



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KOMPRESSE SIGNÁLU EKG

COMPRESSION OF ECG SIGNAL

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Eliška Blaschová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Vítek, Ph.D.

BRNO 2016



Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Eliška Blaschová

ID: 147461

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Komprese signálu EKG

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište možnosti komprese signálu EKG s využitím vlnkových transformací. 2) Navrhněte a realizujte algoritmus pro kompresi a dekompresi signálu EKG a ověřte jeho funkčnost na signálech databáze MIT-BIH. 3) Spočítejte kompresní poměr navrženého algoritmu a chybu PRD způsobenou kompresí. 4) Testujte vliv nastavení vlnkové transformace (počet stupňů rozkladu, různé banky filtrů) na výsledný kompresní poměr a chybu PRD způsobenou kompresí. 5) Naleznete vhodné nastavení navrženého algoritmu, komprimujte celou databázi MIT-BIH a porovnejte objektivní velikost souborů před a po kompresi. 6) Dosažené výsledky diskutujte a srovnajte s výsledky jiných autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SALOMON, David. Data Compression: The complete reference. 4th ed. London: Springer, 2007, 1092 s. ISBN 978-1-84628-602-5.

[2] RAJOUB, B.A. An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2002, roč. 49, č. 4, s. 355-362. ISSN 0018-9294.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

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

Konzultant diplomové práce:

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

Práce představuje nejznámější metody komprese, které byly zveřejněny. Komprese signálu EKG je důležitá především pro úsporu místa v paměťových zařízeních nebo pro zefektivnění přenosu dat. Využití vlnkové transformace pro kompresi je celosvětově diskutované téma, a proto se práce zaměřuje tímto směrem. Získané vlnkové koeficienty mohou být nejprve kvantovány a následně vhodnou metodou komprimovány. Existuje mnoho možností pro výběr vlnky a stupeň rozkladu, které zde budou testovány z hlediska nejefektivnější komprese signálu EKG.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, vlnková transformace, kvantování, metody komprese, proudové kódování, SPIHT, kompresní poměr, PRD.

ABSTRACT

This paper represents the most well-known compression methods, which have been published. A Compression of ECG signal is important primarily for space saving in memory cards or efficiency improvement of data transfer. An application of wavelet transform for compression is a worldwide discussed topic and this is the reason why the paper focuses in this direction. Gained wavelet coefficients might be firstly quantized and then compressed using suitable method. There are many options for a selection of wavelet and a degree of decomposition, which will be tested from the point of view of the most efficient compression of ECG signal.

KEYWORDS

ECG, wavelet transform, quantization, methods of compression, run length encoding, SPIHT, compression ratio, PRD.

BLASCHOVÁ, E. *Kompresa signálu EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 80 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vitek, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Komprese signálu EKG jsem vypracovala 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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 Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D., vedoucímu diplomové práce za jeho odborné optimistické vedení, trpělivou ochotu a cenné rady, poskytnuté v průběhu vypracování práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	v
Seznam tabulek	viii
Úvod	1
1 Elektroardiografie	2
2 Vlnková transformace	4
2.1 Vlnková transformace spojitého signálu.....	4
2.1.1 Vlastnosti CWT	5
2.2 Diskrétní vlnková transformace.....	5
2.3 Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem.....	5
2.4 Inverzní transformace	7
3 Komprese dat	9
3.1 Základní techniky komprese dat	10
3.2 Statistické techniky komprese	11
3.3 Slovníkové metody	14
3.4 Obrazová komprese	17
3.5 Vlnkově založená komprese	18
4 Kompresní metody používané pro signál EKG	19
4.1 TP (Turning Point) algoritmus.....	19
4.2 AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding)	21
4.3 CORTES (Coordinate Reduction Time Encoding System).....	22
4.4 Fan algoritmus	22
4.5 SPIHT (Set Partitioning in Hierarchical Trees).....	24
5 Hodnocení kompresních metod signálu EKG	28
5.1 Matematické hodnocení komprese	28
5.2 Hodnocení zohledňující diagnostické informace.....	30
6 Navržený kompresní algoritmus	31
7 Návrh metody využívající RLE	32

7.1	Výsledky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia	34
7.2	Výsledky pro kompresní databázi MIT	41
7.3	Vizuální porovnání pro kompresní metodu RLE.....	45
8	Návrh metody SPIHT	49
8.1	Výsledky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia	50
8.2	Výsledky pro kompresní databázi MIT	52
8.3	Vizuální porovnání pro kompresní metodu SPIHT	54
9	Diskuze a porovnání s ostatními kompresními algoritmy	58
10	Závěr	61
	Literatura	62
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	66

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Elektrokardiogram (EKG) [4]	2
Obrázek 2: Modulové frekvenční charakteristiky ideálních oktávových filtrů pro třístupňovou realizaci rozkladu signálu [6].....	6
Obrázek 3: Schéma rychlé dyadické vlnkové transformace s diskretním časem pro třístupňový rozklad signálu [6]	6
Obrázek 4: Schéma třístupňové rekonstrukce signálu pomocí IDWT [6].....	7
Obrázek 5: Dvoukanálová banka rozkladových (H_h, H_d) a rekonstrukčních (F_h, F_d) filtrů [6].....	7
Obrázek 6: Základní abeceda v Braillově písmu [9]	10
Obrázek 7: RLE kódování	11
Obrázek 8: Příklad Huffmanova kódování [11]	12
Obrázek 9: Grafické znázornění aritmetického kódování [11].....	14
Obrázek 10: Příklad zakódování metodou LZ77 [11]	15
Obrázek 11: Vytvoření nové fráze metodou LZW [11]	16
Obrázek 12: Schéma komprese metodou LZW [11]	16
Obrázek 13: Schéma dekomprese metodou LZW [11]	17
Obrázek 14: Možné konfigurace po sobě následujících bodů v algoritmu TP [21]	20
Obrázek 15: Princip Fan algoritmu [21]	23
Obrázek 16: Schéma komprese a dekomprese metodou SPIHT [15].....	24
Obrázek 17: Ukázka stromové struktury příbuznosti koeficientů vlnkové transformace [15]	25
Obrázek 18: Blokový diagram řadičího průchodu SPIHT.....	27
Obrázek 19: Blokový diagram navrženého kompresního programu	31
Obrázek 20: Kvantování signálu.....	32
Obrázek 21: Blokový diagram kompresní metody RLE	33
Obrázek 22: Závislost průměrného kompresního poměru pro I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4).....	35
Obrázek 23: Závislost průměrné procentuální chyby pro všechny I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4).....	35

Obrázek 24: Závislost průměrné procentuální chyby pro všechny filtrované I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4)	36
Obrázek 25: Graf porovnávací faktory pro optimální výběr vlnky při $PRD < 5\%$ pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE	37
Obrázek 26: Graf porovnávací faktory pro optimální výběr vlnky při $avL = 2,5$ bity/vzorek a odpovídajícímu CR pro kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE	38
Obrázek 27: Graf porovnávací faktory pro optimální výběr vlnky při $avL = 1,5$ bit/vzorek a odpovídajícímu CR pro kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE	39
Obrázek 28: Průměrné PRD , PRD_{filtr} a CR kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (u rozkladu 5 chybí 3, u rozkladu 4 chybí 3 a 5 a u rozkladu 7 se přidá 4) u kompresní databáze MIT	41
Obrázek 29: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest pro $PRD < 5\%$ pro metodu RLE	42
Obrázek 30: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest a hodnotou $avL = 2,5$ bitů/vzorek pro metodu RLE..	43
Obrázek 31: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest a hodnotou $avL = 4$ bity/vzorek pro metodu RLE.....	44
Obrázek 32: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 109 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia	45
Obrázek 33: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia	46
Obrázek 34: Detail signálu č. 114 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia	46
Obrázek 35: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 13687_03 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT	47
Obrázek 36: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 11950_02 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT	47
Obrázek 37: Detail vizuálního porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 11950_02 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT	48
Obrázek 38: Blokový diagram kompresní metody SPIHT	50
Obrázek 39: Graf optimálního výběru vlnky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou SPIHT s $avL = 1,5$ bitů/vzorek.....	51
Obrázek 40: Graf optimálního výběru vlnky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou SPIHT s $avL = 2$ bity/vzorek	51
Obrázek 41: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT metodou SPIHT s $avL = 1,5$ bitů/vzorek.....	53

Obrázek 42: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT metodou SPIHT s $avL=2$ bity/vzorek.....	53
Obrázek 43: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 107 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia.....	55
Obrázek 44: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia.....	55
Obrázek 45: Detail vizuálního porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia.....	56
Obrázek 46: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 08730_04 pro kompresní metodu SPIHT a kompresní databázi MIT.....	56
Obrázek 47: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 12713_03 pro kompresní metodu SPIHT a kompresní databázi MIT.....	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Doby jednotlivých částí EKG [2]	3
Tabulka 2: Zadání příkladu aritmetického kódování	13
Tabulka 3: Příklad obrazových kompresních metod	17
Tabulka 4: Matematické kritéria pro uložení bodu [21]	20
Tabulka 5: Dosažené hodnoty kompresních faktorů pro kompresní metodu RLE při PRD < 5% pro databázi MIT-BIH Arrhythmia	37
Tabulka 6: Dosažené hodnoty kompresních faktorů pro kompresní metodu RLE s hodnotou avL = 2,5 bitů/vzorek pro databázi MIT-BIH Arrhythmia	38
Tabulka 7: Dosažené hodnoty kompresních faktorů kompresní metodou RLE s hodnotou avL = 1,5 bitů/vzorek pro databázi MIT-BIH Arrhythmia	38
Tabulka 8: Porovnání módů vlnkové transformace pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia	40
Tabulka 9: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro optimální nastavení kompresní metody RLE u databáze MIT-BIH Arrhythmia s hodnotou avL = 1,5 bitů/vzorek	40
Tabulka 10: Výsledky pro výběr optimální vlnky se zadanou hodnotou avL = 4 bitů/vzorek pro metodu RLE u kompresní databáze MIT	43
Tabulka 11: Porovnání módů vlnkové transformace pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT	44
Tabulka 12: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro optimální nastavení kompresní metody RLE u kompresní databáze MIT s hodnotou avL = 1,5 bitů/vzorek	45
Tabulka 13: Výsledky komprese databáze MIT-BIH Arrhythmia pro kompresní metodu SPIHT s nastavením avL = 2 bitů/vzorek	52
Tabulka 14: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia s hodnotou avL = 1 bit/vzorek.	52
Tabulka 15: Výsledky kompresní databáze MIT pro kompresní metodu SPIHT s nastavením avL = 2 bitů/vzorek	54
Tabulka 16: Průměrné PRD, SNR a MSE porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro metodu SPIHT a kompresní databázi MIT	54
Tabulka 17: Porovnání výsledků nejznámějších kompresních algoritmů pro signál č. 117 z databáze MIT-BIH Arrhythmia	59

Tabulka 18: Porovnání výsledků nejznámějších kompresních algoritmů pro signál č. 119 z databáze MIT-BIH Arrhythmia	59
---	----

ÚVOD

Vyšetření EKG patří mezi jednu z nejzákladnějších diagnostických metod monitorujících zdraví pacienta. Tvar a průběh EKG ukazuje na přítomnost abnormalit nebo patologických jevů, podle kterých je možné lépe diagnostikovat pacientův stav. Podrobnější představení signálu EKG je rozebráno v první kapitole. EKG vyšetření pro jednotlivé pacienty se uchovávají v papírové, ale mnohdy už i digitální podobě. Vždy záleží na technické vybavenosti zařízení, kde se EKG vyšetření provádí.

