jednotlivých vln. Po rozměření získáváme pět požadovaných bodů. K získání těchto bodů se používá také prahování.

Tento princip je zobrazen na obrázku 4.1. Po získání rozměřených bodů je možné tyto body kontrolovat, nejedná-li se o falešnou detekci. Dále je možné body upravovat tak, že dojde k zpřesnění jejich pozice a tím lepšího rozměření. [18] [19]



Obr. 4.1: Princip rozměření signálu EKG

## 5 VALIDACE

Signály nesoucí určité informace je potřeba dostat z jednoho místa na druhé. Například pomocí datové linky nebo bezdrátově pomocí antén.

Signál, který obsahuje důležité informace má určitou velikost. Pro přenos tohoto signálu je potřeba udělat kompresi, která zmenší datové množství signálu, ale zanechá užitečné informace.

V našem případě se jedná o elektrokardiogram (EKG), tj. zobrazení elektrické činnosti srdce. Kardiolog potřebuje mít adekvátní informace o činnosti pacientova srdce. Díky nim může stanovit správnou diagnózu.

Kompresie je dále důležitá u dlouhodobého záznamu signálu, například u koronární jednotky či Holterovskému zařízení pro záznam EKG<sup>1</sup>. Tato zařízení je potřeba dělat s paměťovými médii bez pohyblivých částí. Proto je potřeba signál efektivně komprimovat na takovou úroveň, která bude dostačující pro záznam na tyto média.

Komprimovaný signál je potřeba zpětně sestrojít, toto se děje tzv. rekonstrukcí signálu na signál původní. V našem případě se jedná o zpětnou vlnkovou transformaci IDTWT. Kvalita rekonstrukce záleží na použitých metodách komprese.

Pro hodnocení kvality komprese se používá dvou termínů. Kompresní poměr (CR - compress ratio), který nám udává poměr mezi velikostí dat signálu před kompresí a velikostí dat signálu po kompresi. Druhý termín průměrná délka slova (avL) počítá poměr mezi velikostí dat signálu po kompresi a počtem vzorků signálu, kde jednotka avL je bit/vzorek.

Dále musíme u komprese hodnotit ztrátu neboli zkreslení signálu. Signál po rekonstrukci neodpovídá plně originálnímu signálu, tento rozdíl je potřeba nějakým způsobem hodnotit. K tomuto hodnocení se používá různých matematických výpočtů či jiných vyhodnocovacích metod pro posouzení zkreslení. Některé z používaných metod jsou popsány níže. [2]

### 5.1 Percentage root mean square difference - PRD

Nejpoužívanější metoda pro vyhodnocení zkreslení signálu je Percentage root mean square difference (PRD) viz (5.1).

---

<sup>1</sup>Zařízení pro dlouhodobý záznam EKG signál po dobu obvykle 24 hodin.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - x_R(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2}} \times 100 \quad [\%] \quad (5.1)$$

kde,  $x(n)$  určuje originální signál,  $x_R(n)$  rekonstruovaný signál a  $\mu_x$  určuje střední hodnotu originálního signálu. V některých literaturách je vzorec uváděn bez střední hodnoty signálu. V tom případě se předpokládá, že signál již nemá střední hodnotu, nebo je potřeba jí odstranit. Jinak by nám při výpočtu vycházely nesmyslné hodnoty. [2] [4] [7] [9] [11] [13] [16]

## 5.2 Wavelet weighted PRD

Metoda wavelet weighted PRD je modifikace klasické PRD. Tato metoda je navržena pro algoritmy komprese, které využívají vlnkovou transformaci. Tato metoda vyniká v rychlosti výpočtu, proto se hodí pro výpočet zkreslení v reálném čase. Využití najde například při telekardiografii.<sup>2</sup>

V každém pásmu vlnkového rozkladu se počítá hodnota klasické PRD viz (5.3). S těmito vypočtenými hodnotami se vypočítá celkové zkreslení WWPRD pomocí vzorce (5.2), což je váhovaný součet.

V jedné verzi výpočtu jsou hodnoty vah stanoveny podle teoretických úvah viz. 5.1, kde se výsledná hodnota značí  $WWPRD_h$ . Ve druhé verzi je možné hodnoty vah vypočítat podle vzorce (5.4), u této verze se výsledná hodnota značí  $WWPRD_w$ . [1] [3] [16]

Tab. 5.1: Teoretické váhy pro výpočet  $WWPRD_h$  [2] [3]

Wavelet bands	A5	D5	D4	D3	D2	D1
Bands weights	6/27	9/27	7/27	3/27	1/27	1/27

$$WWPRD = \sum_{j=0}^{j=N_L} w_j WPRD_j \quad (5.2)$$

kde,  $N_L$  nám udává počet rozložení do pásem po vlnkové transformaci,  $w_j$  je váha pro  $j$ -té pásmo rozkladu.  $WPRD_j$  je PRD vypočtený pro každé pásmo rozkladu. [1] [3] [16]

<sup>2</sup>Měření ekg na dálku

$$WPRD_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_j} (c_i - \tilde{c}_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_j} (c_i^2)}} \times 100\% \quad (5.3)$$

kde,  $c[i]$  je koeficient vlnkové transformace originálního signálu j-tého pásma a  $\tilde{c}_i$  je koeficient vlnkové transformace rekonstruovaného signálu j-tého pásma. [1] [3] [16]

$$w_j = \frac{\sum_{i=1}^{n_j} |c_j(i)|}{\sum_{j=1}^{N_L+1} \sum_{i=1}^{n_j} |c_j(i)|} \quad (5.4)$$

kde,  $c_j[i]$  koeficient j-tého pásma rozkladu signálu. V čitateli je součet koeficientů jednoho pásma, ve jmenovateli celkový součet všech pásem. [1] [3] [16]

### 5.3 Výpočet chyb v jednotlivých bodech signálu

Další metoda výpočtu zkreslení signálu EKG počítá chyby mezi originálním a rekonstruovaným signálem v určitých bodech signálu. Jedná se o důležitá místa signálu, které z fyziologického hlediska ukazují činnost srdce. Ona místa se nazývají vlny P, Q, R, S a T. Vlnám Q,R a S se společně říká komplex QRS.

Chyby se počítají pro každou vlnu zvlášť a to pro maximum (5.5) i časovou (5.6) složku vlny.

$$WAE = \frac{WA_{orig} - WA_{rec}}{WA_{orig}} 100\% \quad (5.5)$$

kde,  $WA_{orig}$  je maximum vlny originálního signálu a  $WA_{rec}$  je maximum vlny rekonstruovaného signálu. [2]

$$WTE = \frac{WT_{orig} - WT_{rec}}{WT_{orig}} 100\% \quad (5.6)$$

kde,  $WT_{orig}$  je časová složka vlny originálního signálu a  $WT_{rec}$  je časová složka vlny rekonstruovaného signálu. [2]

Metoda nám počítá chyby v důležitých místech elektrokardiogramu, to je její velká výhoda. Zásadní problém spočívá v přesné detekci těchto míst. Je třeba určit začátek a konec úseku, tím dostaneme časové měřítko, a velikost špičky signálu, tím dostaneme maximum.

Naproti tomu metoda PRD počítá chybu v celém signálu. Proto výsledek chyby nemusí o signálu mnoho vypovídat. Neřekne nám, kde se v největší míře zkreslení projevuje. [2]

## 5.4 Váňované diagnostické zkreslení

Váňované diagnostické zkreslení (WDD - weighted diagnostic distortion) využívá důležité body v EKG signálu. Tyto body jsou rozměřeny tak, aby odpovídaly bodům, které nám definují vlny P,T a QRS viz 5.1. Vznikne nám vektor osmnácti těchto hodnot, které udávají dobu trvání a amplitudu elektrokardiogramu.

$$WDD(\beta, \tilde{\beta}) = \Delta\beta^T \cdot \frac{\omega}{tr[\omega]} \cdot \Delta\beta \times 100 \quad (5.7)$$

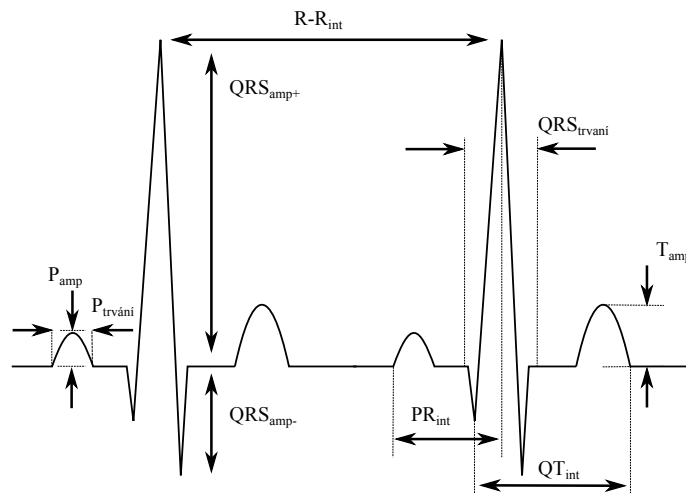
kde,  $\beta$  a  $\tilde{\beta}$  jsou vektory originálního a rekonstruovaného signálu,  $\Delta\beta$  je normalizovaný vektor signálů a  $\omega$  je diagonální váňovací matice. Tato váňovací matice se používá pro zdůraznění určitých oblastí v elektrokardiogramu. [6] [20]

Každá hodnota normalizovaného vektor  $\Delta\beta$  udává vzdálenost mezi vlastnostmi originálního a rekonstruovaného signálu. Pro dobu trvání a amplitudu je vzdálenost dána:

$$\Delta\beta = \frac{|\beta_i - \tilde{\beta}_i|}{\max\{|\beta_i|, |\tilde{\beta}_i|\}} \quad (5.8)$$

Ačkoli výsledná hodnota dobře vystihuje chybu, metoda trpí vysokou výpočetní náročností, hlavně kvůli přesnému zhodnocení všech diagnostických vlastností a výpočtu optimálních vah. [20]

Nestacionarita signálu a artefakty mohou vést ke špatné klasifikaci diagnostických funkcí. Tato špatná klasifikace může zhoršit přesnost výpočtu WDD. [20] [21]



Obr. 5.1: Některé amplitudy a trvání vln v elektrokardiogramu [20] [21]

## 5.5 Vlastní metoda

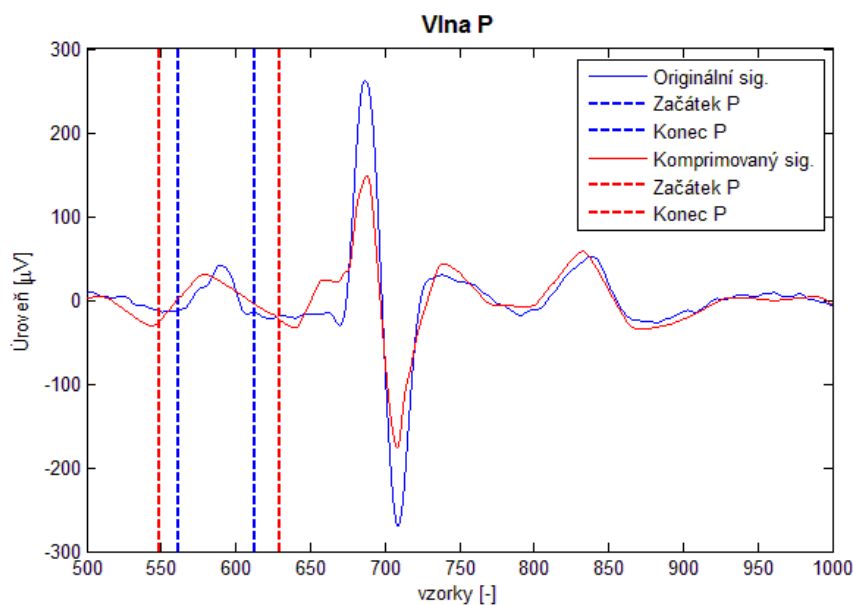
Ve výše testovaných metodách výpočtů se zkreslení hodnotilo z celého signálu. Nedalo nám informaci jaká část signálu je poškozena a kolik. Vypočtené číslo hodnotilo signál jako celek, popřípadě vybraná část signálu, kde byla chyba počítána. Tato metoda vychází z metody viz. 5.3

### 5.5.1 Seznámení s problematikou

Pro zlepšení stanovení chyby poškození byla navržena metoda, která je založena na rozměření signálu. Obecný princip spočívá v rozměření originálního signálu, poté dojde k poškození signálu (například vlivem komprese). Poškozený signál je rozměřen a je možné počítat chyby v jednotlivých vlnách určených pomocí rozměřených bodů.

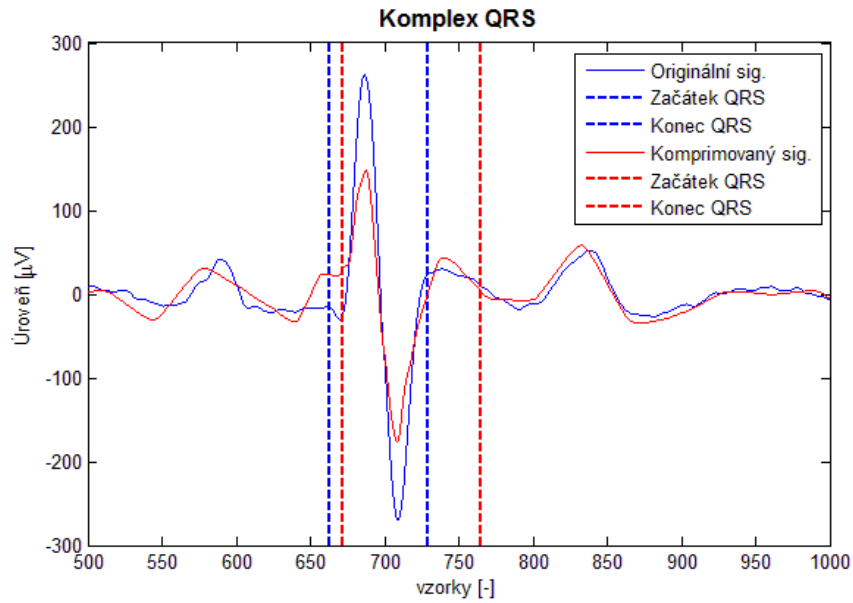
Vlivem komprese dojde k určité změně či ztrátě v signálu, tím se změní pozice bodů získané rozměřovacím algoritmem. Jak bylo psáno výše, vlny jsou určeny pomocí rozměřených bodů, které jsou rozdílné pro originál a komprimovaný signál. Dostáváme různě dlouhé vlny u originálního a komprimovaného signálu. Tato chyba mezi délkami vln říká, že signál je určitým způsobem zkreslen.

Větší vliv má však samotná velikost vln, kde její hranice jsou dány právě rozměřenými body. Významný rozdíl mezi originálním a komprimovaným signálem je u vlny R, kdy dochází k jejímu zmenšení.

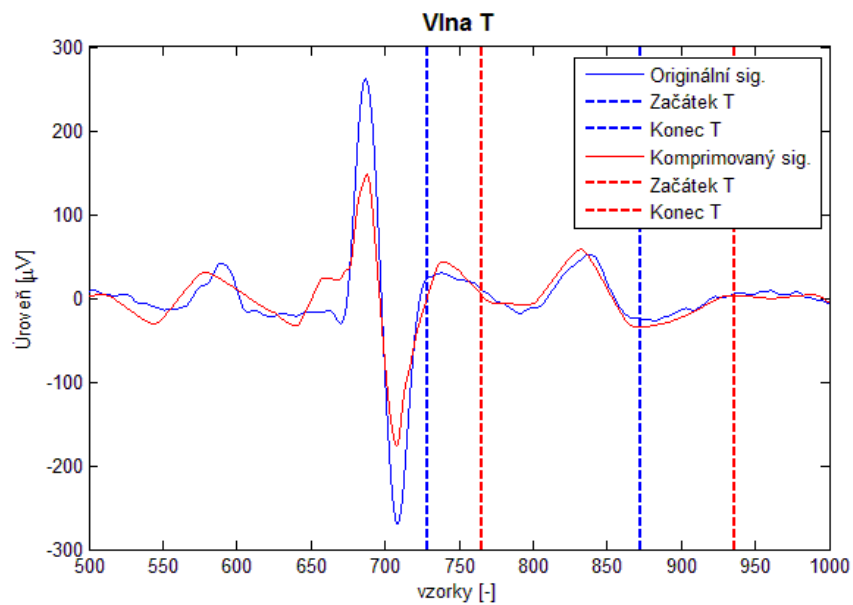


Obr. 5.2: Zkreslení vlny P

Na obrázcích 5.2, 5.3 a 5.4 je vidět srovnání jednotlivých vln signálu vybraného cyklu. Signál byl zkomprimován při nastavených kvantovacích hladinách



Obr. 5.3: Zkreslení komplexu QRS



Obr. 5.4: Zkreslení vlny T

$bit = [4 \ 2 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1]$ . U vlny P je vidět jak komprese změnila její délku. Rozměrovací algoritmus určil pozici začátku vlny P na hodnotu 562 vzorku a pozici konce na 613 vzorku u originálního signálu. U komprimovaného určil začátek na 549 a konec na 629. Došlo tedy k zvětšení délky vlny, ale z obrázku vidíme, že došlo i ke snížení vrcholu.

U komplexu QRS došlo, jak bylo psáno výše, ke snížení velikosti vlny R a vlny

S. I u komplexu QRS měla komprese vliv na rozměření, kde po určení pozic začátku a konce komplexu došlo opět k celkovému prodloužení.

U vlny T je tomu obdobně jako u vlny P a komplexu QRS, dochází k prodloužení vlny.

Je třeba si uvědomit, že rozměrovací algoritmus nefunguje na 100% a vlny takto určené nemusí korespondovat s reálnou délkou vlny. Příkladem je vlna T na již zmíněném obrázku 5.4. Vlna originálního signálu je rozměřena dobře, rozměřený konec vlny souhlasí s reálným koncem vlny. U vlny komprimovaného signálu algoritmus konec vlny určil špatně, nekoresponduje s reálným koncem vlny.

## 5.5.2 Problematika rozměření

Jak již bylo psáno výše rozměrovací algoritmus nefunguje na 100%. Pomineme-li, že algoritmus v některých případech nerozměří vlnu přesně jak byl měl, dojde občas k selhání detekce vln v některých cyklech.

Kvůli správnému stanovení zkreslení vln je třeba porovnávat stejné cykly u originálu a komprimovaného signálu. Použitý rozměrovací algoritmus rozměřené body zapisuje do vektoru a nebere v úvahu nerozměřené cykly. Pro synchronizace cyklů je třeba rozměřené body zapsat do jiného vektoru a nerozměřenou hodnotu cyklu nahradit hodnotou NaN (not a number).

V tabulce 5.2 je ukázán příklad rozměřených bodů začátků a konců vln P. Originální signál byl rozměřen dobře. U komprimovaného však došlo k nerozměření jednoho cyklu signálu.

Na třetím řádku tabulky může vidět vektor začátků vln P komprimovaného signálu, při porovnání s originálními body uvidíme, že chybí hodnota kolem 1477. Na tomto místě je až hodnota 1925, která spíš koresponduje s hodnotou 1931. Tímto můžeme říct, že nedošlo k rozměření v jednom cyklu.