Pro potřeby uložení signálů EKG se využívá metod komprese. Existuje mnoho kompresních metod, které zmenšují velikosti datových souborů představujících signál EKG. Zmenšení velikosti dat umožňuje uložení většího počtu vyšetření do paměti a zároveň i zrychlení přenosu dat. Do dnešního dne je známo velké množství kompresních metod, které zmenšují objem velikosti různých dat. Tato práce je zaměřena na kompresní metody signálu EKG spojené s vlnkovou transformací, která je představena v druhé kapitole. Přiblížení základních metod komprese je představeno ve třetí kapitole. Nejznámější kompresní algoritmy pro signály EKG rozebírá čtvrtá kapitola. Po získání kompresního souboru je nutné objektivně posoudit úroveň komprese. Jednotlivé typy objektivního posouzení účinnosti komprese jsou uvedeny v páté kapitole.

Cílem práce je nalezení efektivní metody komprese pro signály EKG. Pro potřeby testování jsou vybrány databáze MIT-BIH Arrhythmia a kompresní databáze MIT. Jednotlivé signály z databází jsou nejprve vhodným nastavením vlnkové transformace rozloženy na pásma udávající časově-frekvenční oblast signálu. Rozkladem signálu jsou získány vlnkové koeficienty, které dále mohou podléhat kvantování. Upravené koeficienty jsou komprimovány vhodnou metodou komprese, jak popisuje kapitola šest.

Pro zhodnocení efektivnosti komprese se zjišťuje kompresní poměr a průměrná délka slova celé databáze, tyto veličiny jsou dány průměrem jednotlivých signálů. Komprimované signály jsou pro potřeby ověření věrohodnosti komprimovaného signálu EKG zpětně zrekonstruovány a porovnány s původními i filtrovanými originálními signály EKG pomocí procentuálních chyb a středních kvadratických odchylek. Navržené metody komprese jsou uvedeny v kapitolách sedm a osm. Výsledky testování navržených metod komprese s ostatními publikovanými metodami porovnává devátá kapitola.

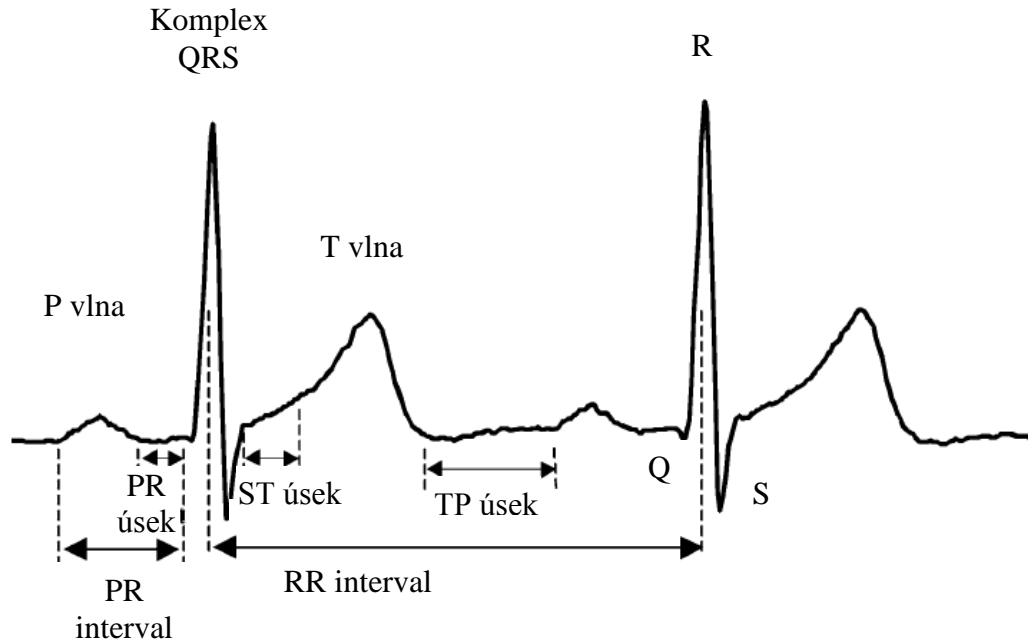
V závěru práce jsou diskutována nejlepší nastavení pro efektivní kompresi obou testovaných databází a to kompresní metodou proudového kódování a metodou SPIHT. Obě metody využívají vlnkovou transformaci, ve které jsou voleny různé stupně rozkladu a nejběžněji používané vlnky. Ve zhodnocení je brán ohled na vysokou věrohodnost mezi rekonstruovaným a původním signálem. Za velmi vysokou věrohodnost komprimace je brána procentuální chyba pohybující se do 5 %, kterou navržené kompresní metody v této práci splňují.

1 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie je věda zabývající se měřením elektrické aktivity srdce. Výsledkem elektrokardiografie je elektrokardiogram. Zkratkou EKG se všeobecně označuje jak samotné vyšetření srdce, tak následně i výsledek vyšetření. EKG je jednou z nejčastějších diagnostických metod v klinické praxi a to především díky tomu, že elektrokardiogram je u mnoha diagnóz klíčový pro léčbu pacienta. [1]

Každá změna elektrické aktivity srdce je zaznamenána pomocí elektrod přiložených na povrch hrudníku pacienta. Standardně se používá 12-ti svodové EKG. Svody se dělí na bipolární (Einthovenovy) – I., II. a III., unipolární – aVL, aVR a aVF a hrudní – V₁₋₆. [1] [2] [3]

Záznam je následně tvořen šesti signály z končetinových svodů a šesti signály z hrudních svodů. Končetinové svody snímají elektrické potenciály srdce z vertikální roviny ze stran a od nohou. Hrudní svody zaznamenávají srdce v horizontální rovině, zepředu a zleva. Svod V₁ se nachází nad pravou komorou a svod V₆ nad levou komorou srdce. U zdravého člověka má větší vliv levá komora srdce na tvar EKG křivky než pravá komora. Signál z každého svodu je jiný oproti ostatním, avšak u zdravých lidí jsou signály jednotlivých svodů charakteristické, což znamená, že u nich lze najít vlny P a T a komplex QRS, jak ukazuje Obrázek 1. [1] [3]



Obrázek 1: Elektrokardiogram (EKG) [4]

Jednotlivé úseky v EKG vypovídají o postupných depolarizacích a repolarizacích srdce. Průběh depolarizace srdce odpovídá srdeční ose při pohledu zepředu. Srdeční osa se určuje z I., II. a III. svodu. [1]

Srdeční rytmus se určuje z kteréhokoliv bodu, kde je nejlépe vidět vlna P, která odpovídá kontrakci síní. Obvykle se jedná o II. svod. Depolarizaci komor na EKG znázorňuje komplex QRS, který je tvořen kmity Q, R a S. Kmit Q je první negativní výchylka pod izoelektrickou linií. Výchylka nad izoelektrickou linií je kmit R i v případě, že kmit Q chybí. Kmitem S se značí negativní výchylka za kmitem R. Vlna T znázorňuje repolarizaci, návrat do klidového stavu srdce. Interval mezi kmitem S a začátkem vlny T je nazýván jako ST úsek a reprezentuje kontrakci komor. Pouze u některých EKG pacientů lze vidět za vlnou T i vlnu U. Význam vlny U není zcela jasný, pravděpodobně odráží repolarizaci papilárních svalů. Čas potřebný pro šíření vzruchu ze sinoatriálního uzlu (SA), svalovinou síní, atrioventrikulárnímu uzlu (AV) až přes Hissův svazek a Purkyňova vlákna do svaloviny komor se označuje jako interval PR, i když logicky by se měl označit jako PQ interval. Deprese v úseku ST je velmi častým ukazatelem ischemie myokardu. U zdravých lidí SA uzel udává rychlost tepu (pacemaker). Při poruše pacemakeru SA uzlu přebírá funkci AV uzel a při jeho poruše pak Hissův svazek, postupně však dochází ke snížení tepové frekvence. Doby trvání jednotlivých částí EKG přehledně porovnává Tabulka 1. [1] [2]

Tabulka 1: Doby jednotlivých částí EKG [2]

	Amplituda [mV]	Doba trvání [s]
Vlna P	> 0,3	> 0,10
Kmit Q	< 1/4 kmitu R	< 0,04 s
Kmit R a S	kmit R+ kmit S > 0,6	QRS komplex < 0,10
Vlna T	0,2 – 0,8	≈ 0,20
Úsek PQ	-	< 0,20
Úsek ST	≈ 0	≈ 0,08
Interval PQ (PR)	-	0,12 – 0,20
Interval QT	-	0,35 – 0,40

Správný popis EKG bude obsahovat následující parametry:

- Rytmus
- Převodní intervaly
- Srdeční osu
- Popis komplexů QRS
- Popis ST úseků a vln T

2 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Vlnková transformace (WT – Wavelet Transform) vznikla díky snaze získat časově-frekvenční popis signálu. Její předchůdce Fourierova transformace (FT – Fourier Transform) poskytuje údaje o tom, které frekvence se v signálu nachází. Fourierova transformace už ale neříká, v jakém čase jsou získané frekvence umístěny, a proto je vhodná především ke zpracování stacionárních signálů. Možné řešení k získání časového rozlišení je použitím okna u krátkodobé Fourierové transformace (STFT - Short Time Fourier Transform), ale ani tímto principem není dosaženo u FT optimálního poměru mezi časovým a frekvenčním rozlišením. Zlepšení časového rozlišení v úzkém okně bude u této transformace vždy na úkor frekvenčního rozlišení, které se bude dilatovat, a naopak. Tento fakt je díky Heisenbergovu principu neurčitosti.[5]