Tab. 5.2: Ukázka vektorů bodů začátků vln P

Originál - začátek P	549	1020	1477	1931	2405	2881
Originál - konec P	612	1079	1535	1990	2467	2938
Komprimovaný - začátek P	514	1026	1925	2370	2850	
Komprimovaný - začátek P - upraven	514	1026	NaN	1925	2370	2850
Komprimovaný - konec P	628	1083	2036	2463	2943	
Komprimovaný - konec P - upraven	628	1083	NaN	2036	2463	2943

Pomocí funkce, která byla vytvořena za účelem úpravy vektorů rozměřených bodů, je původní vektor posunut a chybějící bod nahrazen hodnotou NaN. Takto

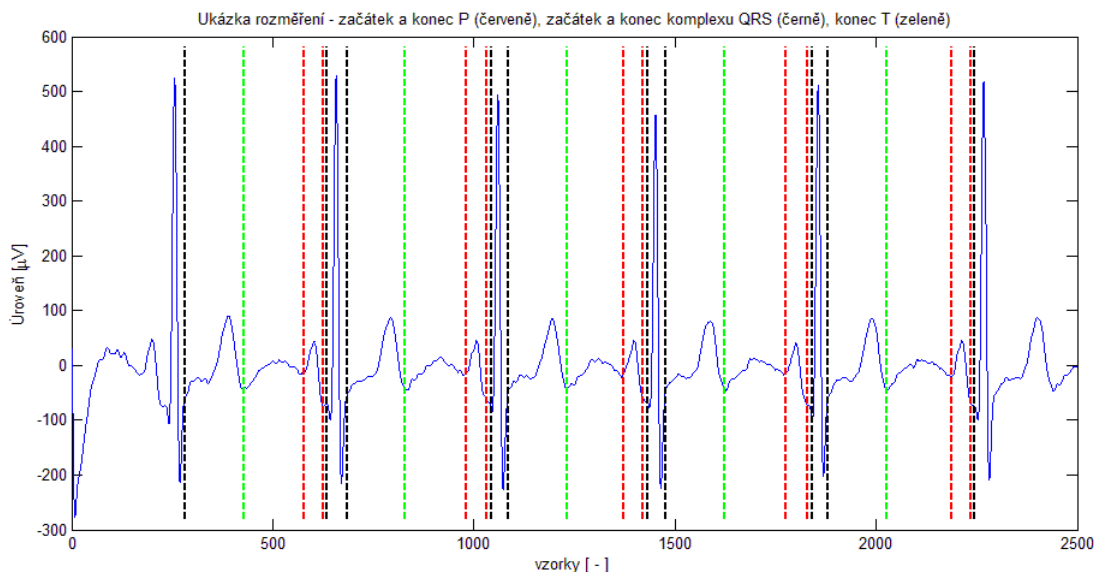


chybějící bod je u začátku tak i u konce této vlny tohoto cyklu. Málo kdy se stává, že funkce rozměří například začátek vlny P a konec už ne.

Tímto způsobem jsou nahrazeny všechny chybějící body u všech vln.

### 5.5.3 Princip kontroly bodů

Na začátku kontroly bodů se předpokládá, že komplexy QRS byly rozměřeny všechny, tzn. všechny cykly signálu. U tohoto rozměřovacího algoritmu nejde k úplnému rozměření. Tato rozměřovací funkce nerozměří kompletně první a poslední cyklus signálu, viz. obrázek 5.5.



Obr. 5.5: Ukázka rozměření [18]

Proto pro počítání zkraslení budeme používat všechny cykly kromě prvního a posledního. Vektory, které obsahují i body prvního cyklu jsou na začátku funkce v každém svodu upraveny, tzn. zkráceny. Dále byla vytvořena konstanta, která udává interval R-R sousedních cyklů. Ta slouží pro deklaraci podmínek, které se ptají jestli námi testovaný bod patří do aktuálního cyklu či až do dalšího.

Každý vektor jednoho svodu je procházen a podmínkami se kontroluje jestli patří do aktuálního cyklu či ne. Pokud hodnota testovaného bodu patří do aktuálního cyklu, je uložena na tuto pozici do nového vektoru, pokud nepatří je na tuto pozici uložena hodnota NaN. V případě špatného cyklu se původní vektor posune.

Tímto způsobem jsou zkontrolovány všechny vektory všech cyklů. Vzniknou tak nové vektory upravených hodnot, které jsou výstupními proměnnými funkce. Takto upravené vektory jsou k dispozici pro další výpočty či jiné úkony s nimi, kde je nutné mít vektory takto uspořádané.

Při dalším použití je třeba deklarovat různé podmínky, které budou kontrolovat body jestli je v nich uložena číselná hodnota nebo hodnota NaN.

### 5.5.4 Vlastní výpočet zkreslení

Samotná velikost zkreslení signálu se počítá pomocí několika vzorců, kterými získáme potřebné údaje o odchylkách mezi originálním signálem a zkresleným signálem.

$$chybaPonset = \frac{Ponset_{orig} - Ponset_{rec}}{Ponset_{orig}} 100\% \quad (5.9)$$

$$chybaPoffset = \frac{Poffset_{orig} - Poffset_{rec}}{Poffset_{orig}} 100\% \quad (5.10)$$

$$chybaQRSonset = \frac{QRSonset_{orig} - QRSonset_{rec}}{QRSonset_{orig}} 100\% \quad (5.11)$$

$$chybaPoffset = \frac{QRSoffset_{orig} - QRSoffset_{rec}}{QRSoffset_{orig}} 100\% \quad (5.12)$$

$$chybaToffset = \frac{Toffset_{orig} - Toffset_{rec}}{Toffset_{orig}} 100\% \quad (5.13)$$

Pomocí vzorců 5.9, 5.10, 5.11, 5.12 a 5.13 se vypočítá chyba špatného rozměření jednotlivých vln P a T a komplexu QRS. Tyto chyby jsou počítány pro každý cyklus každého svodu signálu. Vznikne tak matice hodnot se dvanácti řádky a  $n$  sloupci. Každý řádek udává jednotlivý svod signálu a obsahuje právě  $n$  sloupců, kde  $n$  je počet cyklů signálu, ve kterých je zkreslení počítáno.

$$chybaP = \frac{delkaP_{orig} - delkaP_{rec}}{delkaP_{orig}} 100\% \quad (5.14)$$

$$chybaQRS = \frac{delkaQRS_{orig} - delkaQRS_{rec}}{delkaQRS_{orig}} 100\% \quad (5.15)$$

$$chybaT = \frac{delkaT_{orig} - delkaT_{rec}}{delkaT_{orig}} 100\% \quad (5.16)$$

Vzorce 5.14, 5.15 a 5.16 slouží pro výpočet chyb délek vln. Jak bylo vysvětleno výše komprese má vliv na změnu délky vln P a T či komplexu QRS. Vypočtená čísla nám řeknou jak moc se délka změnila a jestli došlo ke zvětšení či zmenšení, kladné číslo reprezentuje zmenšení a naopak záporné číslo zvětšení.

$$chybaPv = \frac{\max(P_{orig}) - \max(P_{rec})}{\max(P_{orig})} 100\% \quad (5.17)$$

$$chybaQRSv = \frac{\max(QRS_{orig}) - \max(QRS_{rec})}{\max(QRS_{orig})} 100\% \quad (5.18)$$

$$chybaTv = \frac{\max(T_{orig}) - \max(T_{rec})}{\max(T_{orig})} 100\% \quad (5.19)$$

Naopak vzorce 5.17, 5.18 a 5.19 jsou určeny pro výpočet chyb v extrémech (maximech) vln P a T a komplexu QRS. Obdobně jako u výpočtu chyb délek nám čísla říkají jestli došlo ke zvýšení či snížení velikosti.

### 5.5.5 Mapping

Po výpočtech chyb v jednotlivých vlnách a komplexech dostaneme požadované matice s výsledky, které si můžeme otevřít a podívat se jak je signál zkraslen.

Pro lepší čitelnost jednotlivých chyb v signálu se provede operace, kterou budeme v tomto textu označovat termínem mapping, kdy dojde vykreslení výsledků do grafů. Tím je možné názorné porovnání například sousedních cyklů či porovnání jednotlivých svodů signálu.

### 5.5.6 Popis funkce pro mapping

Speciálně pro tyto výsledky byla vytvořena funkce, která nám provede mapping. Funkce *vykreschyb('navez', vyk)* má dvě vstupní proměnné, název souboru, ze kterého chceme vykreslovat chyby a nastavení vykreslení. Pomocí něj můžeme zadat, který typ chyb chceme vykreslit.

Typy chyb jsou popsány výše, jedná se o rozměření, chybu délky vln a chybu extrému vln. Například při nastavení proměnné *vyk* = [1 1 1] dojde k vykreslení všech typů.

Samotná funkce obsahuje tři podmínky, které kontrolují proměnnou *vyk* a podle toho vykreslují chyby. Při vykreslení se grafy pro každý typ zobrazují do čtyř oken po třech svodech.

## 6 PRAKTICKÉ OVĚŘENÍ METOD

V této práci je testována metoda WWPRD (wavelet weighted percentage root mean square difference) s teoretickými a dynamickými vahami. Hodnoty jsou porovnávány s klasickou PRD.

K testování jsme použili dvě různé databáze elektrokardiogramů popsané níže.

Dále je zde vyzkoušena vlastní metoda výpočtu chyb zkreslení popsaná v podkapitole 5.5. Metoda samotná je odladěna pro pár různých signálů z databáze CSE popsané níže.

### 6.1 CSE Multilead databáze

Tato databáze obsahuje elektrokardiogramy, které se používají k testování a hodnocení různých elektrokardiografických přístrojů. Databáze se skládá ze třísvodových a dvanáctisvodových záznamů. Celkem je k dispozici 125 umělých a 125 naměřených signálů.

Signály jsou vzorkovány frekvencí 500 Hz a jejich délka je 10 s, v některých případech 8 s. Datový formát databáze používá 16 bitová slova. Všechny signály jsou převedeny na mikrovolyty. [18]

Pro školní účely byla data signálů uložena do formátu \*.mat, která obsahuje matici 3x5000 či 12x5000 vzorků. Datový formát těchto dat je 12 bitů na slovo.

### 6.2 MIT-BIH Arrhythmia

Databáze obsahuje 48 dvousvodových záznamů délky 30 minut. Signály jsou navzorkovány frekvencí 360 Hz s rozlišením 11 bitů na vzorek.

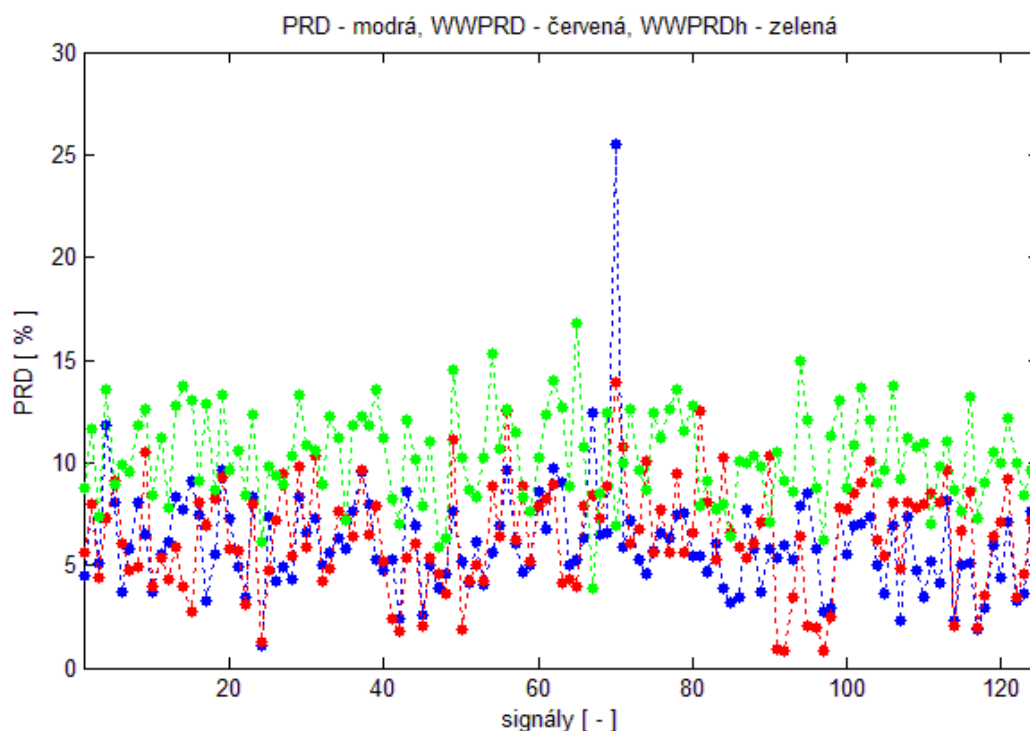
Tato databáze byla vytvořena za účelem testování detektorů srdečních arytmií. Využití nachází i pro porovnávání a testování kompresních metod EKG. [1]

### 6.3 Testování hodnot pro kvantování koeficientů

První testy validace byly vyzkoušeny pro ztrátovou kompresi pomocí prostého kvantování koeficientů viz 3.1. Testováno bylo pro dvě rozdílné bitové hladiny. Všechny však pracovaly s hloubkou rozkladu 5 a použitou bankou filtrů *bior4.4*.

Pro první kompresi byly použity bitové hladiny [ 8 8 6 5 3 3 ], to znamená, že nejnižší pásmo a tím pádem nejdůležitější bylo kvantováno na 8 bitů. Vyšší pásma byla kvantována menším počtem bitů. Různými bitovými hladinami dosahujeme odlišných kompresních poměrů (CR) a průměrných délek slova (avL).

- hladiny č. 1 - [ 8 8 6 5 3 3 ]
- hladiny č. 2 - [ 12 12 8 6 5 5 ]

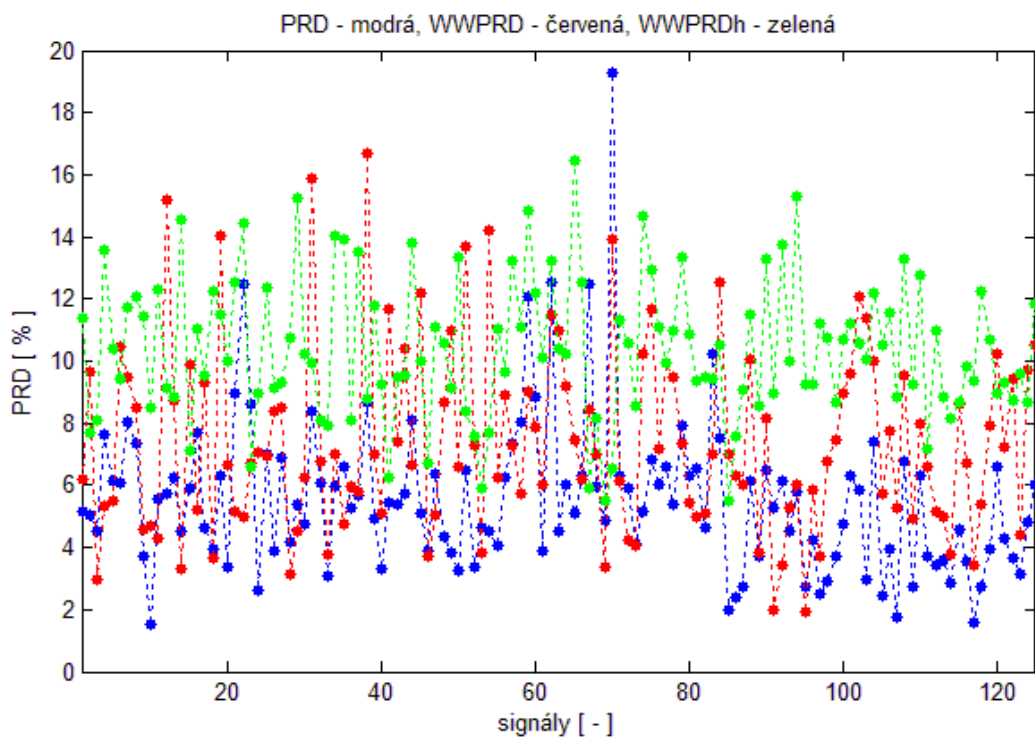


Obr. 6.1: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 1 - svod 1

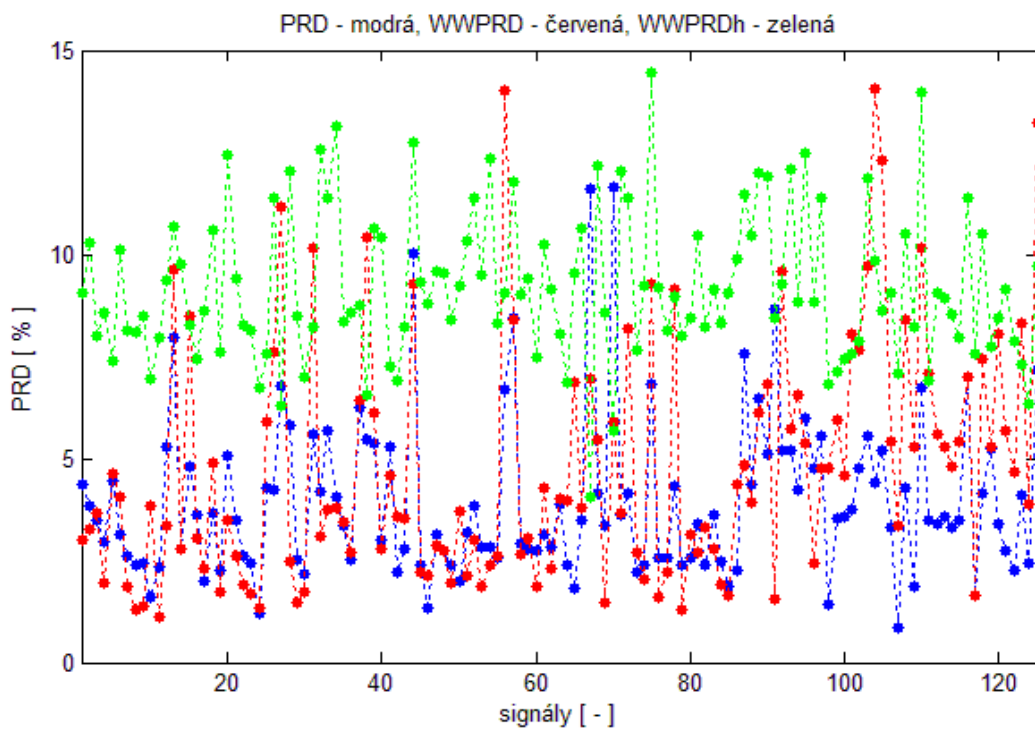
U obrázku 6.1, kde se jedná o první svod signálu, je vidět výrazně odlišná hodnota  $PRD$ . Je to způsobeno u signálu MO1.070\_03.mat prvního a druhého svodu. Tato vysoká chyba  $PRD$  oproti ostatním signálům vzniká kvůli velkému rozdílu amplitudy originálního a rekonstruovaného signálu. Tento signál má amplitudu 10 mV, hodnota je to přibližně více jak dvakrát větší než u ostatních signálů s databáze. Rekonstruovaný signál po kompresi má značně velkou chybu v R vlně.

V grafech 6.1, 6.2 a 6.3 jsou vidět hodnoty  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  po kompresi signálu s bitovou hladinou č. 1. Při porovnání hodnot v grafech 6.4, 6.5 a 6.6, které byly kvantovány bitovou hladinou č. 2, s předešlými hodnotami je snížení hodnot chyb patrné.