Vlnková transformace postupně upravuje rozměry okna pro jednotlivá frekvenční pásma tak, že je získán optimální poměr mezi časovým a frekvenčním rozlišením. Širší okno je použito pro nízké frekvence a úzké okno pro vysoké frekvence. Při tomto popisu okno označuje mateřskou vlnku Ψ , která má svou energii soustředěnou v úzkém časovém intervalu. Mateřská vlnka musí mít nenulovou střední hodnotu a musí být přibližně nenulová jen na konečném časovém intervalu. Roztažení nebo případné stlačení mateřské vlnky udává parametr λ , který se nazývá měřítko a parametrem θ se mění poloha vlnky v čase. Všechny tyto parametry udávají rovnici báze funkce (2.1), která řídí celou transformaci. Vlnková transformace se vypočítá podle rovnice (2.2) a používá se tedy především pro zpracování signálů proměnných v čase. [5] [6]

$$\Psi_{\lambda,\theta}(t) = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \Psi\left(\frac{t-\theta}{\lambda}\right) \quad \lambda, \theta \in \mathbf{R}, \lambda \neq 0 \quad (2.1)$$

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

kde Ψ je mateřská vlnka, λ je dilatace (roztažení či stlačení) mateřské vlnky, θ je časové posunutí, t je čas, $f(t)$ je funkční hodnota v čase t a konstanta $\lambda^{-1/2}$ normalizuje energii jednotlivých vlněk. [7]

2.1 Vlnková transformace spojitého signálu

Spojitá vlnková transformace (CWT) je definována pro signály s konečnou energií podle vztahu (2.3). [7]

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

jedná se o korelaci signálu $x(t)$ s bázeovými funkcemi odvozenou z obecně

komplexní mateřské vlnky $\Psi(t)$, symbol $*$ označuje komplexně sdruženou funkci, parametr λ je měřítko dilatace mateřské vlnky, přičemž pro $\lambda > 1$ je vlnka natažena λ -krát a pro $\lambda < 1$ je vlnka stlačena λ -krát. [7]

2.1.1 Vlastnosti CWT

CWT je lineární transformací. Tato vlastnost přímo vyplývá z vlastností skalárního součinu. Při posunu analyzované funkce po časové ose dojde ke stejnému posunu obrazu po ose polohy, díky tomu je CWT invariantní v čase. Dilatační vztah popisuje závislost mezi CWT originální funkcí a její roztaženou nebo zúženou podobou, potom ve vlnkových koeficientech dochází k adekvátnímu roztažení v ose polohy a k posunu v ose měřítka. [7]

2.2 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnková transformace (DWT) je specifickým případem transformace spojitého signálu v čase s parametry, pro které platí, že $\lambda = \lambda_0^m$ a $\theta = \lambda_0^m kT$, kde $\lambda_0 > 1$, $T > 0$ a m , k jsou celočíselné. Parametry λ a θ se mění v jednotlivých krocích. [7]

Nejčastějším typem DWT je dyadická diskrétní vlnková transformace, kde parametr λ (měřítko dilatace) je mocninou dvou. Dyadická DWT je tedy popsána parametry $\lambda = 2^m$ a $\theta = 2^m kT$, kde $m > 0$ a následnou rovnicí (2.4). [7]

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

kde index m reprezentuje kmitočtové měřítko a index k časové měřítko. Konstanta T představuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m . [7]

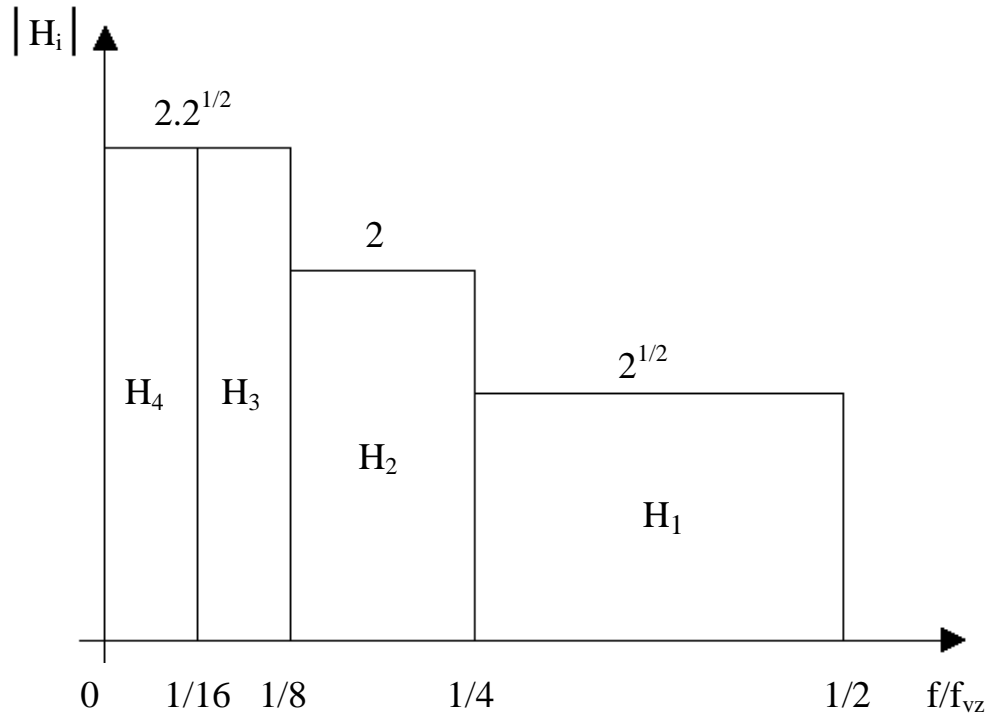
2.3 Dyadická vlnková transformace s diskretním časem

Dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT) je definována diskretní konvolucí signálu x s impulsními charakteristikami banky diskretních oktávových filtrů $h_m(n)$. Podle tohoto poznatku je výpočet upraven na následující rovnici (2.5). [6] [7]

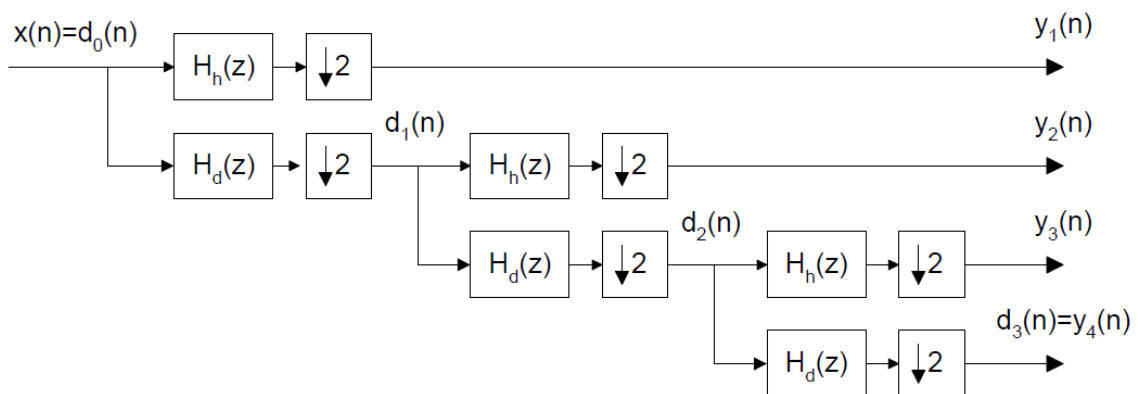
$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (2.5)$$

Banka diskretních oktávových filtrů je sestavena z dvojice filtrů horní a dolní propusti. Dolní propust propouští pásmo od 0 do $\frac{1}{4}$ vzorkovacího kmitočtu a horní propust pak propouští pásmo od $\frac{1}{4}$ vzorkovacího kmitočtu do $\frac{1}{2}$ vzorkovacího kmitočtu. Vzorkovací frekvence výstupního signálu $y_m(n)$ se průchodem m -tého filtru 2^m -krát snižuje než je tomu u vstupní vzorkovací frekvence signálu $x(n)$. Po výstupu z banky oktávových filtrů jsou získány jednotlivé koeficienty pro každý filtr. Tyto koeficienty,

kteřé jsou podvzorkovány, dohromady tvoří výstup z banky filtrů, který je stejně dlouhý jako vstupní signál. Na následujících obrázcích 2 a 3 jsou uvedeny modulové frekvenční charakteristiky ideálních oktávových filtrů pro třístupňový rozklad a následně i schéma třístupňového rozkladu rychlé DTWT. [6] [7]



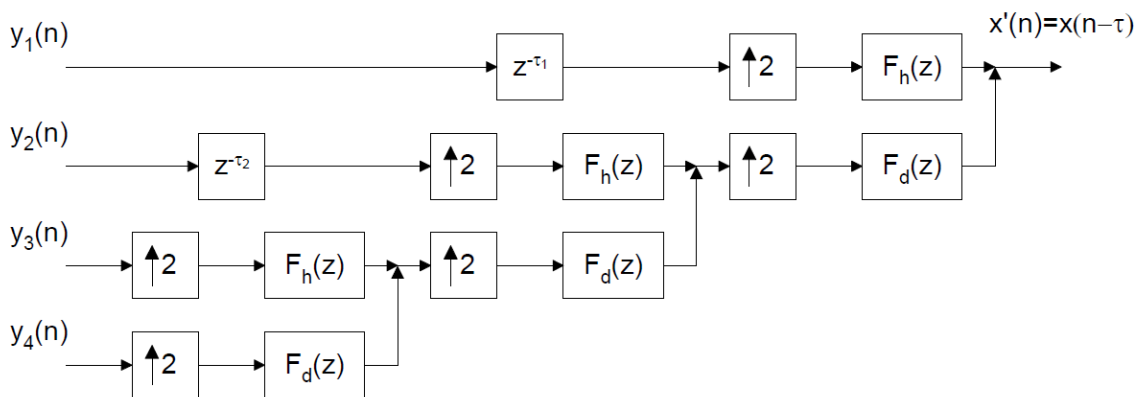
Obrázek 2: Modulové frekvenční charakteristiky ideálních oktávových filtrů pro třístupňovou realizaci rozkladu signálu [6]



Obrázek 3: Schéma rychlé dyadické vlnkové transformace s diskretním časem pro třístupňový rozklad signálu [6]