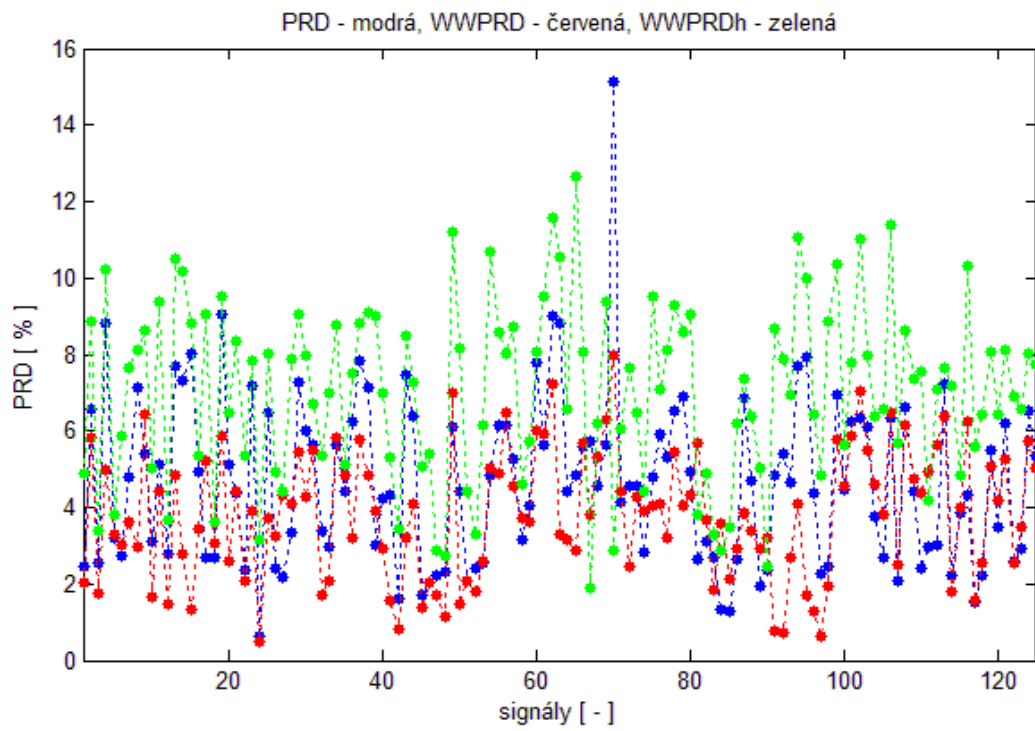
V prvním případě hladiny č. 1 nám kompresní poměr  $CR$  vyšel 3,43 a  $avL$  3,5 bps. U druhé hladiny je  $CR$  2,23 a  $avL$  5,37 bps. Z těchto hodnot je vidět, že u hladiny č. 1 je kompresní poměr  $CR$  větší než u hladiny č. 2 a tím dochází k většímu



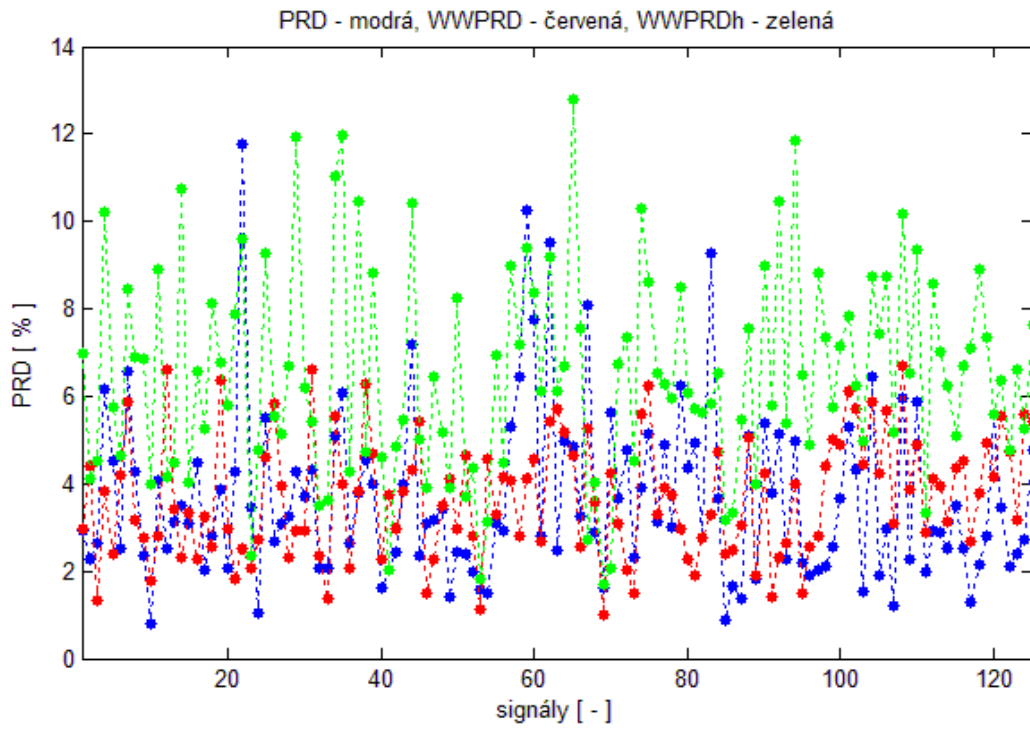
Obr. 6.2: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 1 - svod 2



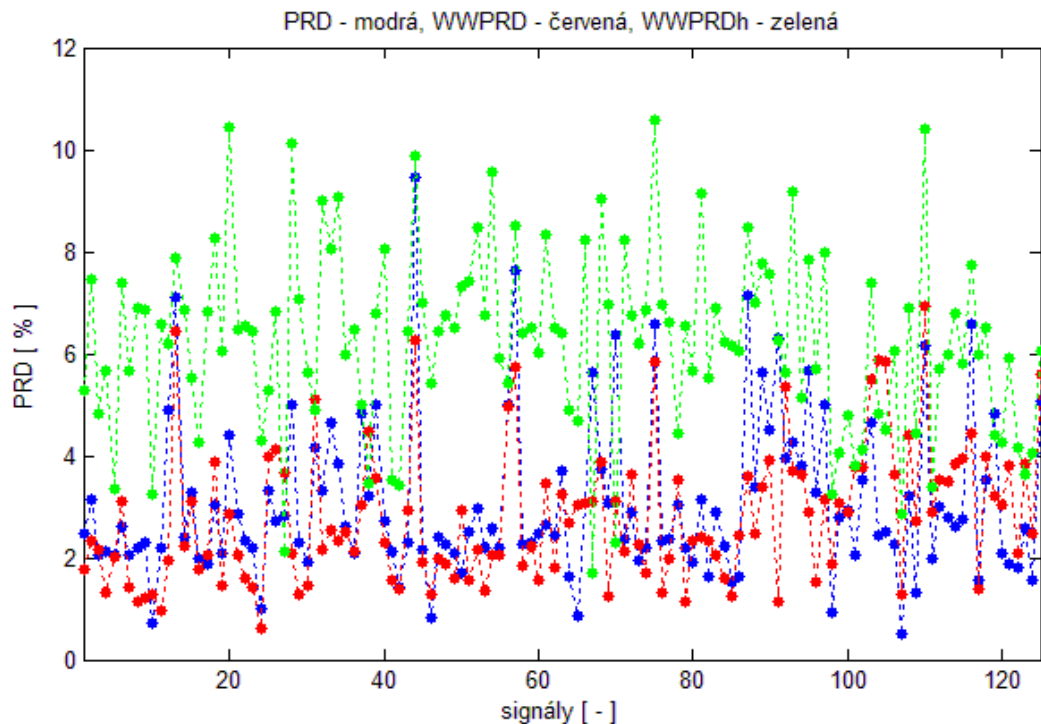
Obr. 6.3: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 1, svod 3



Obr. 6.4: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 2, svod 1



Obr. 6.5: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 2, svod 2



Obr. 6.6: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro hladiny č. 2, svod 3

zkreslení. Toto větší zkreslení má za následek vyšší hodnoty chyb jak je vidět v grafech 6.1, 6.2 a 6.3.

Metoda komprese prostým kvantováním koeficientů není tak účinná a zanáší velkou chybu zkreslení signálu.

## 6.4 Testování hodnot pro SPIHT

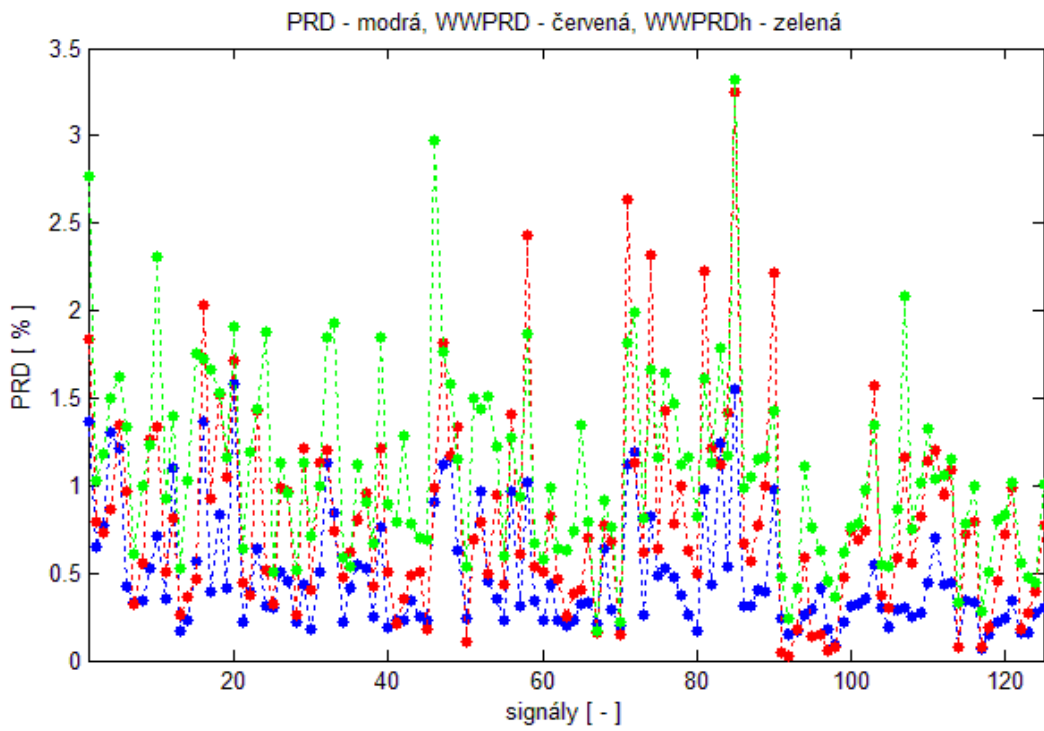
Algoritmus SPIHT, popsáný výše v podkapitole 3.2, je značně odolnější vůči zkreslení signálu.

Grafy chyb pro algoritmus SPIHT jsou vidět na obrázcích 6.7, 6.8 a 6.9 pro průměrnou délku slova  $avL$  rovno 5 bps a na obrázcích 6.10, 6.11 a 6.12 pro  $avL$  rovno 2 bps. Při délce slova  $avL$  5 bps jsou chyby velice malé a signál je velice málo zkreslen. U  $avL$  2 bps už jsou chyby rozdílně vyšší. I tak je dosaženo dobrých výsledků komprese.

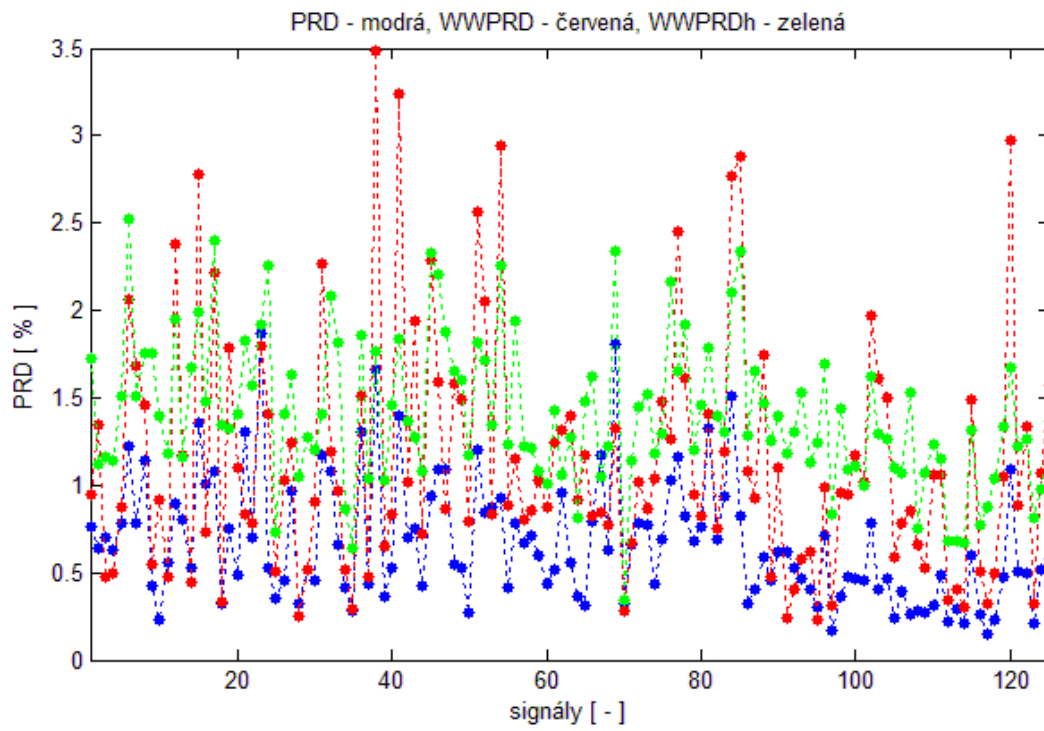
V tabulce 6.1 je vidět srovnání hodnot  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$ . Pro každý svod jsou tyto hodnoty zprůměrovány ze všech 125 signálů. Hodnoty názorně ukazují vztah mezi  $PRD$  a  $WWPRD_h$ , kde hodnota  $PRD$  je přibližně dvakrát menší než hodnota  $WWPRD_h$ .

Dále je dobře vidět jak se hodnoty chyb zmenšují v závislosti na kompresi.

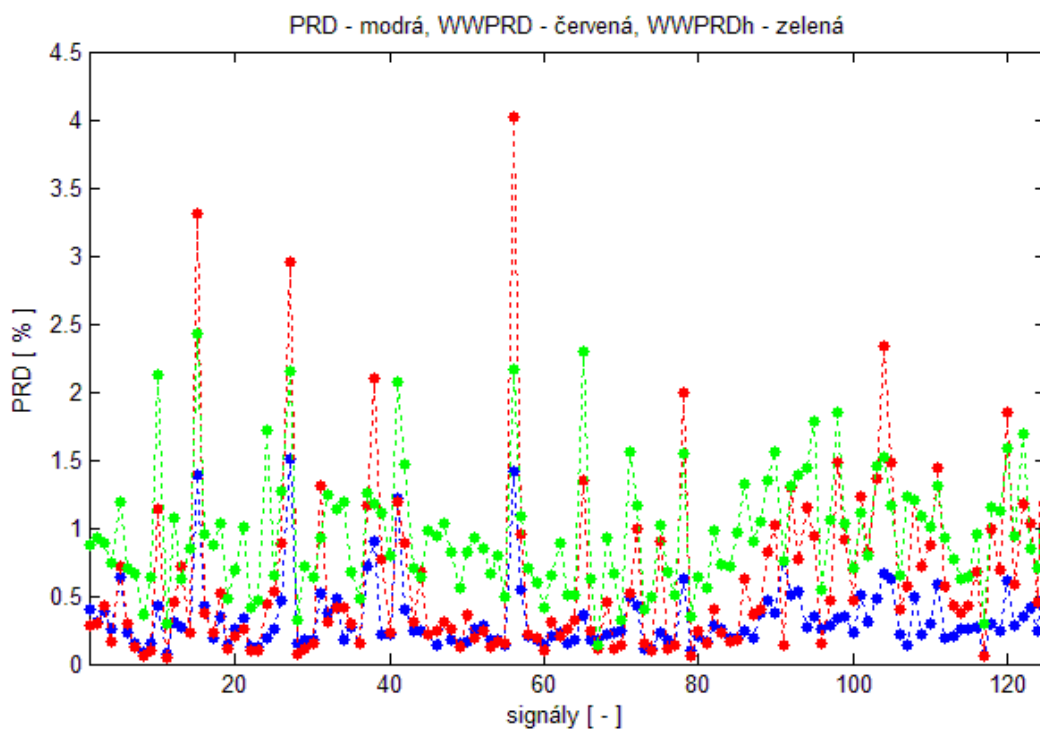




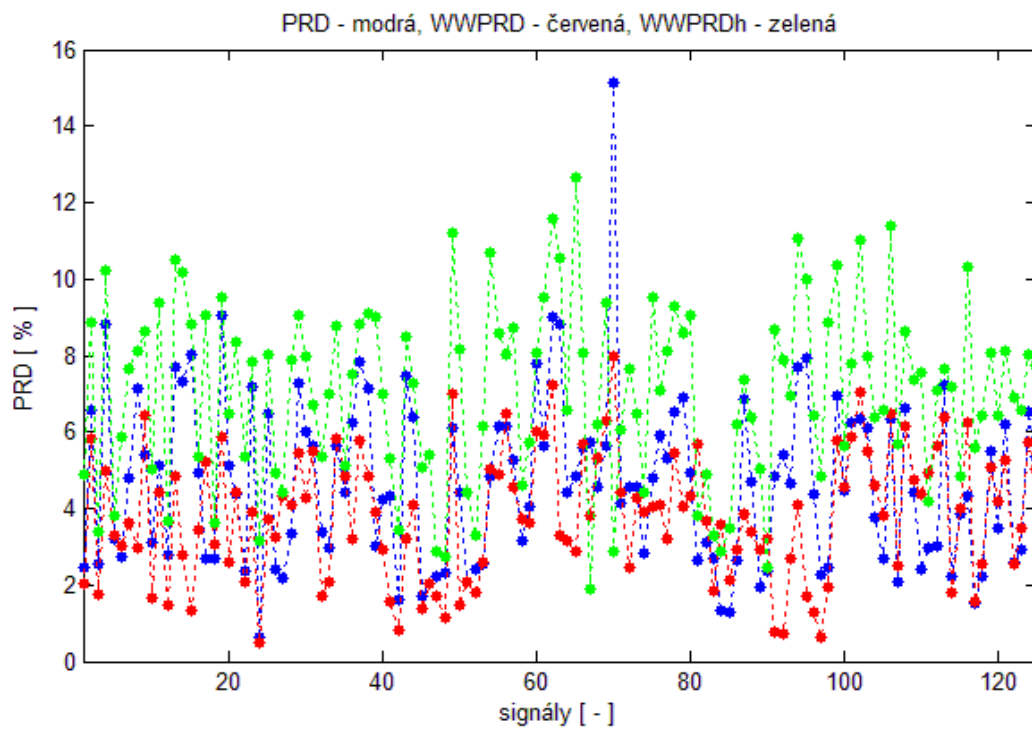
Obr. 6.7: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=5bps, svod 1



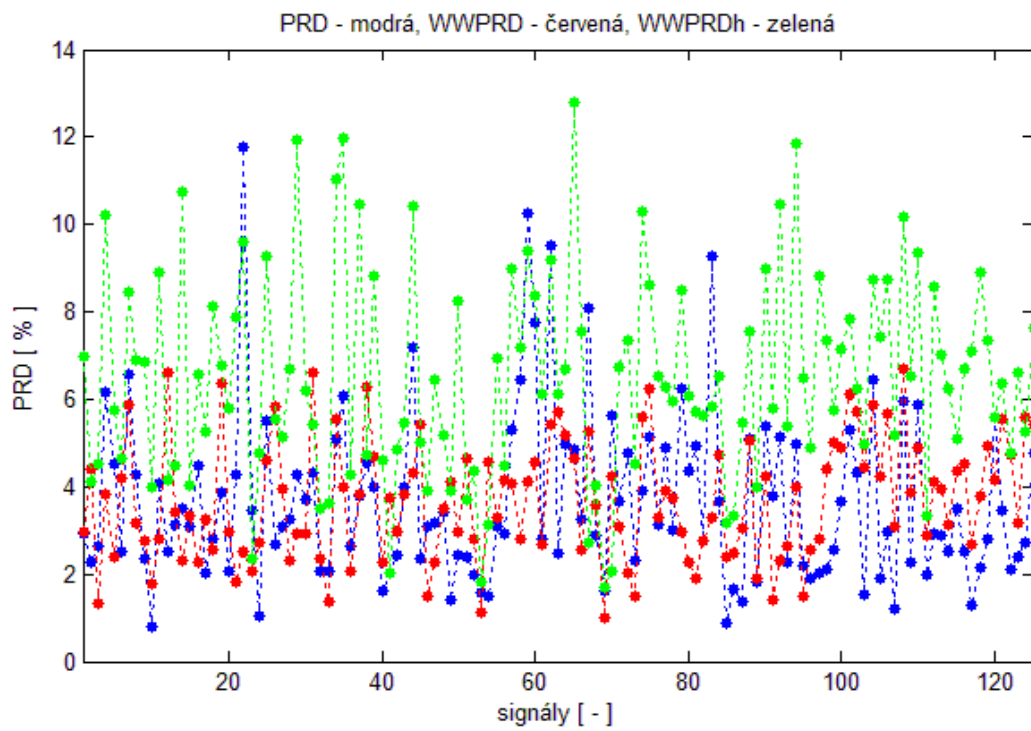
Obr. 6.8: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=5bps, svod 2



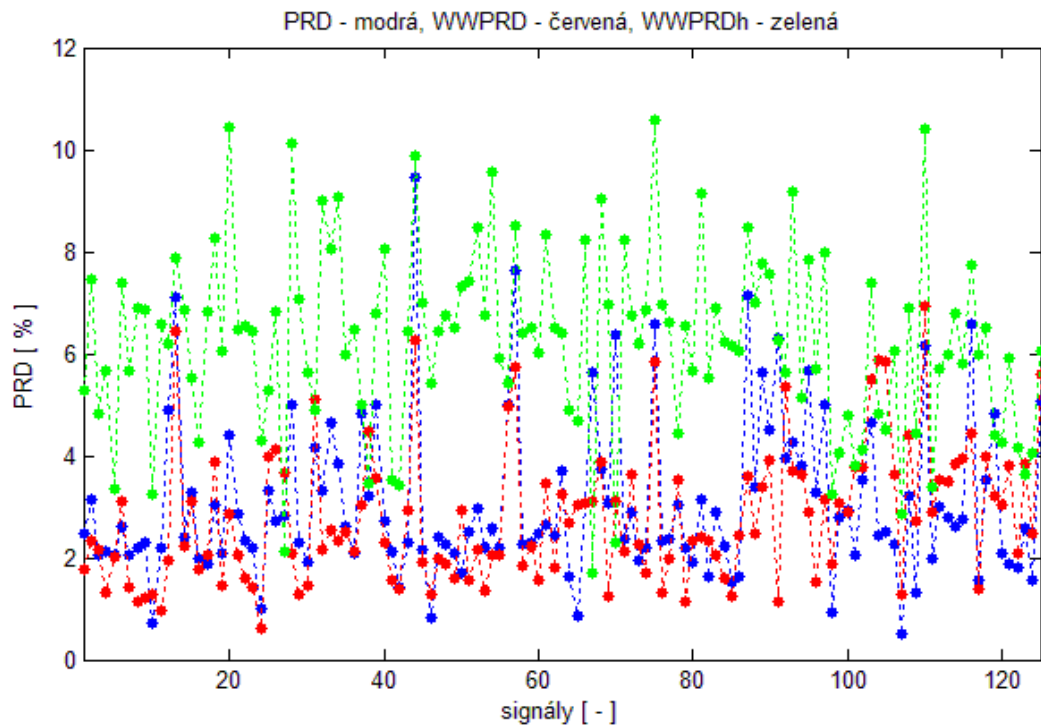
Obr. 6.9: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=5bps, svod 3



Obr. 6.10: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=2bps, svod 1



Obr. 6.11: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=2bps, svod 2



Obr. 6.12: Graf chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro SPIHT avL=2bps, svod 3

Tab. 6.1: Srovnání hodnot  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  pro trojici svodů

	-	hl. č. 1	hl. č. 2	SPIHT 5 bps	SPIHT 2 bps
svod 1	$PRD$ [%]	$6,05 \pm 2,66$	$4,68 \pm 2,21$	$0,48 \pm 0,34$	$2,35 \pm 1,66$
	$WWPRD$ [%]	$6,42 \pm 2,64$	$3,82 \pm 1,67$	$0,81 \pm 0,57$	$3,74 \pm 2,56$
	$WWPRD_h$ [%]	$10,33 \pm 2,27$	$7,04 \pm 2,31$	$1,09 \pm 0,55$	$5,28 \pm 2,58$
svod 2	$PRD$ [%]	$5,52 \pm 2,49$	$3,66 \pm 1,94$	$0,66 \pm 0,35$	$3,50 \pm 1,94$
	$WWPRD$ [%]	$7,41 \pm 3,00$	$3,69 \pm 1,38$	$1,14 \pm 0,69$	$5,79 \pm 3,63$
	$WWPRD_h$ [%]	$10,36 \pm 2,26$	$6,49 \pm 2,35$	$1,40 \pm 0,42$	$7,35 \pm 2,26$
svod 3	$PRD$ [%]	$3,94 \pm 1,95$	$3,07 \pm 1,56$	$0,33 \pm 0,26$	$1,65 \pm 1,26$
	$WWPRD$ [%]	$4,75 \pm 2,94$	$2,80 \pm 1,34$	$0,63 \pm 0,68$	$3,01 \pm 3,24$
	$WWPRD_h$ [%]	$9,19 \pm 1,82$	$6,25 \pm 1,79$	$0,97 \pm 0,45$	$4,74 \pm 2,13$

Například pro SPIHT s avL 2 bps jsou hodnoty o poznání vyšší než pro SPIHT s avL 5 bps.

## 6.5 Testování na databázi MIT-BIH Arrhythmia

Testování proběhlo na signálech v databázi, jak pro signály se stejnosměrnou složkou tak bez stejnosměrné složky pro oba svody.

Hodnota avL kompresu SPIHT byla nastavena podle referenčního signálu. Tento referenční signál byl zvolen jako první signál s databáze bez stejnosměrné složky. avL se tedy nastavilo podle hodnoty chyby  $WWPRD_h$  pro 5 %, 10 % a 20 %.

Jednotlivé hodnoty chyb v tabulkách 6.2 a 6.3 jsou zprůměrované hodnoty pro jednotlivé signály a směrodatná odchylka. Z těchto hodnot je vidět jak jsou v databázi jednotlivé signály zkresleny. U některých signálů jsou chyby oproti ostatním opravdu veliké. Podle směrodatné odchylky můžeme usoudit, že databáze je hodně nerovnoměrná na zkreslení jejich signálů.

Dále jsou vidět rozdílné hodnoty, které odpovídají elektrokardiogramům bez stejnosměrnou složkou viz. 6.2 a hodnoty odpovídající elektrokardiogramům se stejnosměrnou složkou viz 6.3.

Tab. 6.2: Hodnoty chyb pro signály bez ss složky pro cílové hodnoty 5%, 10% a 20%

	bez ss složky	5%	10%	20%
svod 1	$PRD$ [ % ]	$2,22 \pm 0,81$	$5,86 \pm 1,86$	$12,38 \pm 2,80$
	$WWPRD$ [ % ]	$3,35 \pm 1,77$	$6,82 \pm 3,43$	$10,69 \pm 4,55$
	$WWPRD_h$ [ % ]	$5,39 \pm 1,17$	$11,83 \pm 2,75$	$21,15 \pm 3,39$
svod 2	$PRD$ [ % ]	$3,22 \pm 2,31$	$8,00 \pm 5,50$	$12,85 \pm 5,92$
	$WWPRD$ [ % ]	$5,49 \pm 3,29$	$11,14 \pm 6,48$	$15,16 \pm 7,62$
	$WWPRD_h$ [ % ]	$6,89 \pm 2,13$	$15,60 \pm 4,77$	$24,47 \pm 5,24$

Tab. 6.3: Hodnoty chyb pro signály s ss složky pro cílové hodnoty 5%, 10% a 20%

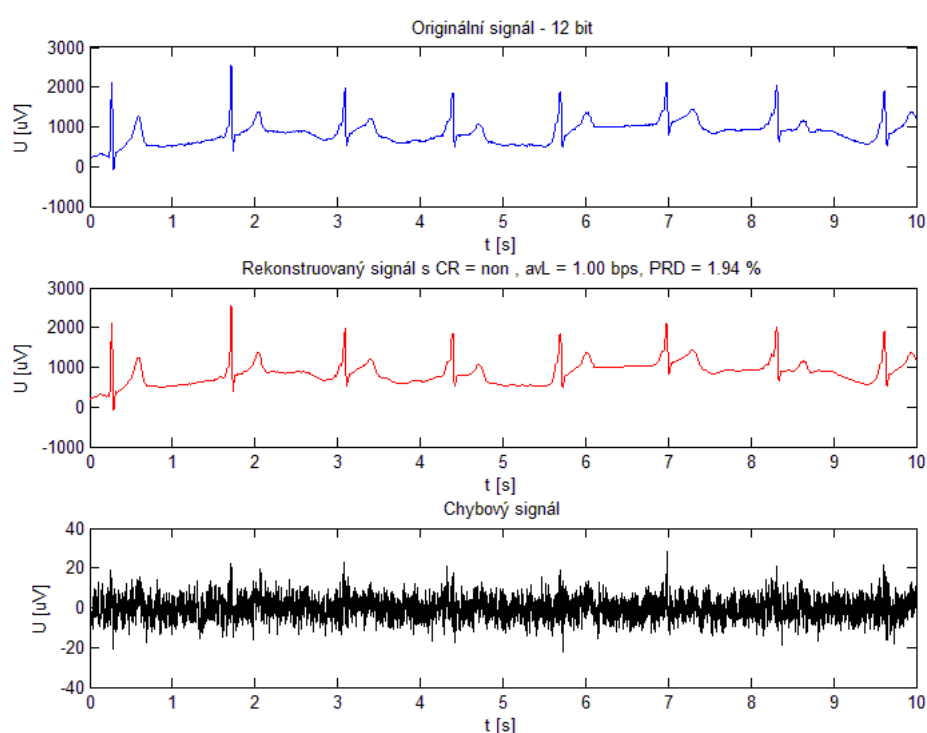
	s ss složky	5%	10%	20%
svod 1	$PRD$ [ % ]	$2,22 \pm 0,74$	$6,21 \pm 1,92$	$13,65 \pm 3,43$
	$WWPRD$ [ % ]	$4,57 \pm 1,71$	$9,63 \pm 3,50$	$15,18 \pm 4,45$
	$WWPRD_h$ [ % ]	$5,69 \pm 1,03$	$12,37 \pm 2,35$	$22,41 \pm 2,90$
svod 2	$PRD$ [ % ]	$2,97 \pm 1,60$	$7,60 \pm 3,91$	$13,48 \pm 5,47$
	$WWPRD$ [ % ]	$6,92 \pm 3,18$	$14,17 \pm 6,38$	$19,76 \pm 7,94$
	$WWPRD_h$ [ % ]	$7,03 \pm 1,36$	$15,86 \pm 3,36$	$25,94 \pm 4,62$

## 6.6 Testování chyb pro různé avL

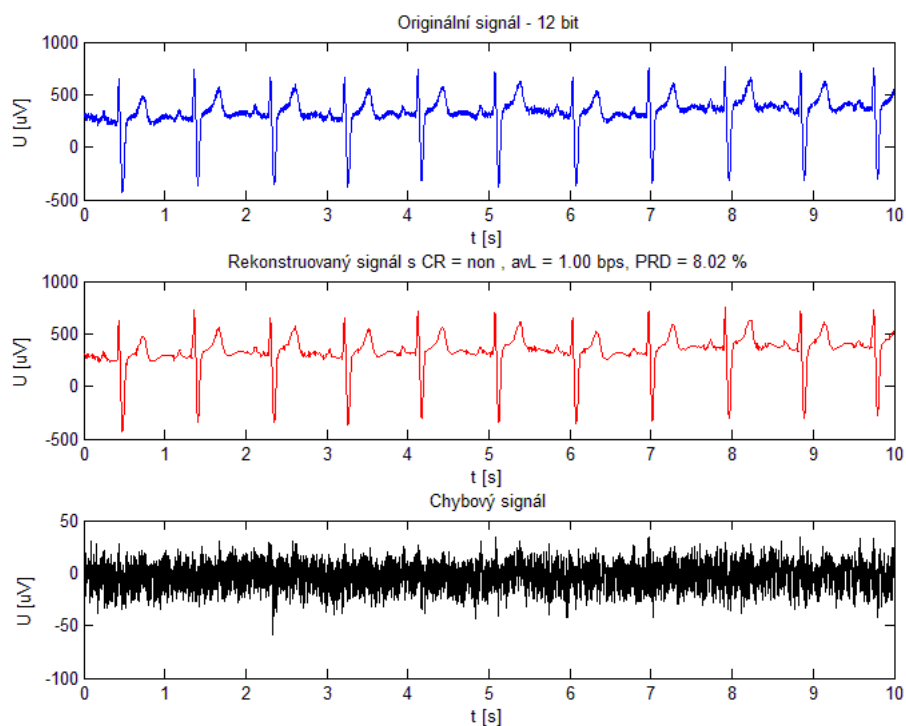
V této části práce se testovala závislost vypočtených chyb na průměrné délce slova (avL). K testování byly použity dva různé signály s databáze CSE Multilead. První ze signálů *MO1\_050\_03* je poměrně vyhlazený signál, tzn. bez většího zašumění viz. 6.13.

U tohoto signálu je vidět závislost vypočtených chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  na průměrné délce slova (avL) na obrázku 6.15. Z grafů lze usoudit, že vypočtené chyby klesají přibližně stejně rozdílně v závislosti na avL.

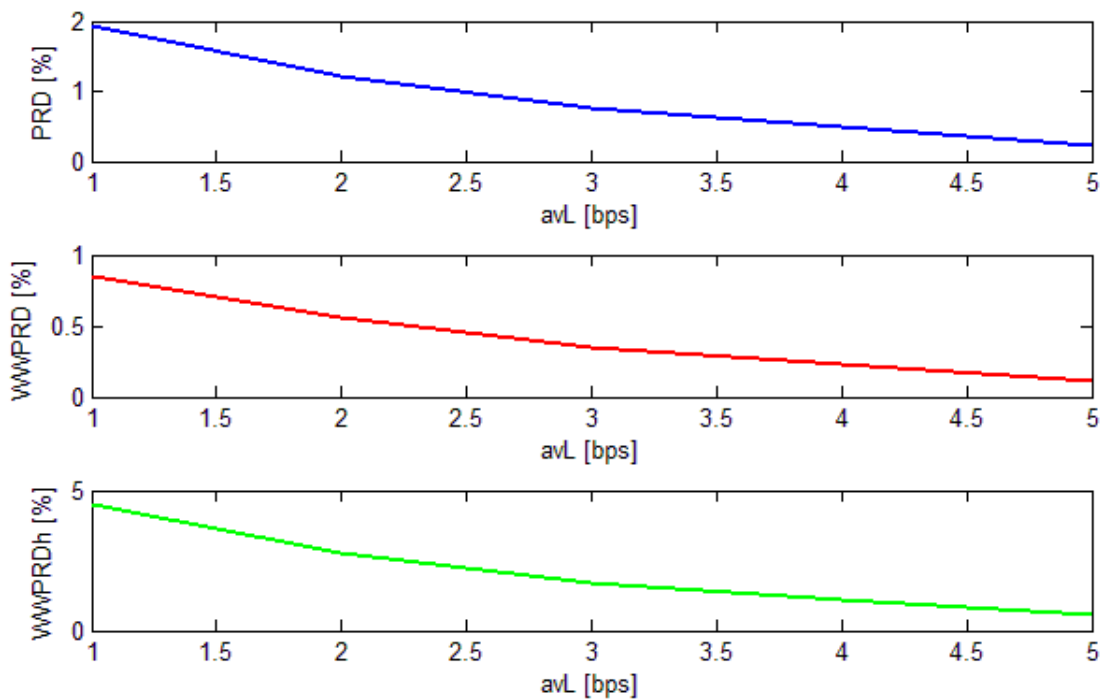
Ke srovnání jsme použili odlišný signál *MO1\_001\_03*, který je více zašuměn než předešlý signál 6.14. Tomu také odpovídají větší vypočtené chyby viz. 6.16.



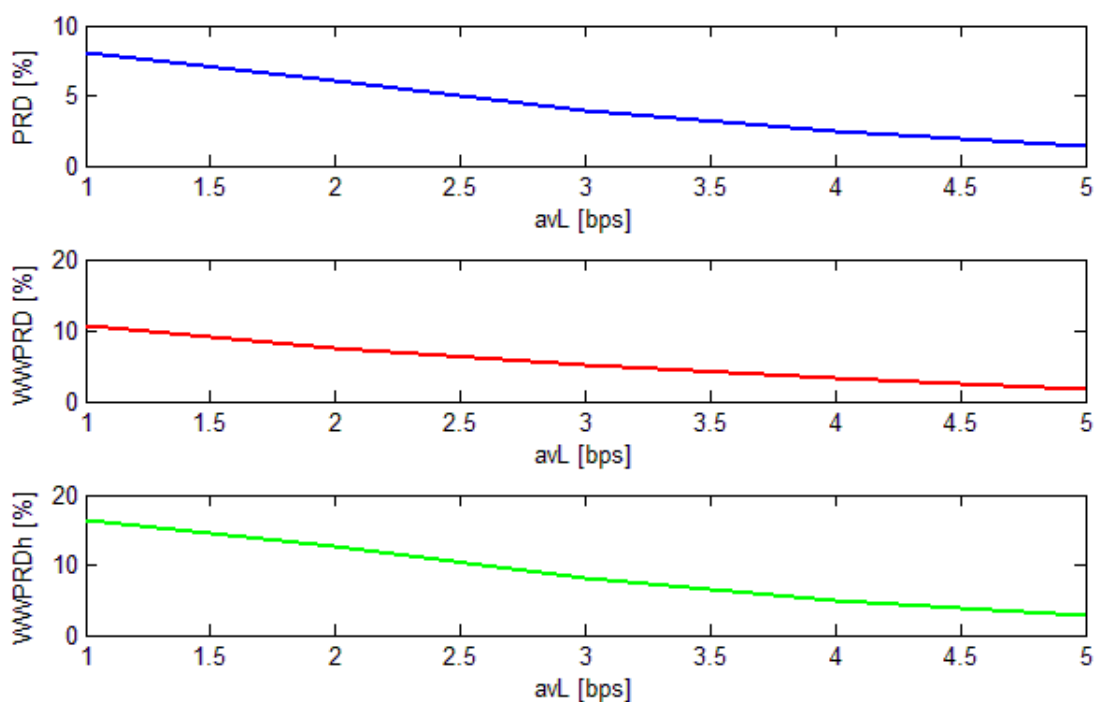
Obr. 6.13: Ukázka komprese pomocí algoritmu SPIHT pro signál *MO1\_050\_03*



Obr. 6.14: Ukázka komprese pomocí algoritmu SPIHT pro signál *MO1\_001\_03*



Obr. 6.15: Graf závislosti chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  na hodnotě  $avL$  pro signál *MO1\_050\_03*



Obr. 6.16: Graf závislosti chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  na hodnotě  $avL$  pro signál  $MO1\_001\_03$

## 6.7 Ukázka mappingu

Na následujících obrázcích lze vidět ukázkou mappingu. První tři grafy zobrazují chyby signálu W079 po kompresi algoritmem popsany v kapitole komprese 3.1.1.