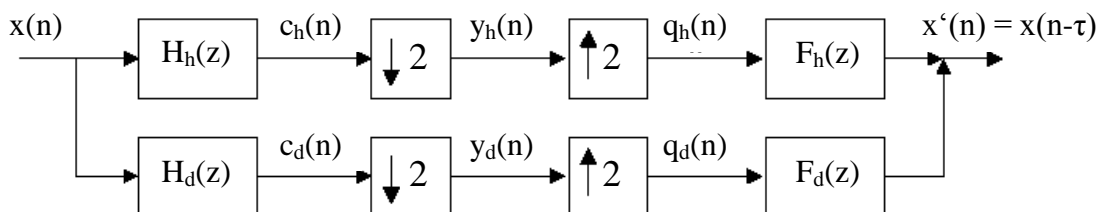
2.4 Inverzní transformace

Po rozložení vstupního signálu na koeficienty obvykle následuje nějaká kompresní metoda, která umožňuje signál efektivně skladovat a posílat. V případě, že je nutné vstupní signál znovu prozkoumat v originálním nebo lehce pozměněném stavu, je nutné jej opět rekonstruovat z uložených vlnkových koeficientů. K tomuto úkolu se používá inverzní vlnková transformace. Inverzní transformace jsou odlišné v závislosti na tom, která vlnková transformace byla použita k rozložení signálu. Tedy k WT, CWT, DWT a DTWT existují IWT, ICWT, IDWT a IDTWT právě v daném pořadí. Schéma třístupeňové rekonstrukce je zachyceno na obrázku Obrázek 4, na kterém je inverzní dyadická vlnková transformace s diskretním časem k DTWT na schématu (Obrázek 4). [6] [7]



Obrázek 4: Schéma třístupeňové rekonstrukce signálu pomocí IDWT [6]

Podvzorkované koeficienty rozkladu je nutné zpětně interpolovat. Každý interpolátor tvoří expandér $\uparrow 2$ a rekonstrukční filtr. Expandér vkládá mezi dva sousední koeficienty nulový prvek. Rekonstrukční filtr se skládá buď z horní nebo dolní propusti. Každý rekonstrukční filtr tvoří protějšek k příslušnému rozkladovému filtru. Pokud by bylo použito k rekonstrukci kauzálních filtrů, je potřebné zařadit do schématu zpožďovací členy (označené z) tak, jak je tomu na obrázku 4. Obrázek 5 je příklad dvoukanálové banky rozkladových (H_h , H_d) a rekonstrukčních (F_h , F_d) filtrů bez zpoždění. [6] [7]



Obrázek 5: Dvoukanálová banka rozkladových (H_h , H_d) a rekonstrukčních (F_h , F_d) filtrů [6]

Rekonstrukční filtry musí splňovat následující podmínku:

$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = 2z^{-\tau} \quad (2.6)$$

kde H_d a H_h jsou rozkladové filtry a F_d a F_h jsou rekonstrukční filtry. Pro zrušení aliasingu je podmínka (2.6) rozšířena o podmínky (2.7) a (2.8). Tím je získán nový zápis podmínky (2.9), kde $P_d(z)$ a $P_h(z)$ jsou zrcadlové filtry, přičemž $P_d(z)$ je dolní propust a $P_h(z)$ je horní propust a dále platí rovnice (2.10). Zrcadlové filtry mají symetrické frekvenční charakteristiky kolem $\frac{1}{4}$ vzorkovací frekvence. [6] [7]

$$F_d(z) = H_h(-z) \quad (2.7)$$

$$F_h(z) = -H_d(-z) \quad (2.8)$$

$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = P_d(z) - P_d(-z)2z^{-\tau} \quad (2.9)$$

$$P_d(-z) = P_h(z) \quad (2.10)$$

Rozkladové a rekonstrukční filtry dělíme podle jejich vlastností rozložit vstupní signál na dvě skupiny a to ortogonální a biortogonální filtry. Biortogonální filtry musí splňovat podmínky (2.7) a (2.8), ale mohou mít různě dlouhou impulsní charakteristiku. U biortogonální DTWT obvykle nebývají modulové frekvenční charakteristiky propustí symetrické kolem $\frac{1}{4}$ vzorkovacího kmitočtu, ale výhodou je, že filtry mohou mít lineární fázovou frekvenční charakteristiku. Ortogonální filtry mají o něco přísnější podmínky. Musí splňovat podmínky biortogonálních filtrů, impulsní charakteristiky použitých rozkladových a rekonstrukčních filtrů musí být stejně dlouhé, zároveň filtry H_d a F_d (resp. H_h a F_h) mají reverzní impulsní charakteristiku a filtry H_d a H_h (resp. F_d a F_h) jsou kvadraturními zrcadlovými filtry QMF. Pro kvadraturní zrcadlové filtry, jak už název napovídá, platí, že mají zrcadlovou symetrii a protínají se v $\frac{1}{4}$ vzorkovací frekvence. Impulsní charakteristika kvadraturních zrcadlových filtrů je monotónní. V dalších částech této práce se bude používat především biortogonálních filtrů. [6] [7]

3 KOMPRESSE DAT

Kompresse dat se používá především v případě, kdy je potřeba data archivovat nebo odeslat k hodnocení. Při archivaci je výhodné, aby data zabírala co nejmenší množství paměti úložného zařízení. Pokud tomu tak bude, na úložné zařízení se vejde více komprimovaných dat, než dojde k úplnému naplnění paměti úložného zařízení. Jako úložná zařízení se v medicíně používají datová uložiska připojená k serveru zdravotnického zařízení, ale také se data nahrávají na CD, DVD a výjimku netvoří ani použití flash disků. Za pomoci těchto úložných zařízení jsou schopni lékaři s odlišnou specializací navzájem komunikovat a určit tak správnou diagnózu pacienta.

Kompresse dat používaná k jejich odeslání tvoří základní pilíř v oboru telemedicíny. Menší objem dat je přenesen rychleji než velké množství dat a je možné dosáhnout i tzv. real-time přenosu. Telemedicína je v současné době rychle se rozvíjející vědní obor, který umožňuje komunikaci diagnostických přístrojů přímo s lékařem, aniž by pacient navštívil zdravotnické zařízení. Diagnostické přístroje odesílají data v nastavených intervalech, což lékaři umožňuje vidět vývoj patologických či fyziologických změn v těle pacienta. Tento princip získávání dat umožňuje zachytit diagnózy, které ještě

nejdou plně rozvinuté a nelze je tedy zachytit na každém lékařském vyšetření pacienta. Díky včasnému nálezu správné diagnózy může být jejich léčení jednodušší a méně omezující pro pacienta. Telemedicína tedy umožňuje v intervalech neustálý lékařský dohled a zároveň odbourání syndromu bílého pláště.

Kompresse dat je proces překódování vstupních neboli zdrojových dat na jiná výstupní neboli komprimovaná data, která mají menší velikost. Kompresse dat se dosáhne redukcí nadbytečných dat nebo odstraněním jejich redundance. Redundance označuje tu část dat, která se v textech nejčastěji opakuje. Například v anglických textech se nejčastěji opakuje písmeno E, v tomto případě se jedná o abecední redundanci. [8] [9]

Jak už napovídá odstavec výše, tak kompresní metoda je závislá na typu dat, které komprimuje. V těchto datech vyhledává redundance a následně je komprimuje pomocí nejkratších a kratších kódů. Vzhledem k tomuto faktu nebude existovat obecná kompresní metoda. [9]

Metody komprese mohou být neadaptivní a adaptivní. Neadaptivní metoda je stálá a nemění svůj postup výpočtu komprese. Adaptivní metoda naopak na základě přezkoumání dat dokáže pozměnit postup výpočtu komprese tak, že sedí k vstupním datům. Avšak mezi základní dělení komprese, často uváděné v člancích, patří dělení na bezztrátovou a ztrátovou kompresi. Bezeztrátová kompresní metoda neztrácí během komprese žádnou informaci ze vstupních dat. Výsledná rekonstrukce komprimovaných dat je tedy naprosto shodná se vstupními daty. Bezeztrátová metoda je vhodná především u textových dat, kde ztráta písmenka může změnit celý význam slova. Obvykle tato metoda dosahuje nižších kompresních poměrů než ztrátová komprese. Ztrátová metoda se používá v případě, kdy je možné nebo naopak výhodné ztratit neužitečné informace (např. šum obsažený v datech). Samozřejmě pokud nedokážeme odlišit užitečné a neužitečné informace ve vstupních datech, tak ztrátová metoda může vynechat při rekonstrukci dat právě i část užitečné informace. V případě, že užitečná

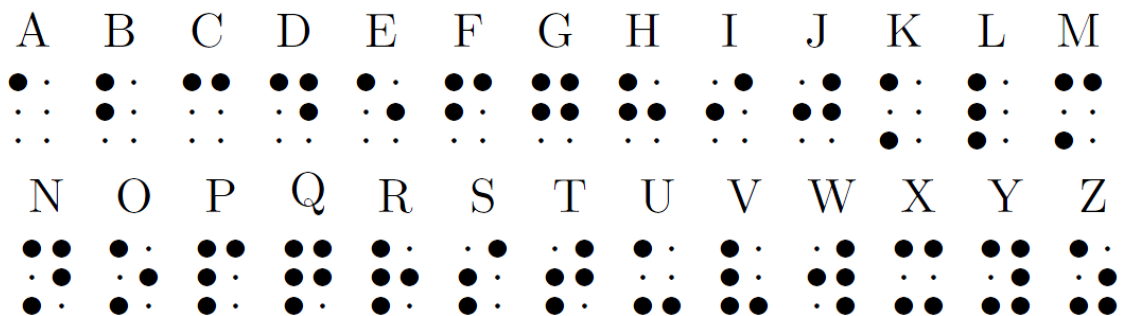
informace je malá, její ztráta v rekonstrukci není tak patrná. Ztrátová metoda se především používá ke kompresi obrazů, videa a zvuku. [8] [9] [10]

Obvykle kompresní metody pracují v proudovém režimu. To znamená, že kodér (komprimující vstupní data) bere jednotlivé vzorky nebo úseky vstupních dat a ty zpracovává, dokud nenarazí na konec. V případě, že se do kodéru posílají bloky vstupních dat a ty jsou zpracovávány zvlášť, jedná se o blokový režim kompresní metody. Při tomto režimu je důležité uvést velikost bloku, který se zpracovává samostatně, protože různě zvolená velikost bloku má vliv na výsledné hodnocení kompresní metody. [8] [9]

3.1 Základní techniky komprese dat

Tato podkapitola se věnuje základním a běžně používaným technikám komprese signálů. Intuitivní metody komprese stály na historickém počátku komprese dat. Mezi nejstarší intuitivní metody patří Brailův, Morseův kód, či prostý výtah důležitých informací z obsáhlého zdroje. Brailův kód byl vytvořen po roce 1820 a dodnes je v několika úpravách běžně používán. [9]

Brailův kód se skládá ze skupiny 3x2 bodů, které jsou vytlačeny do hrubého papíru. Každý bod nese informaci jednoho bitu. Jeden obrazec obsahuje tedy 6 bitů a existuje celkem 64 různých obrazců k zapsání znaku (Obrázek 6). [9]



Obrázek 6: Základní abeceda v Braillově písmu [9]

Kompresí kódováním délek sledů nebo také označováno jako **proudové kódování** (RLE - Run Length Encoding) lze využít jak při kompresi znaků, tak při kompresi grafických dat. Základní myšlenka je v tom, že pokud se určitá datová položka opakuje, pak bude zapsáno nejdříve číslo popisující počet opakování a následně samotná položka, která se opakuje. Tato kompresní metoda vyžaduje, aby ve vstupních datech byly delší sekvence opakujících se položek (znaků nebo čísel), pak bude dosaženo vysokého kompresního poměru. Při kódování kompresní metody RLE je nutné odlišit běžná data od počtu opakování nebo opakující se hodnoty, aby se při kompresi dala data správně dekodovat. Příklad správného zakódování dat udává následující Obrázek 7. Tato metoda může být využita i v kodérech dalších kompresních algoritmů (např. u kodéru JPEG, TIFF nebo PCX). [9]

AAAAhoooooooooj

<4A>h<8o>j

Obrázek 7: RLE kódování

Dalšími navazujícími metodami v historickém sledu jsou metody, které komprimují text podle statistických vlastností písmen - Move to Front (Přesuň na začátek) a Skalární kvantování. Ovšem k velkému rozvoji kompresních metod dochází až v posledních patnácti letech. [9]

3.2 Statistické techniky komprese

Statistické metody komprese využívají informaci o frekvenci výskytu jednotlivých symbolů. Mezi statistické metody komprese patří: Golombův kód, Kraft-MacMillanova nerovnost, Čítací argument, Shannon-Fanovo kódování, MNP5, MNP7, Kodér QM, Komprese textu, PPM, Váhování kontextového stromu a nejnámější, které budou dále rozebrány, jsou Huffmanovo kódování a Aritmetické kódování. Ostatní metody jsou podrobně popsány v [8]. Pro lepší pochopení statistických metod budou vysvětleny základy teorie informace. [8] [9]

Význam teorie informace je v obsažení množství informace v ní neboli míry překvapení obsahem informace. Zjednodušeně se míra překvapení přirovnává entropii (značí se H) a to pro každé slovo řečené informace. Entropie je definována následovně: Data se skládají z n různých prvků (a_1, a_2, \dots, a_n) a tyto prvky se v datech vyskytují s různými pravděpodobnostmi (p_1, p_2, \dots, p_n). Množství informace, která je reprezentována prvkem a_i , udává jeho entropii podle vzorce (3.1). [11]

$$H_i = -\log_2(p_i) \quad [bit] \quad (3.1)$$

Entropie H_i udává, jak velkou informaci nese výskyt prvku a_i . Je patrné, že čím je pravděpodobnost výskytu prvku a_i menší, tak tím je jeho entropie a tedy i míra informace větší. Střední entropie H informace dat se vypočítá postupným součtem součinů pravděpodobností a entropií jednotlivých prvků, tak jak uvádí vzorec (3.2). [11]

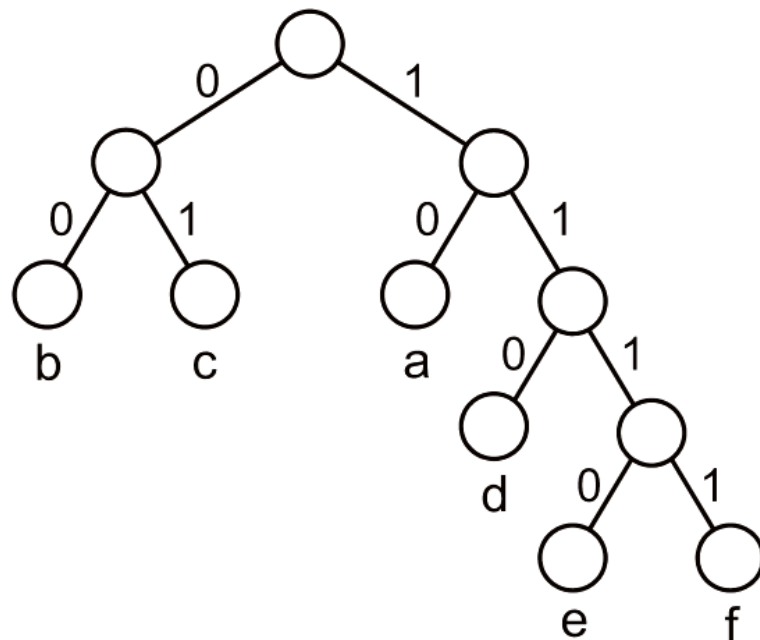
$$H = -\sum_{i=1}^N p_i \log_2(p_i) \quad [bit] \quad (3.2)$$

Entropie pomáhá při kódování znaků zjistit, do jaké míry je použitý kód optimální z pohledu dosažení co nejkratšího kódování. [11]

Huffmanovo kódování je jednou z nejstarších kompresních metod. První zmínka pochází z roku 1952. Tato metoda kódování je podobná Shannon-Fanově metodě tím, že dává nejlepší kód pro pravděpodobnosti symbolů rovné záporným mocninám dva.

Rozdíl v metodách je, že Huffmanova metoda konstruuje prefixové kódy zdola nahoru, tedy přesně opačně, než metoda Shannon-Fanova. Prefixový kód je takový kód, jehož žádný symbol kódové abecedy není předponou (prefixem, začátkem) jiného symbolu abecedy. [8] [11]

Metoda nejdříve vytvoří seznam abecedních symbolů v sestupném pořadí jejich pravděpodobností. Poté se začíná konstruovat strom, se symbolem v každém listu a to zdola nahoru, jak už bylo zmíněno. To se provádí v krocích, kdy se v každém kroku vyberou dva symboly s nejnižší pravděpodobností, sečtou se do vrcholu místního sbíhání větví, vyškrtnou se ze seznamu a nahradí se přidáním symbolem, který je oba reprezentuje. V posledním kroku se strom redukuje na jediný přidáný symbol (který reprezentuje celou abecedu). Po tomto kroku je strom dokončen a systematicky se prochází od hlavního uzlu. Tím se zjistí kódy pro všechny symboly. Každý uzel se rozděluje na cestu značenou 0 a cestu značenou 1. Příklad stromu a jeho Huffmanova kódu ukazuje následující obrázek, kde jsou nejčastější symboly reprezentovány nejkratším kódem (Obrázek 8). [8] [11]



Znak:	a	b	c	d	e	f
Kód:	10	00	01	110	1110	1111

Obrázek 8: Příklad Huffmanova kódování [11]

V praxi se pravděpodobnost nahrazuje počtem výskytů (frekvencí) jednotlivých znaků, protože pravděpodobnosti jsou přímo úměrné frekvencím výskytu. Při kódování je nutné spolu s kódem uvést i pravděpodobnosti nebo frekvence jednotlivých znaků, protože bez nich by nebylo možné kódy zpětně dekódovat.

Adaptivní Huffmanovo kódování (- FGK) je upravené Huffmanovo kódování. Autoři prvních úprav byli nezávisle na sobě Faller (1973) a Robert G. Gallanger (1978) a o poslední vylepšení se postaral Donald E. Knuth (1985). Zkratkou příjmení autorů

úprav vzniká zkratka FGK, která bývá k názvu často přidávána v některých literaturách. Algoritmus této metody vytváří strom již během načítání dat a ne až na konci, jak je tomu u Huffmanova kódování. Tento způsob komprese je o něco výpočetně náročnější než metoda, ze které vychází, ale dosahuje lepších výsledků komprese. Podrobně rozepsaný princip metody najdeme v [8].

Aritmetické kódování navrhl jako první Peter Elias po roce 1960. Kompresní metoda zdokonaluje Huffmanovo kódování, neboť pracuje s intervalem čísel, který se mění podle pravděpodobnosti znaků. Huffmanovo kódování pracovalo s celočíselným počtem bitů určujících pravděpodobnost znaků. Díky tomuto přístupu dosahuje aritmetické kódování efektivní komprese. Pro snížení redundance, která by vznikala, kdyby se kodoval každý symbol zprávy, se používá jeden kód pro zakódování celé zprávy. Kód celé zprávy je pak z intervalu $<0,1)$. [8] [9] [11]

Postup metody vychází z toho, že text je složen ze znaků a_1, a_2, \dots, a_n , které se vyskytují s pravděpodobnostmi p_1, p_2, \dots, p_n . Interval je následně rozdělen na n disjunktních intervalů, kde n značí počet symbolů. Velikosti jednotlivých disjunktních intervalů určují pravděpodobnosti výskytů znaků. V průběhu aritmetického kódování se postupně vymezují (zmenšují) intervaly, do kterých by následně patřily jednotlivé znaky. Intervaly se zmenšují na základě pravděpodobností jednotlivých znaků. Z posledního intervalu je vybráno číslo, které představuje zkomprimovaný řetězec. Užší interval je zapisován více bity, což zapříčiní vzrůst délky kódu. Aby bylo dosaženo komprese, tak znak s vyšší pravděpodobností zužuje svůj interval nejméně. Postup metody je reprezentován na následujícím příkladu, kdy je text *bdac* zadán tabulkou (Tabulka 2). (Odpovídající interval je získán z prvního čtení textu anebo může být zadán z odpovídajícího zdroje) [8] [9] [11]

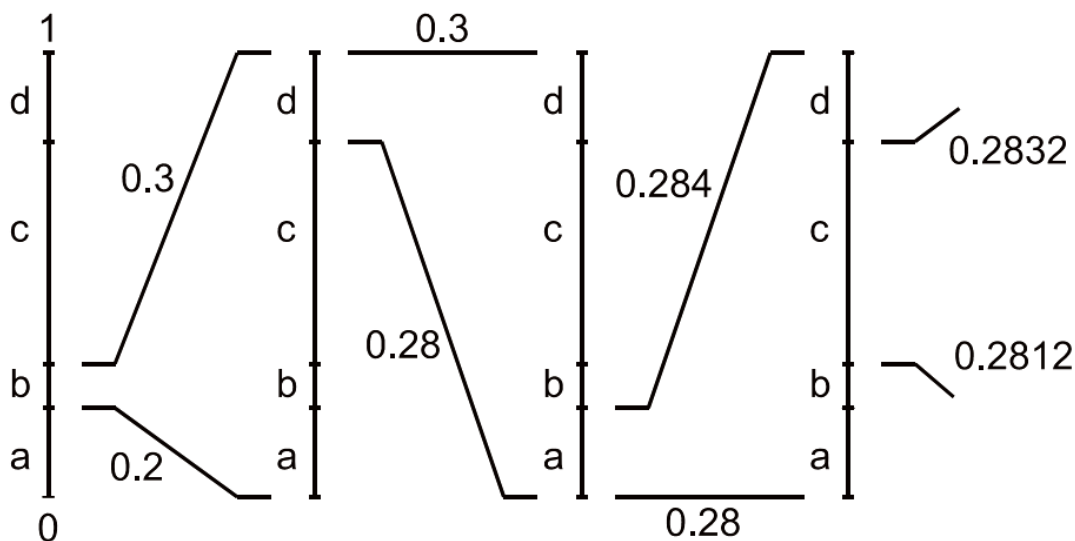
Tabulka 2: Zadání příkladu aritmetického kódování