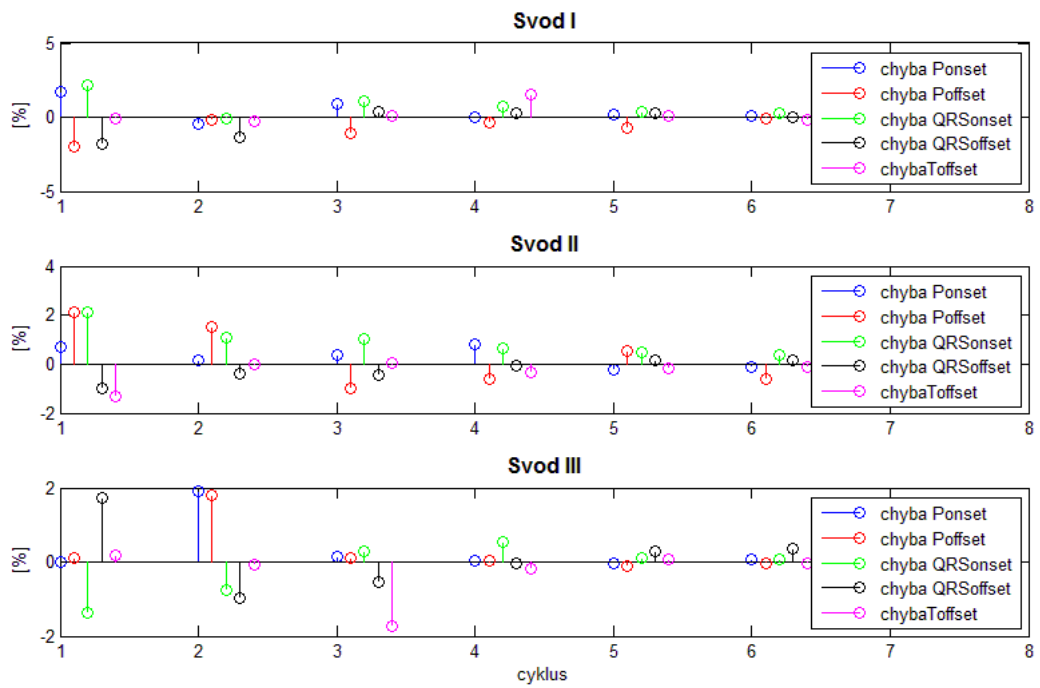
První graf 6.17 zobrazuje chyby rozměřených bodů ve svodech I, II a III. Ve druhém grafu 6.18 jsou vidět chyby délek vln a komplexů QRS. Třetí graf 6.19 ukazuje chyby extrémů vln a komplexů QRS.

Například v grafu 6.18 ve svodu I a II je vidět, že došlo ke značné chybě v délce komplexu QRS. Záporná hodnota chyby značí, že došlo ke prodloužení komplexů. Naproti tomu lze také vyčíst, že u vlny T došlo ke zkrácení délky.

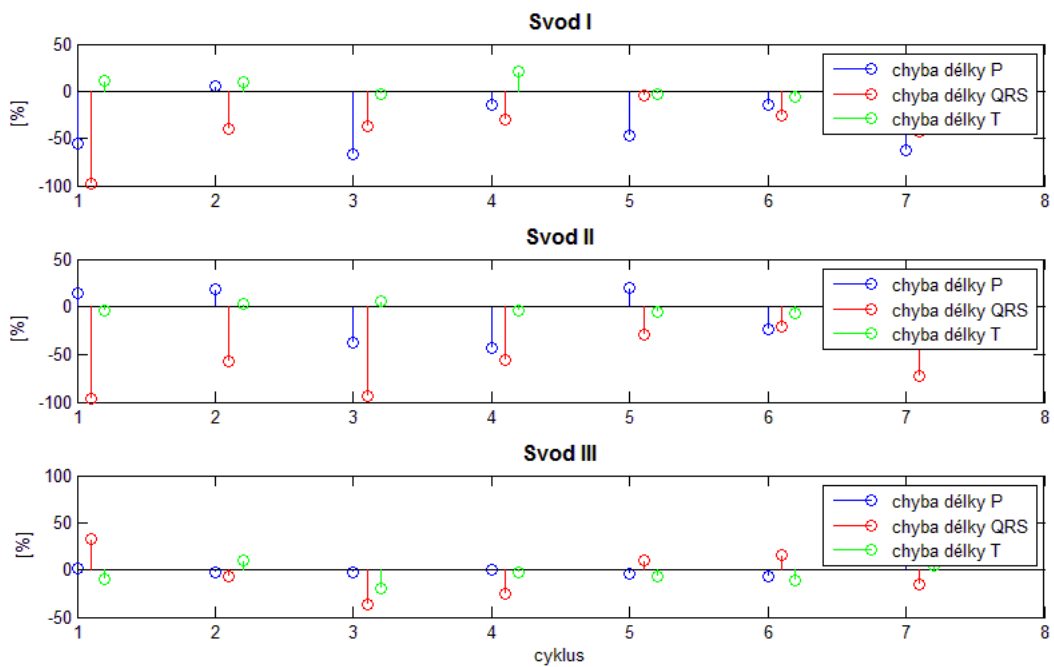
V grafech 6.20, 6.21 a 6.22 je pro porovnání použit stejný signál, ale komprimovaný pomocí SPIHT algoritmu s  $avl = 1$  bps. Toto nastavení je srovnatelné s předešlou kompresí pomocí ztrátové DTWT, kde hodnota byla  $avl = 1,094$  bps. Přesto je signál méně poškozen a tím pádem nejsou tak velké odchylky ve vlnách a komplexech jako v předešlém případě.

Tím jsem chtěl ukázat, že není kompresní algoritmus jako kompresní algoritmus. Odlišnost kompresních metod velice ovlivňuje výsledný signál a tak vzniklé zkreslení.

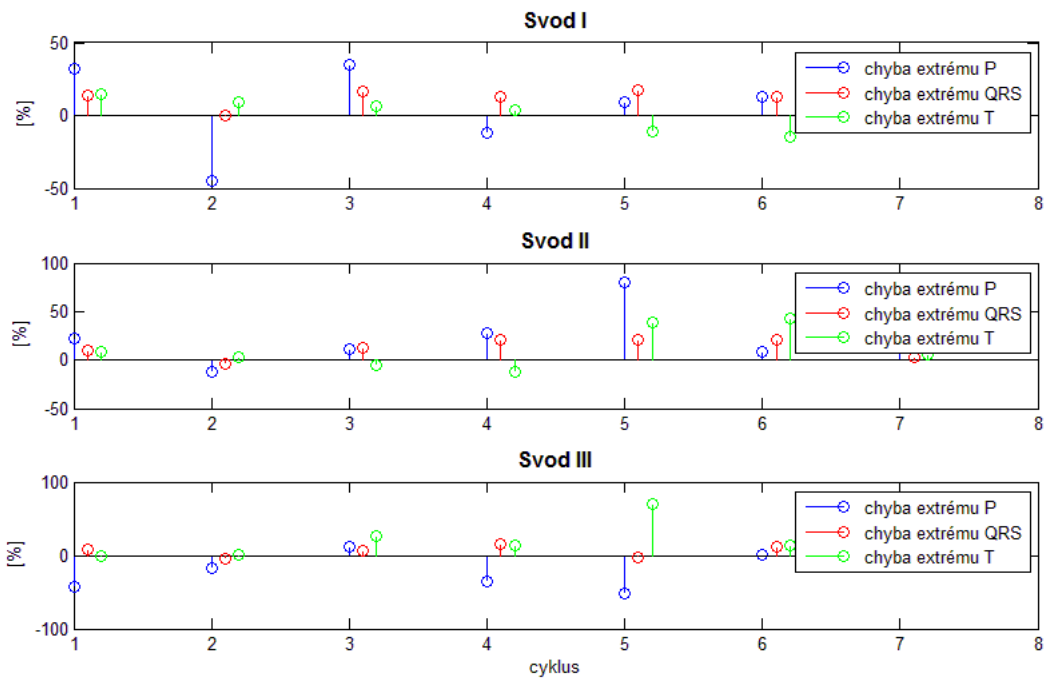




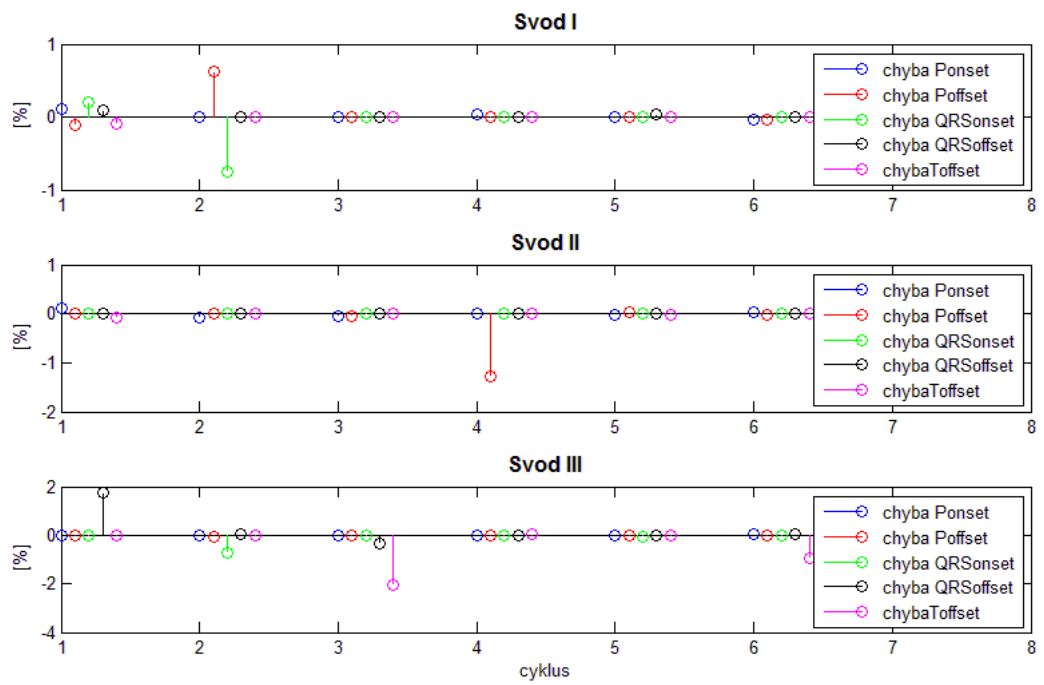
Obr. 6.17: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1]



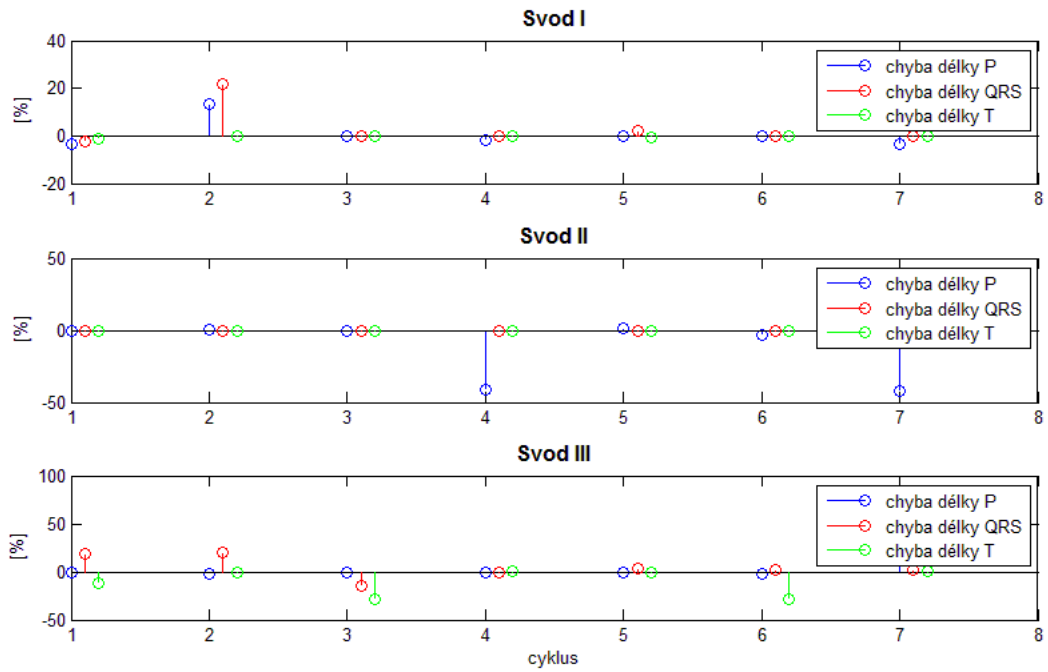
Obr. 6.18: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1]



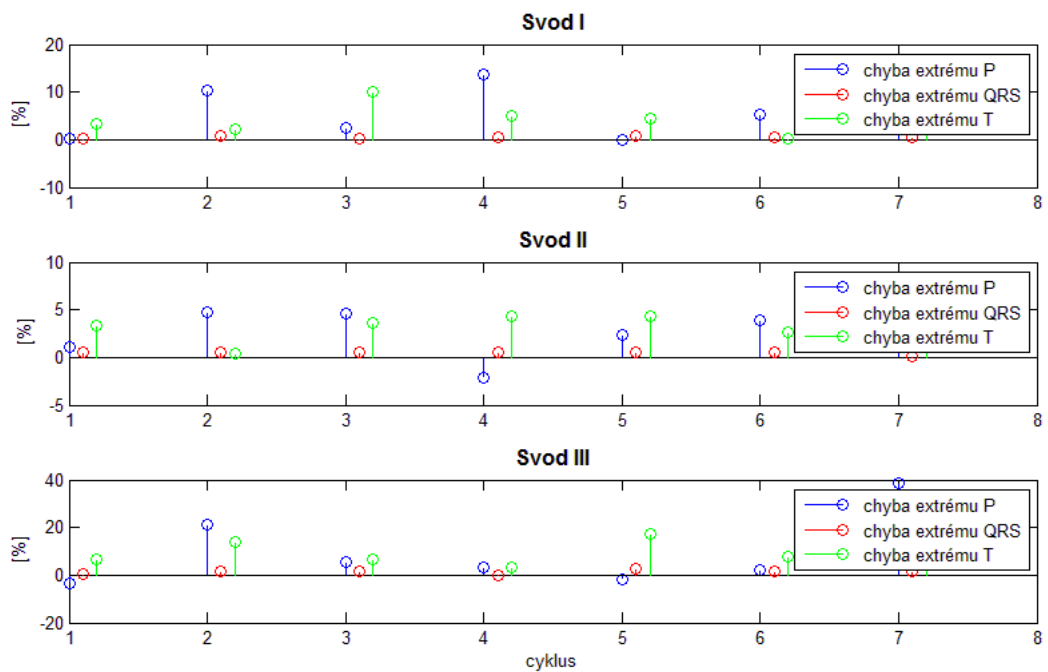
Obr. 6.19: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese s bit = [3 2 1 1 1 1]



Obr. 6.20: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1



Obr. 6.21: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1



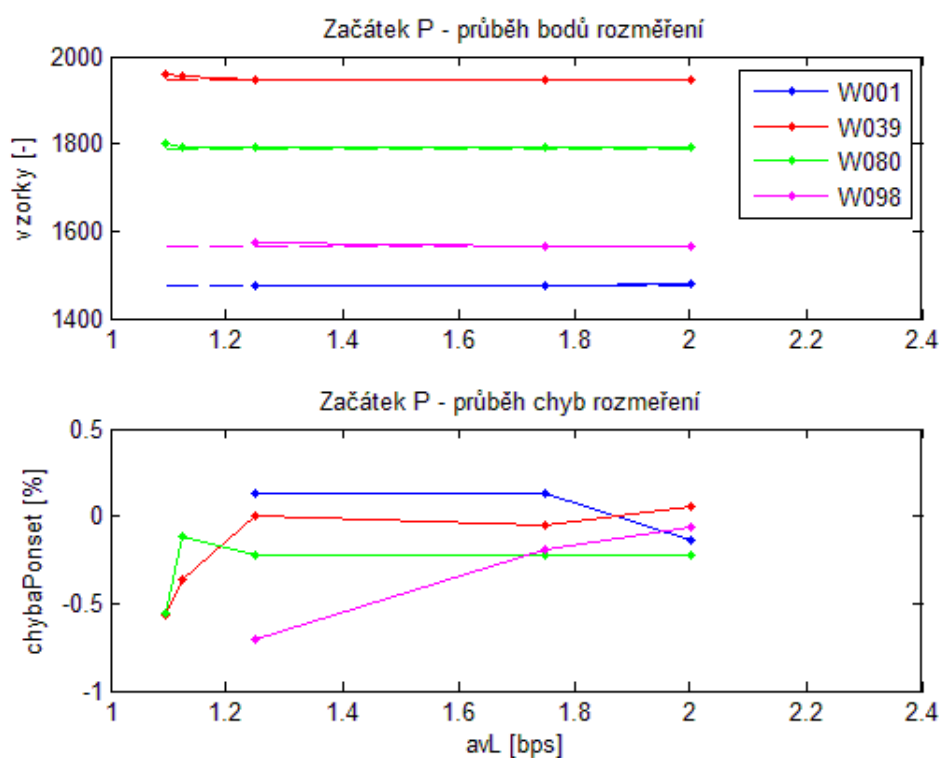
Obr. 6.22: Mapping, signál W079 - svody I, II, II, komprese SPIHT avl = 1

## 6.8 Závislosti rozměřených bodů a vln na avL

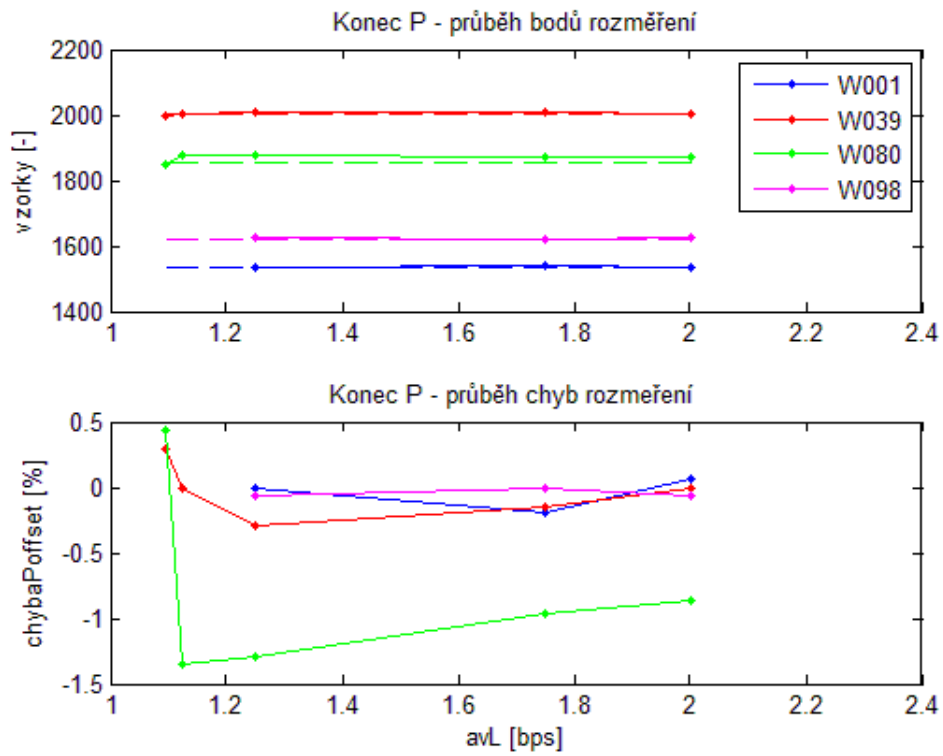
Na obrázcích 6.23,6.24,6.25,6.26 a 6.27 jsou vidět závislosti rozměřených bodů a jejich chyb na hodnotách avL, tzn. různým kompresním poměrům.

První z dvojice grafů ukazuje jak se mění rozměření v závislosti na avL. Čárkované křivky znázorňují hodnotu rozměření originálního signálu a plná křivka po kompresi. Z grafů je tedy vidět jak se rozměření po kompresi odchyluje od normálu. Druhý z dvojice zobrazuje chybu této odchylky od normálu(originálu). Z těchto grafů je patrné, že se chyba zvětšuje s klesajícím avL. Všimněme si také, že u signálů W001 a W098 nedošlo u nižších avL k rozměření vln P.

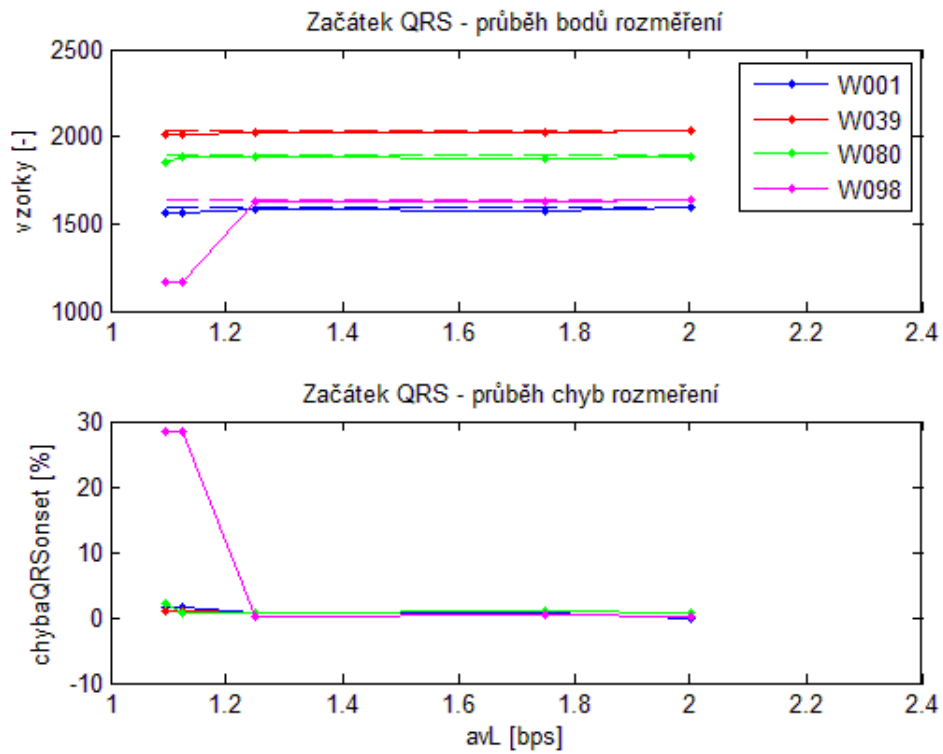
V dalších obrázcích 6.28,6.29 a 6.30 jsou zobrazeny grafy závislostí chyb délek a extrémů vln a komplexů na avL.



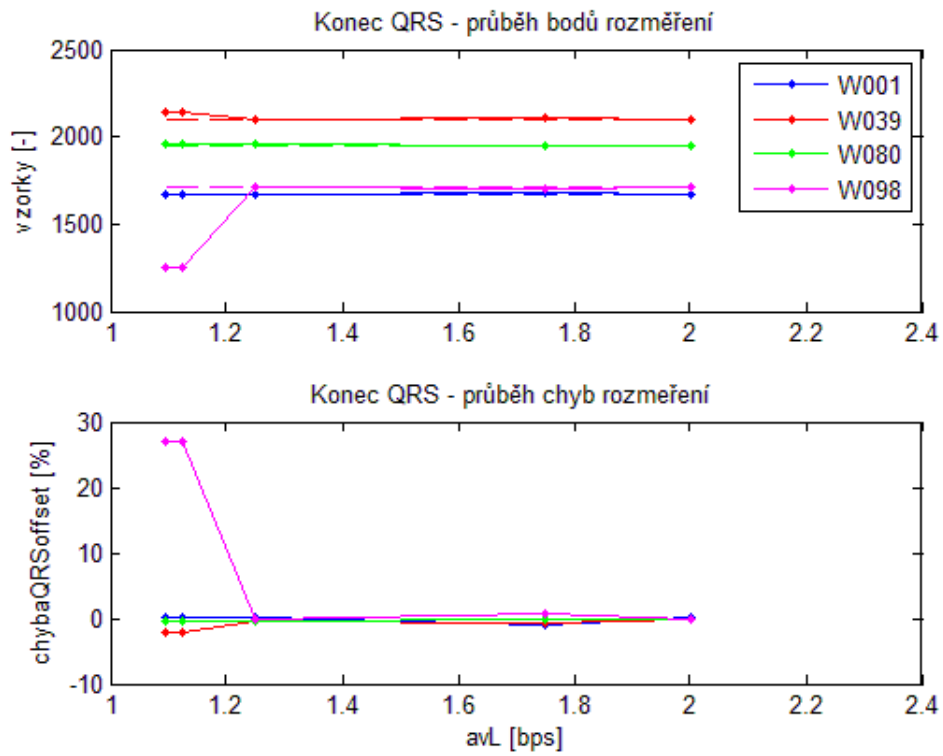
Obr. 6.23: Začátky P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



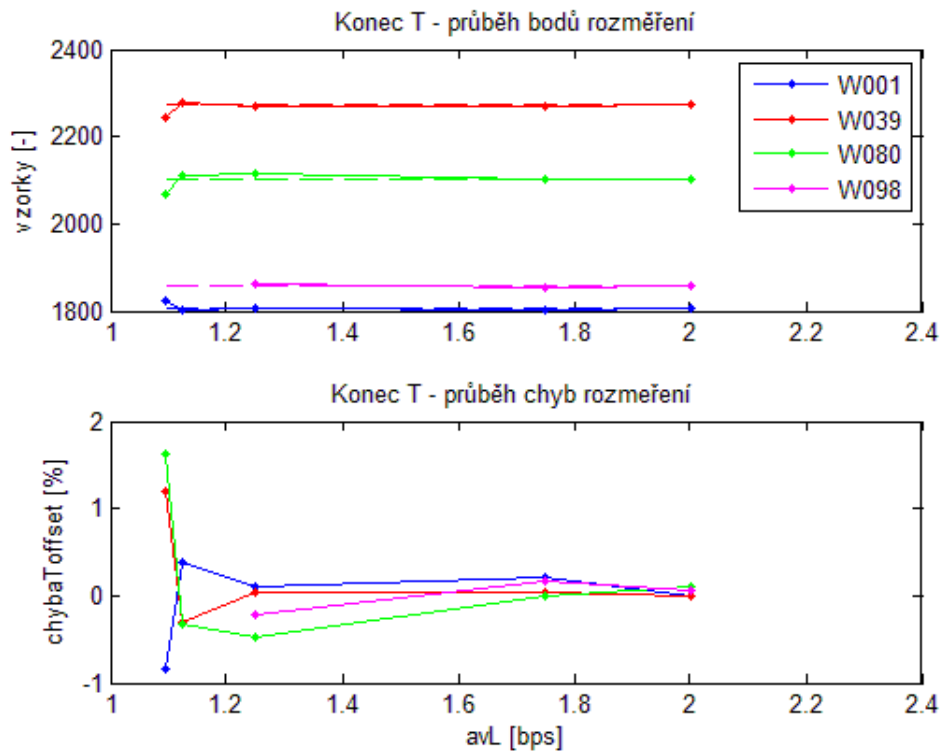
Obr. 6.24: Konce P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



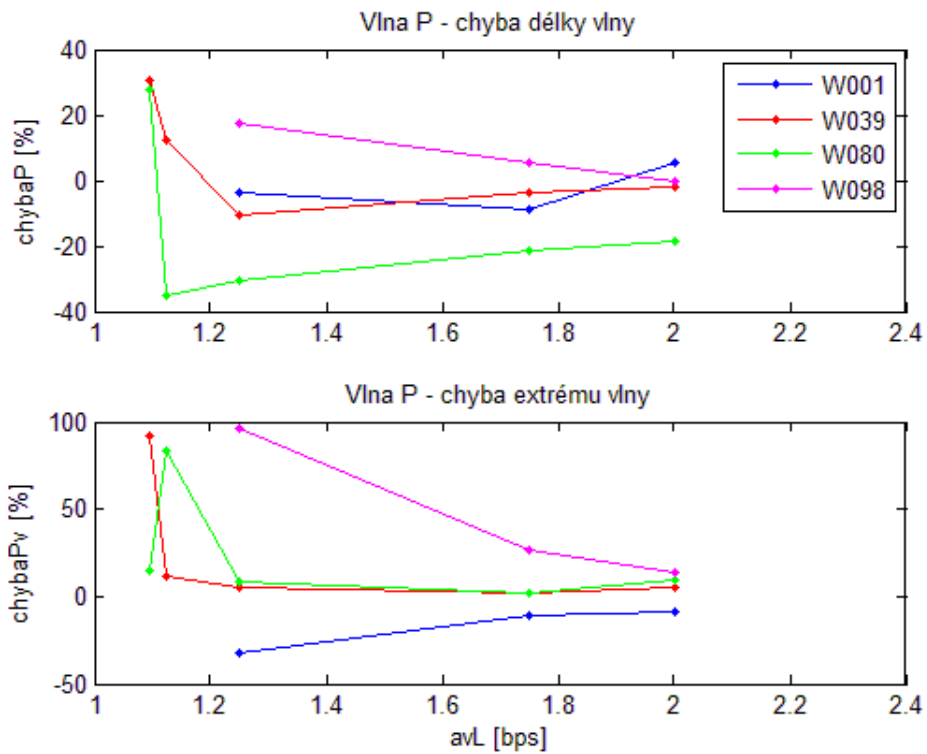
Obr. 6.25: Začátky QRS vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



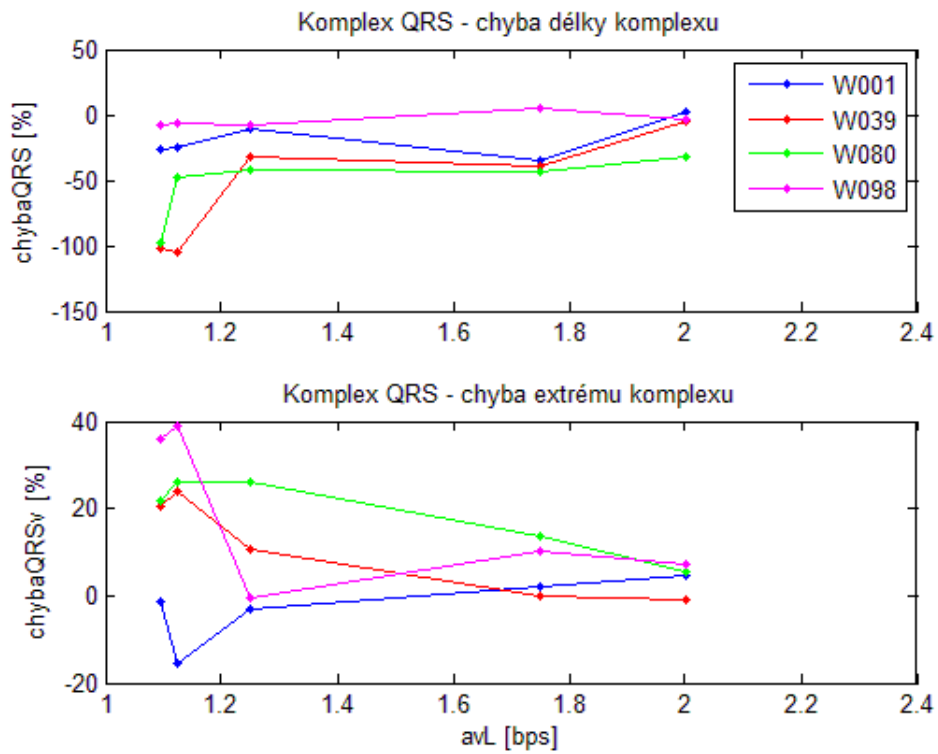
Obr. 6.26: Konce QRS vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



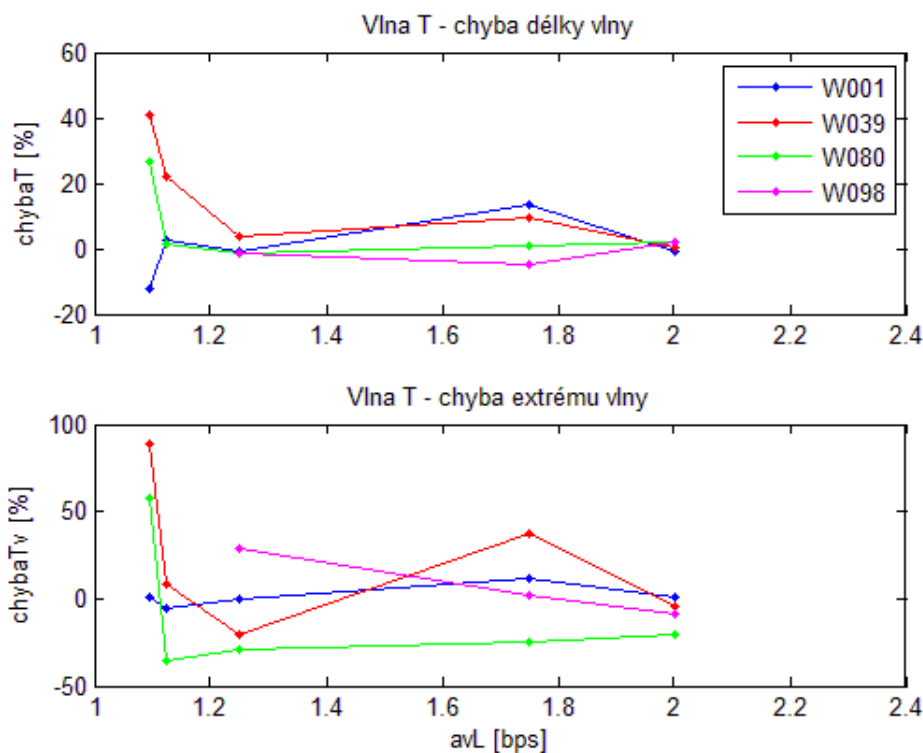
Obr. 6.27: Konce T vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



Obr. 6.28: Délky a extrémy P vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3



Obr. 6.29: Délky a extrémy QRS komplexů pro různé avL, svod=2 cyklus=3



Obr. 6.30: Délky a extrémy T vln pro různé avL, svod=2 cyklus=3

Obrázky 6.31, 6.32 a 6.33 jsou zobrazeny grafy závislosti chyb délek a extrému vln a komplexů na hodnotě avL jako v předešlém případě, ale po kompresi algoritmem SPIHT. Jinak se jedná o stejné signály, svody a cykly.

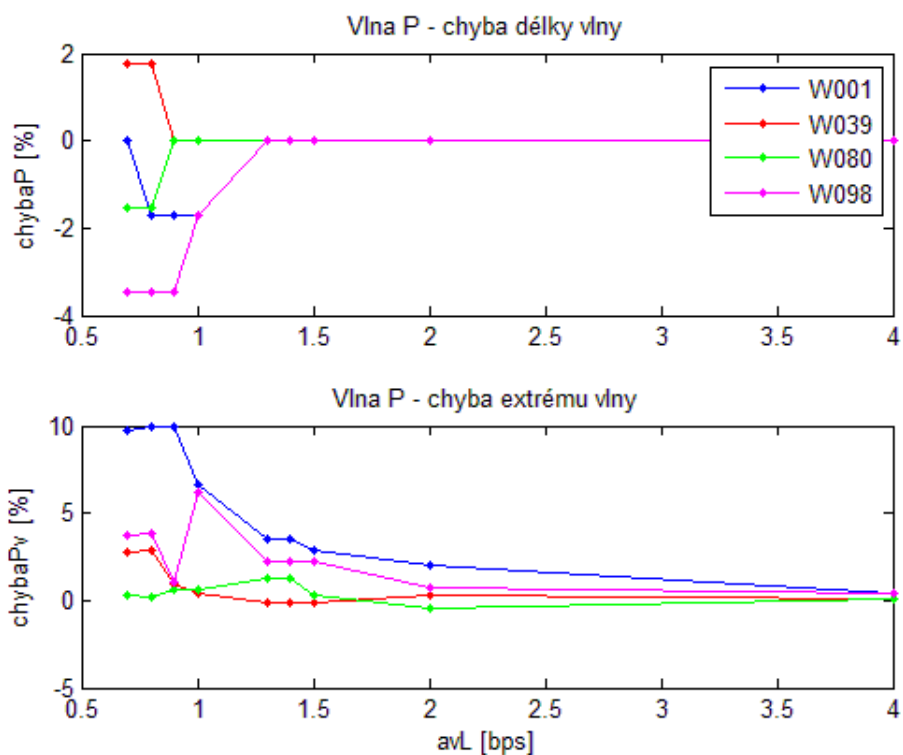
Při srovnání těchto grafů s předešlými je dobře vidět, jak různé kompresní algoritmy dávají odlišné výsledky a tím horší či lepší zkreslení při podobných hodnotách avL.

U grafů po kompresi pomocí DTWT je vidět, že celkový průběh křivek je poněkud nestálý, chyba narůstá a pak zase klesá, ale znatelně velký nárůst chyby nastal při hodnotách kolem  $avL = 1,2$  bps.