Znak:	a	b	c	d
Pravděpodobnost výskytu:	0,2	0,1	0,5	0,2
Odpovídající interval:	$<0; 0,2)$	$<0,2; 0,3)$	$<0,3; 0,8)$	$<0,8; 1)$

Zadané znaky jsou kódovány následovně:

Vstupní znak	Vypočítaná hodnota intervalu
b	$<0 + 0,2*1; 0 + 0,3*1) = <0,2; 0,3)$
d	$<0,2 + 0,8*0,1; 0,2 + 1*0,1) = <0,28; 0,3)$
a	$<0,28 + 0*0,2; 0,28 + 0,2*0,2) = <0,28; 0,284)$
c	$<0,28 + 0,3*0,004; 0,28 + 0,8*0,004) = <0,2812; 0,2832)$

Grafickým znázorněním vypočteného příkladu by pak byl Obrázek 9.



Obrázek 9: Grafické znázornění aritmetického kódování [11]

Adaptivní aritmetické kódování mění šířku a kód každého intervalu již během prvního čtení znaků ve zprávě. Stejně jako v případě adaptivního Huffmanova kódování zde odpadá nutnost prvního čtení jako přípravy počátečního rozdělení intervalu na základě pravděpodobností (frekvencí) každého symbolu. Účinnost této metody bývá lepší než u její neadaptivní verze. [8]

3.3 Slovníkové metody

Slovníkové metody vybírají ze vstupních dat řetězce n symbolů a pomocí slovníku pak zakódují každý řetězec jako značku (token). Značku představuje $n \cdot H$ bitů, kde n je délka a H je entropie řetězce. Slovník, který může být statický anebo dynamický (adaptivní), je potom uložen a připraven k dalšímu použití. Statický slovník někdy umožňuje přidávání dalších značek k již uloženým. Dynamický slovník umožňuje přidávání značek také, ale navíc i jejich mazání. Díky použití řetězců symbolů je dosaženo lepší komprese než v případě postupné komprese každého symbolu. Slovníkové metody jsou univerzální, a proto se také používají ke kompresi obrázků, zvuků i textů. [8]

Mezi slovníkové metody patří: Jednoduchá slovníková komprese, LZSS, QIC-122, LZX, LZFG, LZRW1, LZRW4, LZMW, LZAP, LZY, LZP, Vyhledávač opakování. Dále pak známější metody UNIX komprese, GIF, RAR a WinRAR, Zip a Gzip, PNG a další. V této práci bude uveden podrobnější popis pro metody LZ77, LZ78 a LZW. Především vyjmenované metody jsou popsány v [8].

LZ77 (Pohyblivé okno) metoda posuvného okna poprvé popsána Abrahamem Lempelem a Jacobem Zivem v roce 1977 se stala základním kamenem pro odvozené metody LZ, kterými jsou: LZ78, LZW, LZB, LZH, LZSS a další. [9]

Základním mechanismem je pohyblivé okno, které se dělí na dvě části na zakódovanou a nezakódovanou část. Zakódovaná část pohyblivého okna se nazývá vyhledávací buffer (search buffer) a jedná se o aktuální slovník. Aktuální slovník

obsahuje nedávno zakódované symboly. Nezakódovaná část pohyblivého okna se nazývá předvidací buffer (look-ahead buffer) a obsahuje text, který se bude postupně kódovat pomocí už zakódované části. Vyhledávací buffer je zpravidla mnohem delší než buffer předvidací. Kodér projíždí zprávu od konce (zprava doleva) a hledá shodu s prvním symbolem ve vyhledávacím bufferu. V každém kroku kódování je do výstupu poslána trojice (i, j, a) . Kde i označuje vzdálenost prvního znaku nezakódované oblasti od hranice mezi zakódovanou a nezakódovanou částí okna. Parametr j je délka řetězce nezakódované části a a označuje první symbol za předponou (řetězcem) v zakódované části. Příklad posuvného okna se zakódováním (uvedeným v kulatých závorkách za oknem) je uveden na následujícím obrázku (Obrázek 10). [8] [9]

Text:	Fráze:	Kódování:
<div style="border: 1px solid black; display: inline-block; padding: 2px;"> a a b a a a c b a a d ... </div>		(0,0,a)
<div style="border: 1px solid black; display: inline-block; padding: 2px;"> a a b a a a c b a a d ... </div>	a	(1,1,b)
<div style="border: 1px solid black; display: inline-block; padding: 2px;"> a a b a a a c b a a d ... </div>	aa	(3,2,a)
<div style="border: 1px solid black; display: inline-block; padding: 2px;"> a a b a a a c b a a d </div>		(0,0,c)
<div style="border: 1px solid black; display: inline-block; padding: 2px;"> a a b a a a c b a a d .. . </div>	baa	(5,3,d)

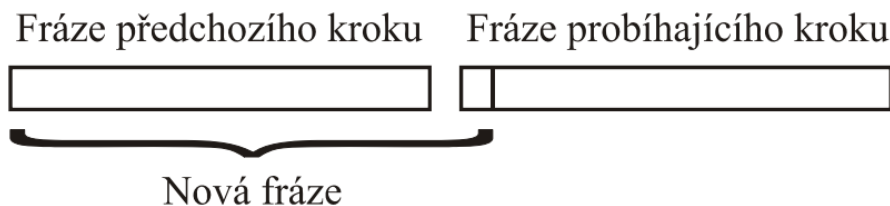
Obrázek 10: Příklad zakódování metodou LZ77 [11]

Dekódování této metody je mnohem jednodušší než její kódování. Pro zpětnou realizaci je nutné vědět velikost okna použitého při zakódování a samotný kód. Díky jednoduchosti dekodování nachází tato metoda uplatnění při často používaném archivu komprimovaných souborů, kde dochází k zakódování pouze jednou, ale k rekonstrukci mnohokrát. [8]

LZ78 je někdy označována jako metoda LZ2. Tato metoda na rozdíl od předešlé metody nepoužívá žádné pohyblivé okno a tím pádem ani jeden z bufferů. LZ78 používá slovník, který byl vytvořen dříve. Na začátku je tento slovník většinou prázdný a jeho velikost je pevně stanovena nebo dána pamětí. Při kódování jednotlivých řetězců se získávají značky. Každá značka obsahuje dva parametry. První parametr je ukazatelem ve slovníku a druhý parametr je kód značky. Délka řetězce je dána délkou ve slovníku. Slovník je tedy postupně plněn během kódování. S rostoucí velikostí slovníku roste čas prohledávání značek následujícího symbolu nebo řetězce symbolů. K částečnému urychlení prohledávání slovníku dojde, pokud bude slovník ve stromové struktuře. Samotný dekodér už není tak rychlý jako u metody LZ77, protože si musí udržovat slovník vytvořený při kódování řetězců. [11]

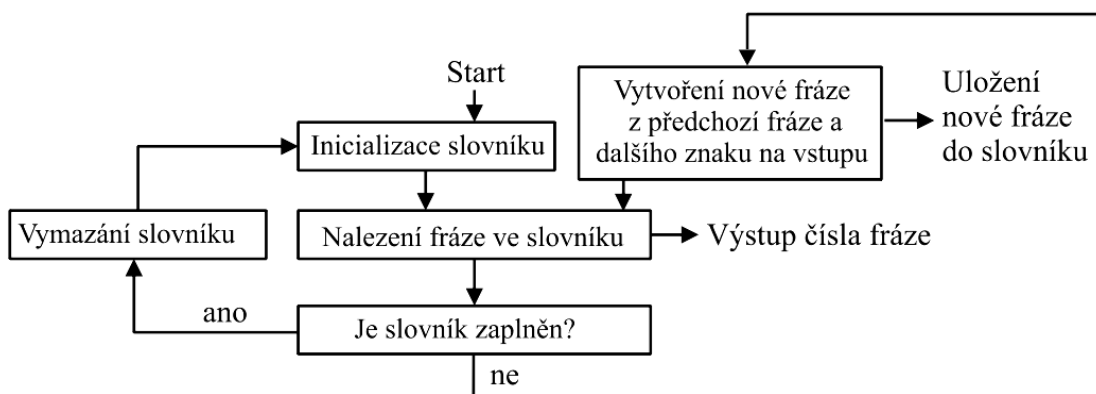
LZW kompresní metoda byla poprvé navržena Terryem Welchem v roce 1984. Metody vychází z varianty LZ78, ale oproti ní je každá značka řetězce kódována pouze jedním parametrem, který odkazuje na příslušné místo v slovníku. Dalším odlišným rysem metody LZW je přístup ke slovníku. Slovník je v prvním kroku metody nejprve inicializován na všechny symboly vstupních dat, což jsou fráze s délkou rovny 1. V každém dalším kroku komprese se do slovníku uloží nová fráze, která se skládá

z předchozí fráze a k ní přidaného symbolu v nynějším kroku. Vytvoření nové fráze znázorňuje Obrázek 11. [9] [11]



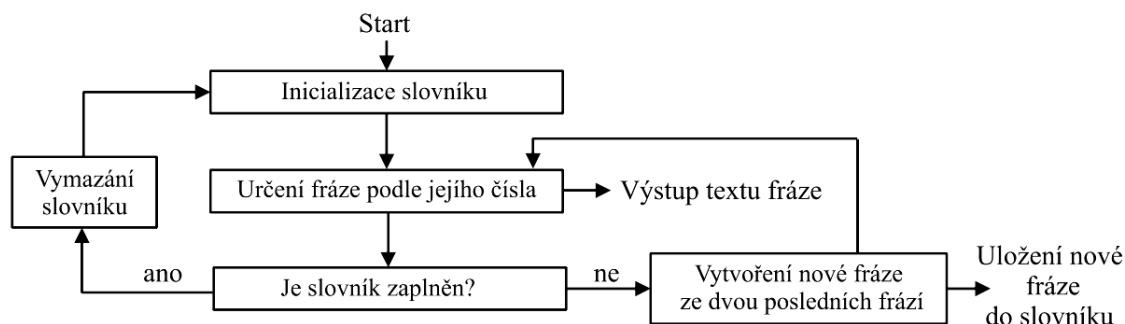
Obrázek 11: Vytvoření nové fráze metodou LZW [11]