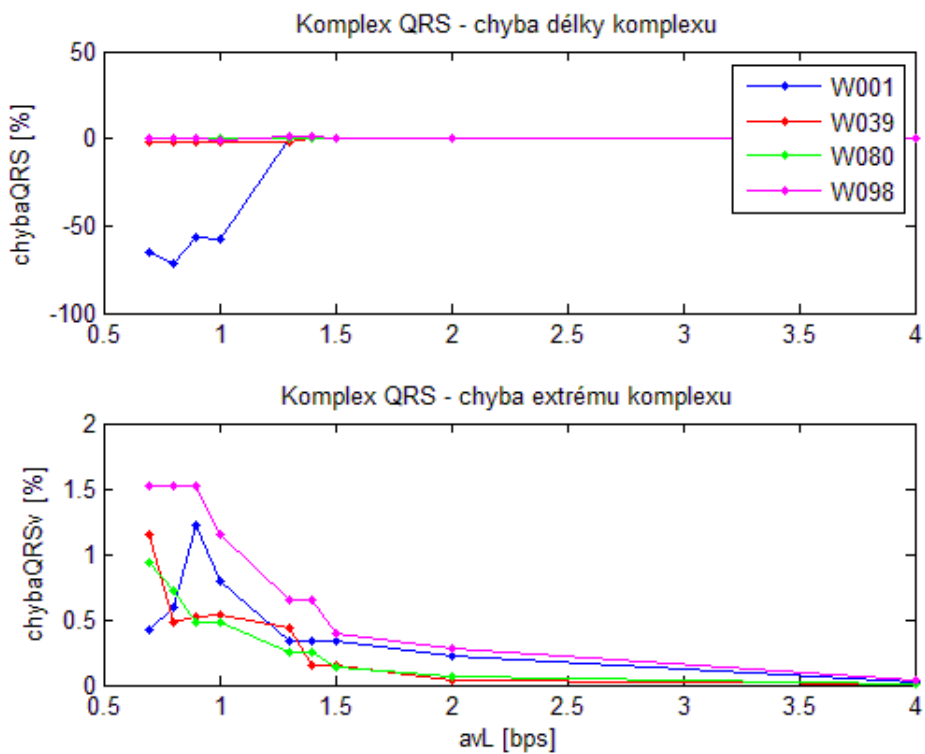
Naproti tomu po kompresi SPIHT křivky postupně narůstají s klesajícím avL. Velmi strmý nárůst chyby nastává u hodnot  $avL = 1$  bps. Jak je vidět u komplexu QRS, chyba zde má viditelný nárůst kolem hodnoty  $avL = 1,5$  bps, ale přesto se jedná o menší chybu v porovnání s předešlou kompresí.

Tyto hodnoty vypovídají o jak velké zkreslení se jedná, není zde jasné do jaké míry by ovlivnilo výslednou podobu signálu a tím pádem i diagnózu.

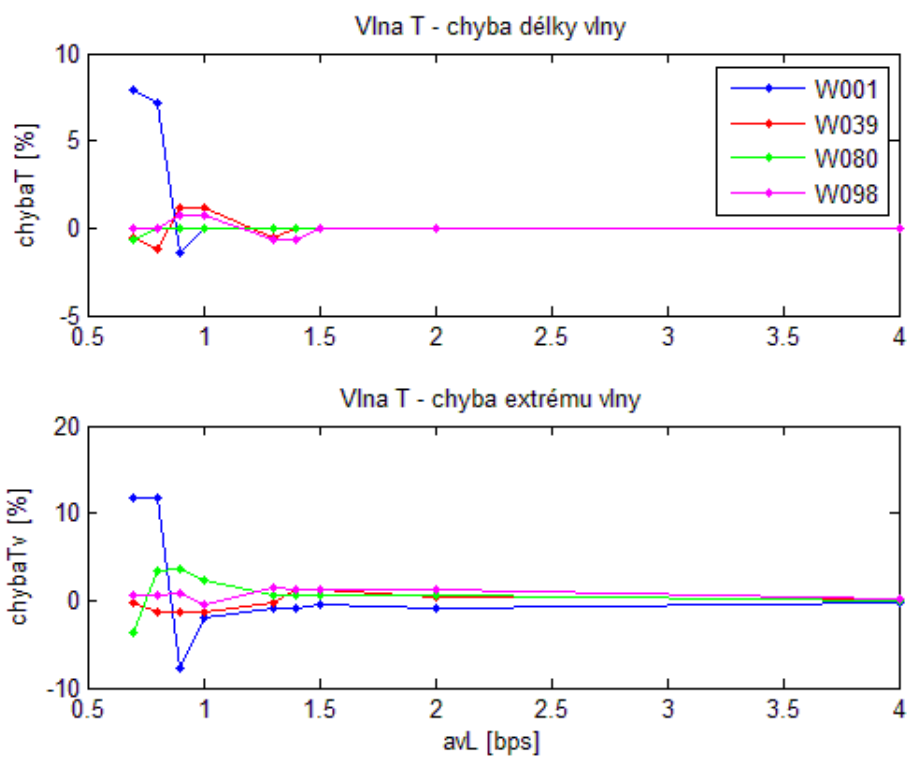




Obr. 6.31: Délky a extrémy P vln pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3



Obr. 6.32: Délky a extrémy QRS komp. pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3



Obr. 6.33: Délky a extrémy T vln pro různé avL, pro SPIHT, svod=2 cyklus=3

## 7 DIAGNÓZY A VLIV ZKRESLENÍ NA NĚ

Zkreslení EKG signálu může mít negativní vliv na určení správné diagnózy. Proto je třeba posoudit tento vliv pro různé kompresní poměry a tím stanovit určitou mez. Tato mez by měla vyjadřovat, který kompresní poměr je možné použít, aby signál byl věrohodný, tj. správně diagnostikovatelný.

### 7.1 Kritéria pro hodnocení vybraného cyklu EKG

Pro vyhodnocení stavu srdečního svalu a určení jeho diagnózy je potřeba znát určitá kritéria. Tato kritéria slouží pro morfologickou analýzu signálu EKG pro jeden vybraný cyklus. Samozřejmostí je mít signály předem předzpracované, potlačený drift a odfiltrovaný brum.

Kritéria pro hodnocení vychází z rozměřených parametrů signálu. Jedná se o globální parametry vybraného cyklu a lokální parametry měřené v každém svodu vybraného cyklu. Následující parametry a kritéria čerpány z [14].

#### Některé globální parametry

- QRSt - trvání komplexu QRS [ms]
- Pt - trvání vlny P [ms]
- PRt - interval mezi začátkem vlny P a začátkem komplexu QRS [ms]
- QTt - interval mezi začátkem komplexu QRS a koncem vlny T [ms]
- osaQRS - sklon elektrické osy ve frontální rovině [deg]

#### Některé lokální parametry

- Qt - trvání kmitu Q [ms]
- Rt - trvání kmitu R [ms]
- St - trvání kmitu S [ms]
- Rpt - interval mezi začátkem QRS a posledním maximem kmitu R
- Qa - hodnota extrému kmitu Q [mV]
- Ra - hodnota (nejvyššího) extrému kmitu R [mV]
- Sa - hodnota extrému kmitu S [mV]
- Ja - úroveň signálu na konci QRS (bod J) [mV]
- QRSaa - rozkmit komplexu QRS [mV]
- QRSplocha - plocha komplexu QRS [mV/ms]
- P+a - hodnota kladného extrému vlny P [mV]
- P-a - hodnota záporného extrému vlny P [mV]

Pro vyjádření diagnózy slouží výroky, které ji definují. Pro každý výrok je přidělen i stupeň závažnosti.

- Normální EKG
- Jinak normální EKG
- Hraniční normální EKG
- Hraniční abnormální EKG
- Abnormální EKG

Pro naše testování jsem použil kritéria pro výroky blokad, protože se nejčastěji vyskytují u signálů z databáze CSE.

### **Blokáda pravého tawarova raménka**

- A:  $QRSt \geq 120$  ms
- B: Přítomnost R' ve V1 nebo V2
- C:  $St(I) > Rt(I)$  a  $St(V6) > Rt(V6)$
- D:  $St(I) > 40$  ms a  $St(V6) > 40$  ms
- E:  $Rpt(V1) > 50$  ms nebo  $Rpt(V2) > 50$  ms

Výsledné kritérium - (A a B a C) nebo (A a B a D) nebo (A a E a (C nebo D)),  
stupeň - abnormální EKG

### **Blokáda levého tawarova raménka**

- A: více extrémů kmitu R ve svodu I nebo ve (V5 nebo V6)
- B:  $Rpt(V5) \geq 60$  ms nebo  $Rpt(V6) \geq 60$  ms
- C:  $Qa(I) = 0$  a  $Qa(V5) = 0$  a  $Qa(V6) = 0$
- D:  $QRSt \geq 120$  ms

Výsledné kritérium - A a B a C a D, stupeň - abnormální EKG

### **Levý přední hemiblok**

- A:  $QRSt < 120$  ms
- B:  $Ra(aVF)/Sa(aVF) < 0.6$
- C:  $osaQRS < -30$
- D:  $Rpt(aVL) \geq 45$  ms
- E:  $Qa(aVL)/Ra(aVL) < 0.6$

Výsledné kritérium - A a B a C a D a E, stupeň - abnormální EKG

## Významný sklon osy QRS doleva

- $\text{osaQRS} \in \langle -90, -30 \rangle$

stupeň - abnormální EKG

## P - sinistocardiale

- A:  $P_t > 130 \text{ ms}$
- B:  $P\text{-a}(V1) < -0.15 \text{ mV}$

Výsledné kritérium A a B, stupeň - abnormální EKG

## P - cardiale

- A: alespoň dvě hodnoty z  $P\text{+a}(II,III,aVF)$  přesáhly  $0.25 \text{ mV}$
- B:  $P\text{-a}(V1) < -0.1 \text{ mV}$

Výsledné kritérium A a B, stupeň - abnormální EKG

## 7.2 Samotné testování vlivu zkreslení na diagnózu

V této části práce si prakticky otestujeme jak zkreslení signálu ovlivní výslednou diagnózu. Pro testování jsme použili některé vybrané signály z CSE.

Základním stanoviskem je kontrolovat kritéria [14] a sledovat, aby nepřesáhly stanovenou mez. Dále podle velikosti přesáhnutí meze určit pro různý typ zkreslení (komprese) hraniční kompresní poměr (avL). Tím se stanoví jaké zkreslení má špatný vliv na stanovení diagnózy.

V grafech 7.1, 7.2, 7.3, 7.4, 7.5 a 7.6 vidíme závislosti tří různých kritérií pro dva různé kompresní algoritmy, DTWT kompresi a SPIHT, používaných pro stanovení diagnózy popsaných výše.

V prvním grafu 7.1 je vidět kritérium pro P-sinistocardiale, kde mezní hodnota je 65 vzorků což odpovídá 130 ms. Hodnoty délky vlny P se začínají značně odlišovat v hodnotě avL menší než 2 bps, kde dojde i k překročení meze.

Jelikož se tato diagnóza skládá ze dvou kritérií, toto testované kritérium má tedy 50% vliv na stanovení této diagnózy.

Ve srovnání se stejnými signály, ale kompresí pomocí SPIHT algoritmu je výsledek vidět v grafu 7.2. Z prvního pohledu je jasné, že nedošlo k žádné velké výchylce, a tím i překročení stanovené meze.

Graf 7.3 nám ukazuje kritérium pro tři diagnózy popsané výše, jedná se o blokádu pravého a levého tawarova raménka a levý přední hemiblok.

Opět je vidět, že závislost má velkou odchylku pro hodnotu avL menší než 2 bps. Signály W059, W062 a W080, u kterých byla hodnota QRSt pod hraniční mezí, náhle překročila. Překročení hranice u tohoto kritéria má různé vlivy na výslednou diagnózu. U blokády pravého tawarova raménka je výsledná diagnóza složena ze tří kritérií a vždy obsahuje hodnotu QRSt, tzn. 1/3 vliv na stanovení této diagnózy.

Naproti tomu u blokády levého tawarova raménka je diagnóza určena čtyřmi kritérii, vliv je tedy 25% a nakonec u hemibloku 20%, protože je složena z pěti kritérií.

I u tohoto kritéria po SPIHT kompresi nedošlo k žádné velké odchylce a překročení stanovené hraniční meze. Závilosti jsou zobrazeny v grafu 7.4.

V posledních dvou grafech 7.5 a 7.6 je kritérium, kterým se hodnotí samostatně sklon osy komplexu QRS. Toto kritérium je také obsaženo v hodnocení diagnózy levý přední hemiblok. Jedná se však o vliv 20%.

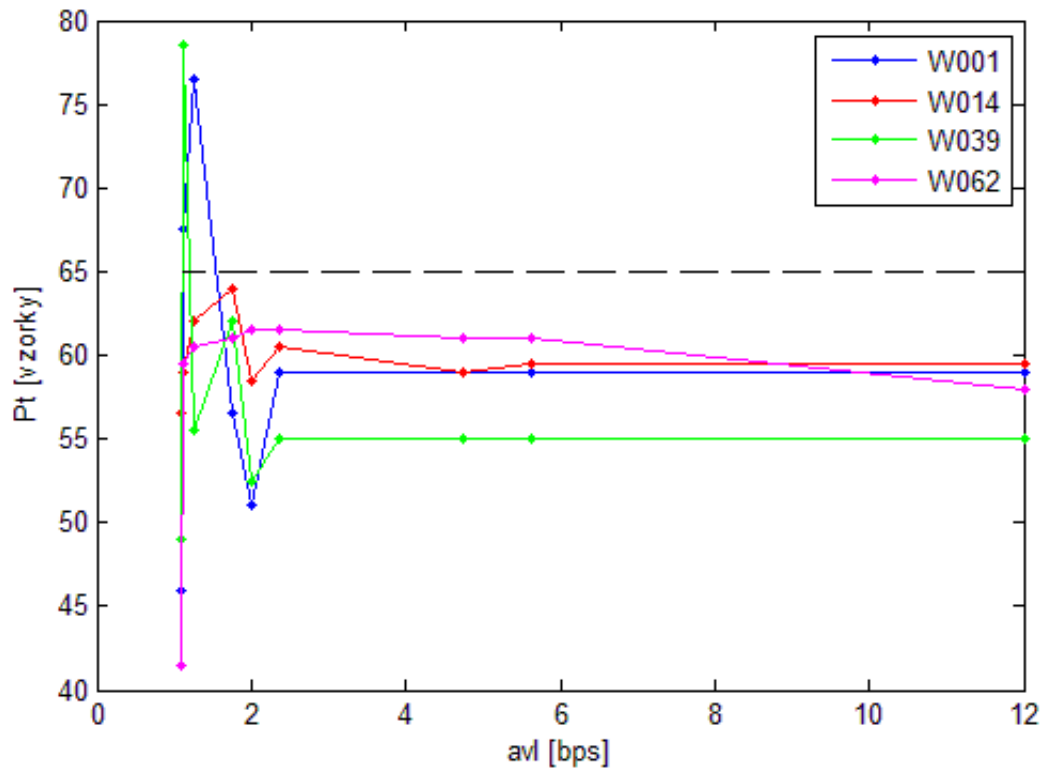
V grafech je vidět jak se rapidně změní závislost opět pro hodnoty avL menší než 2 bps. Signál W039 změní diagnózu, kdy jeho sklon osy QRS byl abnormální, na jinak normální až normální hodnotu.

Po kompresi SPIHT algoritmem nedošlo k žádnému velkému výkyvu hodnotu, tzn. že tato komprese nemá téměř žádný vliv na změnu sklonu osy QRS komplexu.

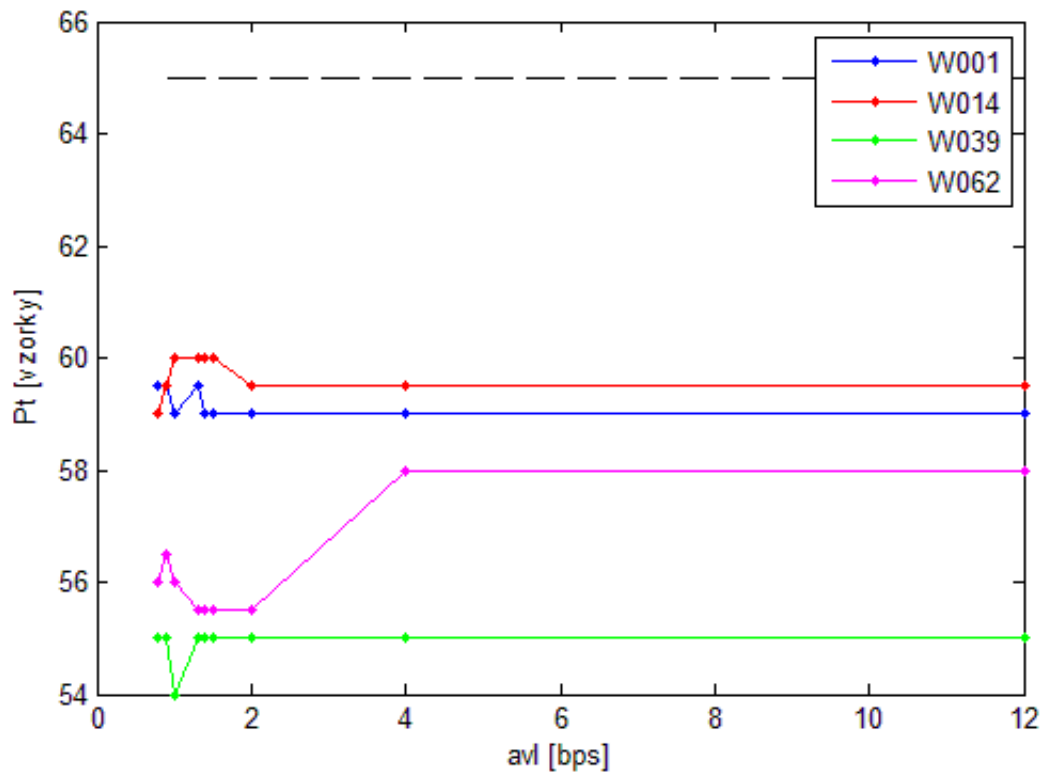
Dále je potřeba zmínit, že doměření globálních a lokálních parametrů v tomto případě vychází z rozměřených pěti bodů dodaným algoritmem [18].

O toto doměření bodů se stará funkce *rozmereni*. Tato funkce má tvar  $parametry = rozmereni(x, cyklus)$ , kde výstup funkce je struktura s názvem *parametry*, která obsahuje doměřené parametry jednoho cyklu, udané vstupní proměnnou *cyklus*. Další vstupní proměnná je vlastní doměřovaný signál, který obsahuje všech dvanáct svodů.

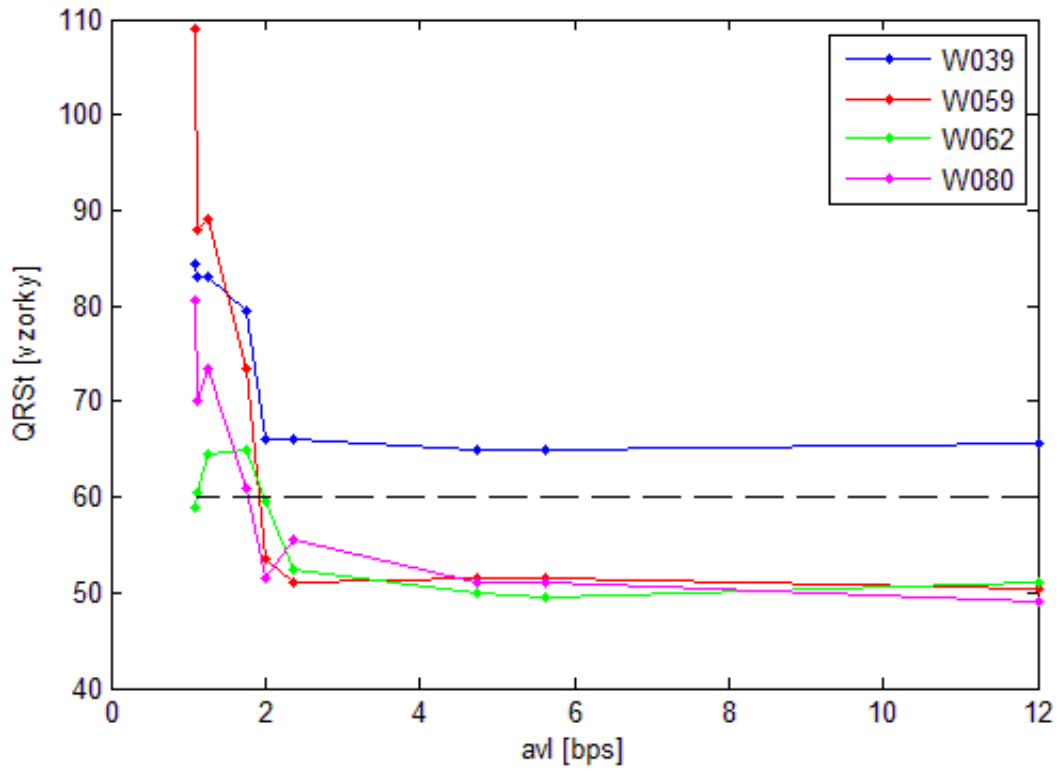
Toto doměření není zcela přesné, ale pro naše účely hodnocení dostačující.