V metodě LZ78 byly fráze číslovány od 1, protože 0 označovala nenalezenou frázi. Metoda LZW už nepotřebuje kódovat nenalezenou frázi, a proto u ní číslování nalezených frází začíná od 0. Při finálním kroku komprese metodou LZW nedojde k uložení slovníku, protože je poměrně obsáhlý, a proto je nutné jej při dekompresi vytvářet znovu. Nově vytvořený dekompresní slovník je zcela shodný jako slovník použitý ke kompresi. Lepší pochopení komprese a dekomprese metodou LZW znázorňují Obrázek 12 a Obrázek 13. V případě, že je paměť slovníku přeplněna, dojde k jeho vymazání a do výstupu se uloží značka, která informuje dekompresor o tom, že má rovněž vymazat slovník a začít ho tvořit od začátku. [9] [11]



Obrázek 12: Schéma komprese metodou LZW [11]

Od doby publikování existuje mnoho vylepšení či variací této metody (podrobněji jsou popsány v [8]). Metoda je patentována, a proto v případě jejího použití je nejprve nutné získat licenci k jejímu používání. [9] [11]



Obrázek 13: Schéma dekomprese metodou LZW [11]

3.4 Obrazová komprese

Digitální obraz je tvořen souborem pixelů, které jsou uspořádány do matice. Počet řádků a sloupců udává velikost obrazu. Rozlišení obrazu udává číslo DPI (Dots per inch). DPI značí, kolik pixelů se vejde do délky jednoho palce. Pro kompresi je důležité rozlišit, o jaký obraz se jedná. Obrazy mohou být se skalárními nebo vektorovými hodnotami pixelů. Mezi skalární obrazy patří černobílý a šedotónový. Černobílý obraz nabývá pouze hodnot 0 nebo 1, zatímco šedotónový obraz nabývá hodnot od 0 do 1. Vektorový obraz je pak složen z jednotlivých barevných složek. Komprese skalárních obrazů je časově i výpočetně méně náročná než komprese vektorových obrazů. Metod obrazové komprese je velké množství, a jelikož se práce nezabývá kompresí obrazů nýbrž signálů, bude tato podkapitola popsána pouze v základech. [8]

Mezi velmi oblíbenou metodu používanou širokou veřejností patří ztrátová komprese JPEG, která využívá pro lidské oko neviditelných ztrát k dosažení menší velikosti v paměti zařízení. Tedy u komprese obrazových dat už nejde pouze o odstranění redundance, ale i odstranění nebo změnění nezávažných informací z obrazu. Příklad nejčastěji používaných formátů pro komprimované obrazy uvádí Tabulka 3.

Tabulka 3: Příklad obrazových kompresních metod

Kompresní metoda	Zkratka	Ztrátová	Příklad formátu
Run length encoding	RLE	Ne	PCX (ZSoft PaintBrush)
Huffmanovo kódování	CCITT	Ne	TIFF
Slovníkové kódování	LZW	Ne	GIF, PNG, ZIP, ARJ
Diskrétní kosinová transformace	DCT	Ano	JPEG

Na obrazovou kompresi navazuje komprese zvuku a následně videa. Vzhledem k tématu této práce zde tyto formy komprese nebudou popsány, ale podrobný přehled lze najít v literatuře [8].

3.5 Vlnkově založená komprese

Podkapitola navazuje na již dříve zmíněnou kapitolu o vlnkové transformaci, která se využívá v řadě kompresních technik. Mezi nejznámější techniky patří algoritmus SPIHT a EZW. O dalších metodách komprese jako jsou JPEG 2000, Laplacian pyramidy, CREW, DjVu a WSQ, Fingerprint Compression pojednává literatura [8].

SPIHT (Set Partitioning in Hierarchical Trees) algoritmus byl poprvé představen jako vylepšení algoritmu EZW ve vědecké publikaci Amira Saida a Williama A. Pearlmana [12] v roce 1996. SPIHT je řazen mezi progresivní iterativní algoritmy a je schopen i bezztrátové komprese, ačkoliv se častěji v literatuře hodnotí jeho použití pro ztrátovou kompresi. **EZW (Embedded Zerotree Wavelet) algoritmus** byl navržen v publikaci J. M. Shapira [13] v roce 1993. SPIHT algoritmus se liší od metody EZW použitím mírně odlišného stromu reprezentujícího vlnkové koeficienty. Celá větev stromu u častějšího kódování je reprezentována jedinou nulou. Původně byl SPIHT algoritmus vyvinut pro kompresi obrazových dat, ale postupem času se osvědčil i pro kompresi signálů prezentovanou v [14]. Jeho použití na signálu EKG bude představeno v podkapitole 4.5. [15] [16]

4 KOMPRESNÍ METODY POUŽÍVANÉ PRO SIGNÁL EKG

S postupným vývojem techniky a medicíny se staly kompresní algoritmy nedílnou součástí při zpracování dat, která se naměřila během EKG vyšetření. EKG se skládá z rovinných a rychle se měnících úseků. Rovinné úseky jsou velmi výhodné ke komprimaci a většina algoritmů, i když s jiným přístupem, se věnuje právě kratšímu zápisu těchto úseků. Naopak měnící se úseky charakteristické pro EKG je nutné zcela přesně rekonstruovat tak, aby nebyla ztracena žádná diagnostická informace.

Od doby nutnosti EKG komprese existuje několik typů algoritmů, které se postupem času modifikují a vylepšují. Právě díky vývoji kompresních algoritmů je dosaženo stále většího kompresního poměru a tím i větší úspore dat za podmínky věrné rekonstrukce signálu EKG. Kromě základního dělení komprese na bezztrátovou a ztrátovou jsou dále děleny kompresní algoritmy pro EKG do tří hlavních kategorií: přímá komprese dat, komprese transformací a jiné komprese (využívající extrakci parametru). [17] [18]

Přímá komprese dat vyhledává nadbytečné informace v signálu, které poté vypouští a komprimuje tak skutečné data signálu EKG. Mezi algoritmy přímé komprese jsou řazeny: AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding), TP (Turning Point), CORTES (Coordinate-Reduction-Time-Encoding System), Fan a také SAPA (Scan Along Polygonal Approximation). [17] [18]

Komprese transformací naměřený signál EKG rozloží zvolenou (lineární) transformací do nové domény, kde se vyhledávají redundance a tím dochází ke snížení korelace mezi jednotlivými úseky signálu. Většinou je použita spektrální a energetická analýza pro rozložení signálu a tím získání koeficientů, které jsou dále komprimovány. Do této skupiny řadíme metody, které využívají diskrétní vlnkovou transformaci. V poslední době je nejvýznamnějším a nejpoblárnějším kompresním algoritmem této skupiny SPIHT. [17] [18]

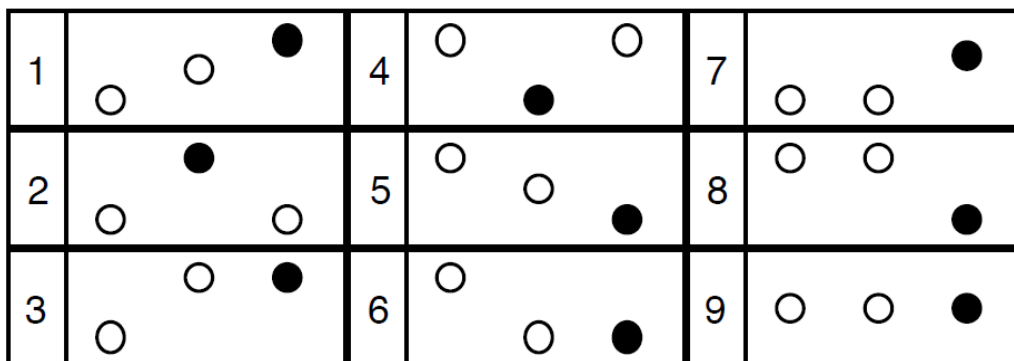
Poslední kategorií jsou jiné komprese, kde každý signál je nutné předzpracovat pro získání určitého parametru. Při metodě extrakce parametru je z naměřeného signálu vybrán parametr, který je potřebný pro klasifikaci na základě apriorní znalosti signálu. Tato metoda je nevratná. Parametrem komprese může být zvoleno průměrování tepu, dlouhodobé předpovědi či vektorová kvantizace. [17] [18]

K bezztrátové kompresi dat EKG jsou použity algoritmy na principu Huffmanova a proudového kódování (RLE). Dále jsou představeny nejrozšířenější ztrátové kompresní algoritmy.

4.1 TP (Turning Point) algoritmus

Turning Point algoritmus byl nejprve vytvořen ke snížení vzorkovací frekvence a to už v roce 1978 v článku W. C. Muellera [19]. Jak naznačuje název, algoritmus si ponechává všechny zlomové body, které považuje za důležité. [20] [21]

Algoritmus bere v úvahu tři body signálu ve stejný čas. Ponechává první vzorek, který ukládá jako referenční bod X_0 . Další dva body jsou označeny jako X_1 a X_2 . TP algoritmus potom rozhodne, jestli ponechá bod X_1 nebo X_2 , na základě toho, který nejlépe vyhovuje zlomu původního signálu. Následující Obrázek 14 ukazuje všechny možnosti konfigurace, které mohou nastat pro tři po sobě jdoucí body. [19] [20] [21]



Obrázek 14: Možné konfigurace po sobě následujících bodů v algoritmu TP [21]

Pro zjištění, který bod uložíme zda X_1 nebo X_2 použijeme matematickou operaci $sign(x)$ (4.1). Výpočet bodů, které jsou uloženy vzhledem k možným konfiguracím po sobě následujících bodů, uvádí Tabulka 4. K výpočtu jsou využité logické boolean operátory, díky kterým je algoritmus TP jednoduchý a časově nenáročný. [19] [20] [21]

$$sign(x) = \begin{cases} 0 & x = 0 \\ +1, & x > 1 \\ -1, & x < 1 \end{cases} \quad (4.1)$$

Tabulka 4: Matematické kritéria pro uložení bodu [21]

Vzor	$S_1 = \text{sign}(X_1 - X_0)$	$S_2 = \text{sign}(X_2 - X_1)$	NOT (S_1) OR ($S_1 + S_2$)	Uloženo
1	+1	+1	1	X_2
2	+1	-1	0	X_1
3	+1	0	1	X_2
4	-1	+1	0	X_1
5	-1	-1	1	X_2
6	-1	0	1	X_2
7	0	+1	1	X_2
8	0	-1	1	X_2
9	0	0	1	X_2