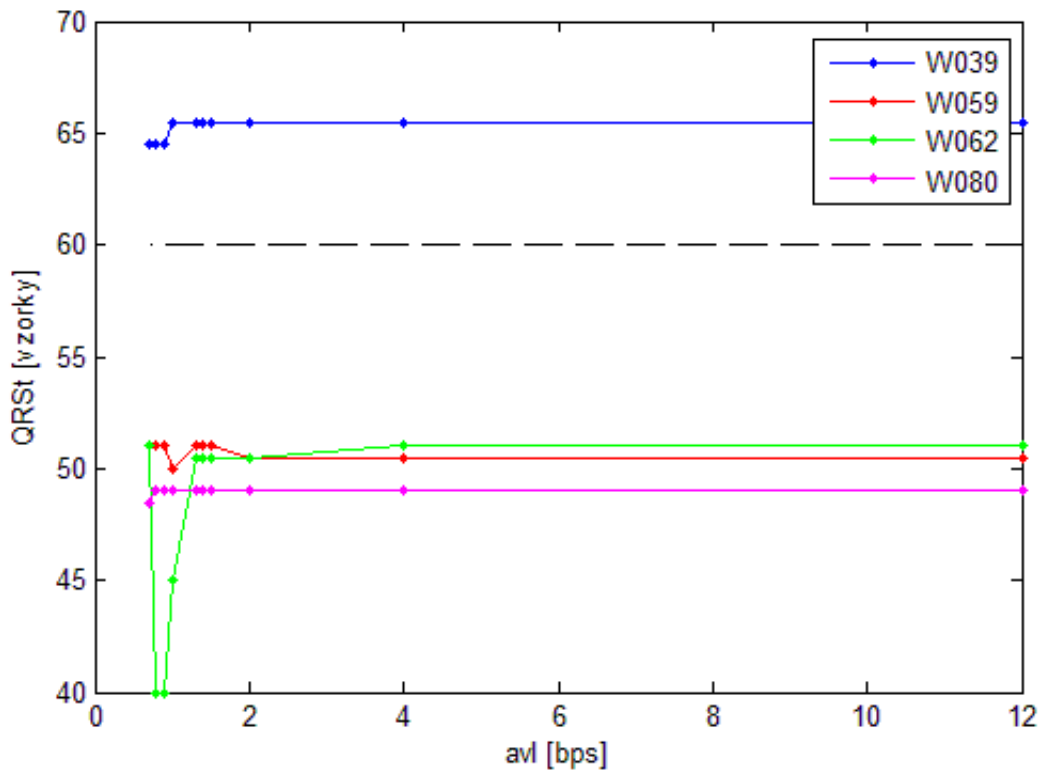
Obr. 7.1: Závislost trvání P vlny na avL, DTWT komprese



Obr. 7.2: Závislost trvání P vlny na avL, SPIHT komprese

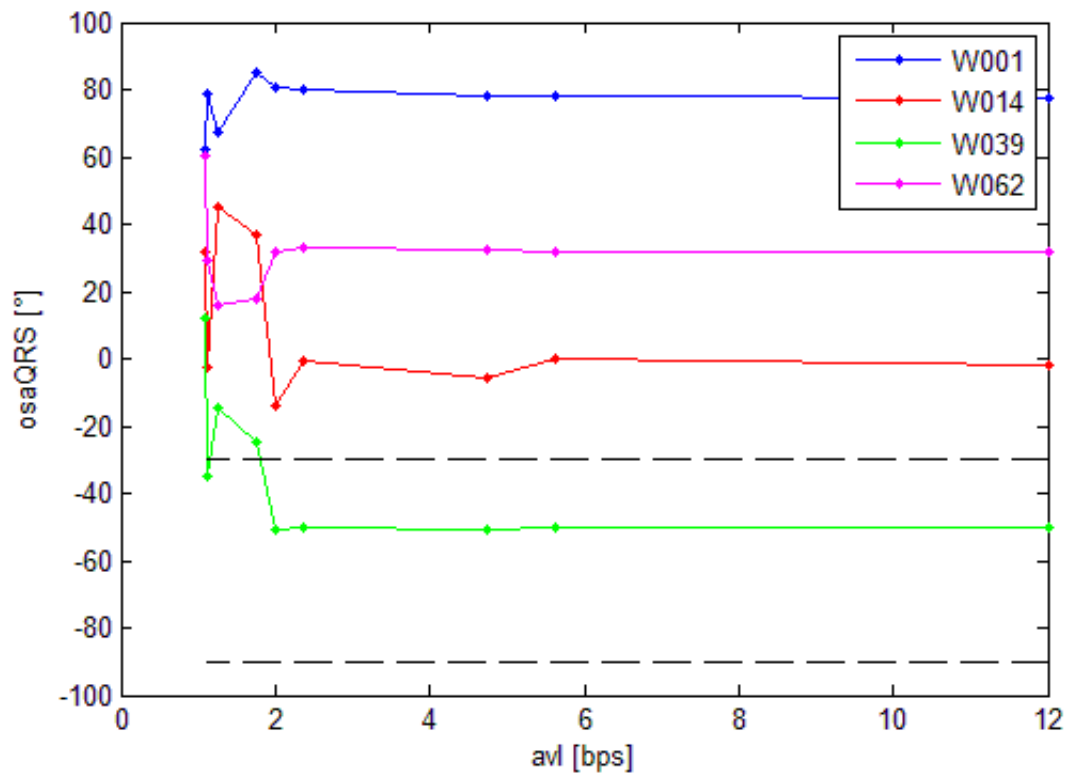


Obr. 7.3: Závislost trvání komplexu QRS na avL, DTWT komprese

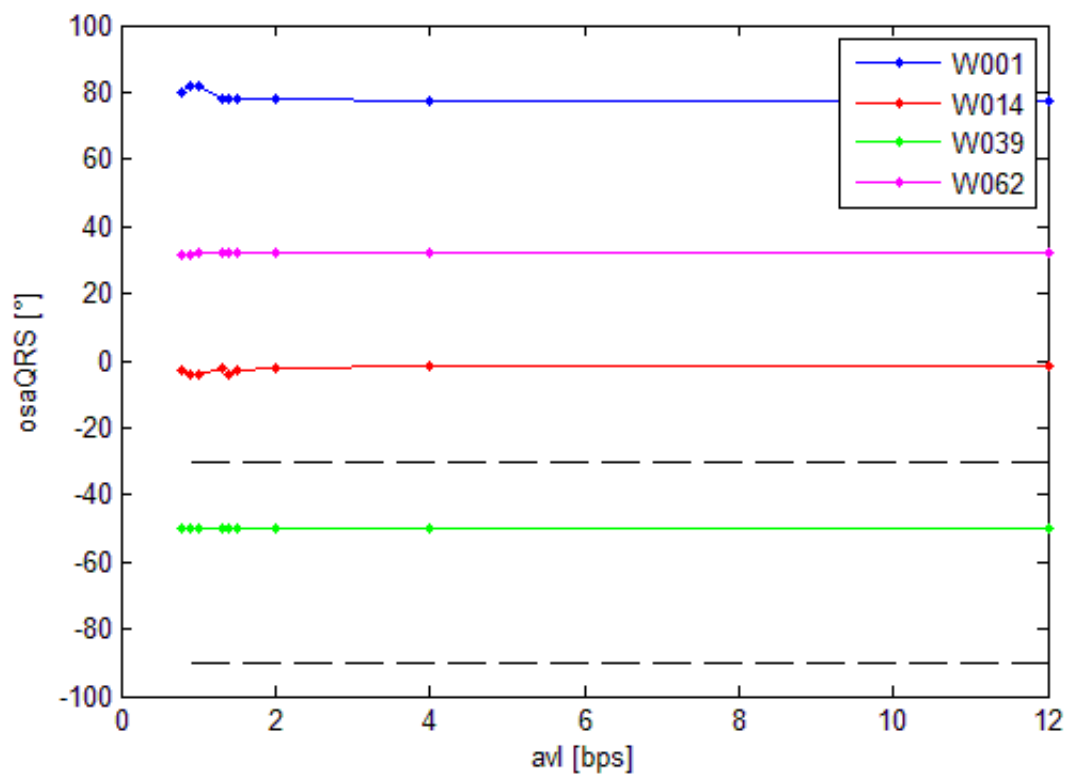


Obr. 7.4: Závislost trvání komplexu QRS na avL, SPIHT komprese





Obr. 7.5: Závislost sklonu osy QRS na avL, DTWT komprese



Obr. 7.6: Závislost sklonu osy QRS na avL, SPIHT komprese

## 8 ZÁVĚR

V této diplomové práci byl hlavní úkol otestovat signály, které jsou určitým způsobem zkresleny a toto zkreslení popsat.

Hlavní část práce se nachází v kapitole Validace. Zde jsou popsány jednotlivé metody hodnocení zkreslení, což odpovídá prvním dvou bodům zadání a bodu čtyři, kde bylo za úkol vytvořit vlastní metodu hodnocení.

V praktické části byla testována metoda  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  na dvou různých databázích, CSE Multilead a MIT-BIH Arrhythmia. Signály byly zkresleny pomocí kompresních metod kompsaných výše.

Byl ověřen fakt, že hodnota  $PRD$  vychází přibližně dvakrát menší než  $WWPRD_h$ . Z těchto hodnot však nelze říci, která hodnota je lepší pro zhodnocení zkreslení signálu.

Dále byl otestován vliv vypočtených chyb  $PRD$ ,  $WWPRD$  a  $WWPRD_h$  na průměrné délce slova ( $avL$ ) u dvou různých signálů. Tím byl splněn třetí bod zadání. Bylo zjištěno, že šum signálu má značný vliv na vypočtené chyby zkreslení. Hodnoty chyb při zvětšování  $avL$  klesají u všech případů přibližně stejně.

Hodnoty těchto chyb nám určují jak je moc signál zkreslen, ale neříkají nám žádné informace o typu zkreslení a jeho výskytu v signálu.

Kvůli nemožnosti určit v jaké části signálu je chyba a její hodnota, byla navržena vlastní metoda hodnocení, která vychází ze známých pozic získaných rozměřovacím algoritmem, tím byl splněn čtvrtý bod zadání.

Tato metoda byla ozkoušena pro některé signály z databáze CSE. Pro celý signál, tj. všech jeho dvanáct svodů, byly vypočteny chyby a zobrazeny do grafů tzv. mapping. Také byly jednotlivé specifické body signálu testovány v závislosti na  $avL$  pro obě kompresní metody. Na první pohled je zřejmé, že komprese pomocí ztrátové DTWT je o poznání horší. U algoritmu SPIHT měla chyba znatelný nárůst kolem hodnoty  $avL = 1,5$  bps, avšak u ztrátové DTWT komprese je sice znatelný nárůst kolem hodnoty  $avL = 1,2$  bps, ale chyby jsou větší.

V kapitole 7 je otestováno jak zkreslení signálu může ovlivnit diagnózu. Z grafů je vidět, že komprese s hodnotami  $avL$  pod 2 bps může způsobit změnu kritérií pro určování diagnóz a tím její výsledek negativně ovlivnit. Tento výsledek je naměřen pro ztrátovou DTWT kompresi u algoritmu SPIHT nedošlo k žádné zásadní změně kritérií.

Různé kompresní metody způsobují různě velké zkreslení, proto se nedá přesně určit, jaký kompresní poměr je bezpečný, tj. neovlivní výslednou diagnózu.

## LITERATURA

- [1] ALESANCO, Á. a J. GARCÍA. *A Simple Method for Guaranteeing ECG Quality in Real-Time Wavelet Lossy Coding*. Hindawi Publishing Corporation, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, vol. 2007, Article ID 93195, 9 pages, 2007
- [2] ALFAOURI, M., K. DAQROUQ a I. ABU-ISBEIH. *Quality Evaluation of Reconstructed Biological Signals*. American Journal of Applied Sciences 6 (1): 187-193, 2009, ISSN 1546-9239
- [3] AL-FAHOUM, A. *Quality Assessment of ECG Compression Techniques Using a Wavelet-Based Diagnostic Measure*. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 10, no. 1, JANUARY 2006
- [4] BLANCO-VESALCO, M. et al. *On the use of PRD and CR parameters for ECG compression*. Medical Engineering & Physics 27 (2005) 798–802
- [5] CHEN, J., Y. LU, Y. ZHANG a X. SHI. *ECG Compression Based on Wavelet Transform and Context Modeling Arithmetic Coding*. Department of Electronic Engineering Yunnan University Kunming, P.R.China 650091
- [6] COHEN, A. a Y. ZIGEL. *Compression of multichannel ECG through multichannel long-term prediction*. Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE , vol.17, no.1, pp.109-115, Jan.-Feb. 1998
- [7] FIRA, M. a L. GORAS. *An ECG signals compression method and its validation using NN's*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 55, No. 4, pp. 1319-1326, 2008.
- [8] HONZÍKOVÁ, N. a P. HONZÍK. *Biologie člověka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2003.
- [9] HRUBEŠ, J. a J. KOZUMPLÍK. *Možnosti algoritmu SPIHT při kompresi 1D signálů*. Elektrovue - Internetový časopis (<http://www.elektrovue.cz>), 2007, roč. 2007, č. 55, s. 55-1 (12 s.), ISSN: 1213- 1539.
- [10] HRUBES, J., M. VITEK, a J. KOZUMPLIK. *Multipoint Validation of Decompressed ECG Signal*. BIOSIGNAL 2010, 19(1), 1-4.
- [11] HRUBEŠ, J., M. VÍTEK a J. KOZUMPLÍK. *Vliv komprese signálů na EKG diagnózu*. Elektrovue - Internetový časopis (<http://www.elektrovue.cz>), 2010, roč. 2010, č. 36, ISSN: 1213-1539.

- [12] KOZUMPLÍK, J. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Habilitační práce, ÚBME FEKT VUT v Brně, listopad 2004. dostupné na: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/kozumplik/habilitace.pdf>
- [13] KOZUMPLÍK, J. *Multitaktní systémy*, Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005
- [14] KOZUMPLÍK, J. *Kritéria pro hodnocení vybraného cyklu klidového EKG*. Technická zpráva pro firmu BTL Praha, březen 2001
- [15] LU, Z., Y.D. KIM a A.W. PEARLMAN. *Wavelet Compression of ECG Signal by Set Partitioning in Hierarchical Trees (SPIHT) Algorithm*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 47, No. 6, pp. 849-856, 2000
- [16] MANIKANDAN, M. a S. DANDAPAT. *Wavelet energy based diagnostic distortion measure for ECG*. Biomedical Signal Processing and Control 2 (2007) 80-96
- [17] SASTRY, R.V.S. a K.RAJGOPAL. *ECG Compression using Wavelet Transform*. Biomedical Engineering Laboratory, Department of Electrical Engineering, Indian Institute of Science, Bangalore. Proceedings RC IEEE-EMBS & 14th BMESI - 1995
- [18] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [19] VÍTEK, M., J. HRUBEŠ a J. KOZUMPLÍK. *A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database*. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, Germany 2009, pp. 177-180. ISBN 978-3-642-03881-5.
- [20] ZIGEL, Y., A. COHEN a A. KATZ. *The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression*. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, no. 11, pp. 1422-1430, 2000
- [21] ZIGEL, Y., A. COHEN a A. KATZ. *A diagnostic meaningful distortion measure for ECG compression*. Electrical and Electronics Engineers in Israel, 1996., Nineteenth Convention of , vol., no., pp.117-120, 5-6 Nov 1996

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG elektrokardiogram

WT vlnková transformace - wavelet transform

DWT diskrétní vlnková transformace - discrete wavelet transform

IDWT zpětná diskrétní vlnková transformace - inverse discrete wavelet transform

CR kompresní poměr - compress ratio

avL průměrná délka slova - average length

SPIHT Set partitioning in hierarchical trees

LIP Seznam nedůležitých koeficientů - List of Insignificant Pixels)

LIS Seznam nedůležitých stromů - List of Insignificant Pixels

LSP Seznam důležitých koeficientů - List of Significant Pixels

PRD Percentage root mean square difference

WWPRD Wavelet Weighted Percentage root mean square difference

WAE Chyba amplitudy vlny - Wave Amplitude Error

WTE Chyba času vlny - Wave Time Error

WDD Váňované diagnostické zkreslení - Weighted Diagnostic Distortion

# SEZNAM OBSAHU CD

Program vytvářen ve verzi Matlab 7.8.0.347 (R2009a)

## Vypočtená data

- složka Vypoctena data - PRD
- složka Vypoctena data - vlastní metoda

všechny funkce a skripty jsou obsaženy ve složce m-files, jejich rozdělení je níže

## PRD a WWPRD testování

- ctecka.m - čtečka CSE signálu
- ctecka\_ph.m - čtečka MIT-BIH signálu
- komprese.m - vlastní kompresor pomocí ztrátové dtwt
- kvantovani.m - funkce kvantovani pro kompresi
- vypocty.m - hlavní výpočtový skript pro testování PRD a WWPRD
- vypocetPRD.m - výpočet obyčejného PRD
- vypocetWWPRD.m - výpočet váhovaného PRD
- vykresleni.m - vykreslení grafů
- prumery.m - výpočet průměrů a směrodatných odchylek chyb
- testavL.m - testování PRD na avL

## Funkce pro vlastní metodu

- upravrozm\_glob.m - funkce pro úpravu rozměřených bodů, globální
- upravrozm\_loc.m - funkce pro úpravu rozměřených bodů, lokální
- rozmereni.m - funkce pro doměření parametrů pro testování kritérií
- chybarozmer.m - funkce pro výpočet chyb rozměřených bodů a vln
- chybavln.m - funkce pro testování kritérií diagnóz
- testblokl.m - funkce pro testování kritérií pro blokádu levého tawarova raménka
- testblokp.m - funkce pro testování kritérií pro blokádu pravého tawarova raménka
- testhemip.m - funkce pro testování kritérií pro levý přední hemiblok
- testosQRS.m - funkce pro testování kritérií pro sklon osy QRS
- testvlnP.m - funkce pro testování kritérií hodnotící vlnu P
- vykreschyb.m - skript pro vykreslení chyb, mapping
- test\_zav.m - skript pro testování závislosti na avL
- test\_diag.m - skript pro testování kritérií diagnóz

- testovani\_c.m - hlavní skript pro výpočty

## **rozměření**

- rozměrovací algoritmus Ing. Martina Vítka, PhD., vedoucího práce
  - EKGrozmereni\_global.m
  - EKGrozmereni\_local.m

## **soubory pro SPIHT algoritmus**

- Kompresor Ing. Jana Hruběše, bývalého vedoucího práce
  - dekomprSPIHT.m
  - chyby.m
  - ispih1.m
  - komprSPIHT.m
  - spiht1.m
  - szfun.m
  - treesets1.m
  - trmat.m