TP kompresní algoritmus dosahuje pevně stanoveného kompresního poměru 2:1. Ovšem existuje i možnost aplikování jej několikrát po sobě za předpokladu, že je splněna podmínka vzorkování – Nyquistův-Shannonův teorém. Při rekonstrukci využíváme interpolaci mezi dvěma sousedními vzorky, které byly uloženy. Důležitým nedostatkem této kompresní metody je fakt, že uložené vzorky nejsou konstantně rozprostřeny v čase. Dochází tedy k jemnému časovému zkreslení, které může při vyšším rozlišení znehodnotit klinické informace EKG vyšetření. [19] [20] [21]

4.2 AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding)

První práce s názvem této metody vznikla v roce 1968 a to v článku [22]. Samotný algoritmus byl vyvíjen k předzpracování signálu EKG a teprve po aplikování se zjistilo, že vykazuje určité kompresní schopnosti. EKG data jsou rozdělena na rovinné úseky a úseky, které vykazují sklon. Díky jeho stylu komprese dosahuje AZTEC vysokých kompresních poměrů až okolo 10:1, ovšem vždy závisí na povaze signálu EKG a empiricky stanoveném prahu pro rozdíl největší a nejmenší hodnoty rovinných úseků.[20] [21]

Zpracování dat je rozděleno na dva režimy a to detekce linie a zpracování linie. V detekci linie jsou vytvořeny vodorovné linie mezi hodnotami V_{MAX} a V_{MIN} , které značí nejvyšší a nejnižší hodnotu současné linie. Proměnná *LineLen* udává počet vzorků v aktuálně zkoumané linii. Rovinná linie je uložena, pokud je rozdíl mezi proměnnými V_{MAX} a V_{MIN} větší než předem stanovený V_{i-ty} práh pro zkoumanou *i*-tou linii nebo pokud *LineLen* přesahuje hodnotu padesát. Rovinnou linii v kódu značí dvě proměnné a to délka (*LineLen*-1) a její průměrná hodnota $(V_{MAX} + V_{MIN})/2$. [20] [21] [22]

Režim zpracování linie kóduje rovinné úseky a úseky se sklonem v EKG a to v závislosti na proměnné *LineMode*. Na počátku algoritmu je proměnná *LineMode* nastavena na rovinný úsek v případě, že algoritmus začíná kódovat tento úsek EKG. Zpracování linie s nastavením *LineMode* na sklony začíná v případě, že je počet vzorků s podobnou hodnotou pro vytvoření rovinného úseku menší než tři. Pokud je proměnná *LineMode* nastavena na kódování sklonu, pak určíme směr sklonu znaménkem (*sign*) při odečtení předchozí hodnoty linie V_l od současné hodnoty V_{si} . Hodnota V_{si} zaznamenává výchylku současné linie tak, že každá změna směru ve sklonu je zaznamenána. Současně se spolu s proměnnou V_{si} nastavuje i délka sklonu T_{si} . Hodnoty V_{MAX} a V_{MIN} jsou vždy aktualizovány na nejnovější vzorek před začátkem detekce linie, proto tvorba vodorovných linií bere ohled na poslední vzorek, který se kóduje. Pokud jsou další vzorky dat nastaveny s hodnotou *LineMode* na kódování sklonu, jsou uloženy stávající hodnoty anebo jsou hodnoty sklonu aktualizovány. Hodnoty sklonu, které se ukládají do kódu, jsou opět dvě – délka (T_{si}) a konečná výchylka (V_l). V případě, že následuje po sklonu nový rovinný úsek z více než tří velmi podobných vzorků, je současný sklon a nový rovinný úsek uložen do kódu. Ovšem pokud algoritmus detekuje změnu směru ve sklonu, nejprve dojde k uložení stávajícího sklonu a teprve pak jsou znovu nastaveny hodnoty *sign*, T_{si} , V_{si} , V_{MAX} a V_{MIN} ke kódování nového sklonu v EKG datech. [20] [21] [22]

Po dokončení režimu zpracování linie se algoritmus vrací zpět do režimu detekce linie. Rekonstrukce dat z AZTEC kódu probíhá rozšiřováním rovinných úseků a úseků se sklonem. Vždy jsou data z kódu brána po dvojicích označujících trvání a výchylku

daného úseku. Samotný proces je podobný kvantování a i z tohoto důvodu není zcela přípustný z medicínského pohledu. Navíc dochází ke ztrátě informací v průběhu QRS komplexu. Tyto informace mohou být důležité z diagnostického hlediska. [20] [21] [22] [23]

I přes svoji výhodu v podobě rychlého hledání QRS komplexů, algoritmus AZTEC potřebuje následné zpracování v podobě vyhlazovacích či DP filtrů pro odstranění zubatého vzhledu. Nejčastěji používaným filtrem je polynom nejmenších čtverců, který má tvar paraboly. Nejpresnější věrohodnosti rekonstruovaného signálu k původnímu signálu bylo dosaženo při použití sedmi bodového vyhlazovacího parabolického filtru. Při použití filtrů bylo pozorováno snížení interference elektrického vedení a také snížení elektromyografického šumu. [18] [20] [21] [22]

Samotný algoritmus prošel několika úpravami, které kompenzují jeho nedostatky. V současné době jej lze najít pod názvy modifikovaný AZTEC či vylepšený modifikovaný AZTEC. [18] [20] [21] [22]

4.3 CORTES (Coordinate Reduction Time Encoding System)

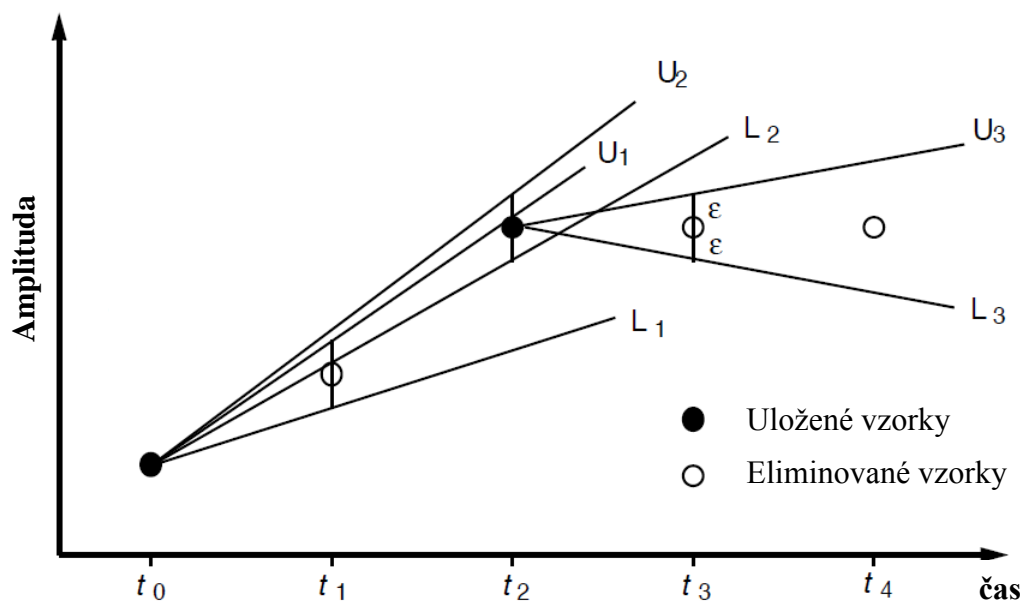
CORTES je křížencem algoritmů TP a AZTEC [23]. Algoritmus využívá silné stránky každého z předchozích algoritmů. Rovinné úseky jsou kódovány algoritmem AZTEC a významné klinické informace, jako jsou mimo jiné QRS komplexy, jsou poté kódovány algoritmem TP. Rekonstrukce rovinných úseků je prováděna jejich rozšiřováním. Na tyto úseky je poté nutné použít vyhlazovací parabolický filtr, protože tento úsek je kódován AZTEC algoritmem. Zatímco původní data kódována TP algoritmem se získávají interpolací mezi uloženými komprimovanými vzorky. CORTES využívá rozhodovací logiku ve větší míře než AZTEC. Získaný kód je kratší než v případě AZTEC algoritmu, protože neexistuje žádné kódování sklonů. Ukončení kódování jedním kompresním algoritmem a přechod na druhý algoritmus je velmi jednoduchý a rychlý. [20] [21] [23]

4.4 Fan algoritmus

Fan algoritmus byl původně používán pro EKG telemetrii [24]. U tohoto algoritmu se předem nastavuje tolerance chyb ε , s jakou budou rekonstruovaná data vykreslena. Principem této metody je vykreslení dvou křivek vymezujících prostor mezi nimi. V tomto vymezeném prostoru se nacházejí jednotlivé body signálu EKG právě se zvolenou tolerancí. [21]

Princip ukládání jednotlivých vzorků EKG je zobrazen na následujícím obrázku (Obrázek 15). První vzorek vstupující do algoritmu je uložen jako X_0 a je nazýván vzorkem původním nebo vzorkem trvalým. Následně je vzat bod X_1 . Mezi těmito dvěma body jsou vykresleny křivky L_1 a U_1 . U_1 prochází bodem X_0 a bodem $X_1 + \varepsilon$. Naopak L_1 prochází bodem X_0 a bodem $X_1 - \varepsilon$. V případě, že třetí vzorek v pořadí X_2 spadá do vymezené oblasti křivkami L_1 a U_1 jsou vypočítány dvě nové křivky L_2 a U_2 , které procházejí body $[X_0, X_2 + \varepsilon]$ a $[X_0, X_2 - \varepsilon]$. Nyní je potřeba srovnat všechny čtyři vygenerované křivky a ponechat pouze ty, co se sbíhají – tedy U_1 a L_2 . Hodnota X_2 byla

přiřazena jako X_1 a tedy je možné do hodnoty X_2 načíst další vzorek v pořadí. Pod hodnotou X_2 se tedy vždy ukrývá poslední vzorek a hodnota X_1 odkazuje na předcházející vzorek EKG dat. V případě, že další X_2 spadá mimo vymezenou oblast křivkami, dochází k uložení délky křivky T a její konečné amplitudy X_1 . Konečná amplituda se nyní stává původním bodem X_0 . Celý algoritmus je tedy opět na počátku a cyklus se opakuje. [20] [21]



Obrázek 15: Princip Fan algoritmu [21]

Z obrázku 15 lze vidět, že algoritmus tvoří vždy dvě křivky vycházející ze stejného bodu. Tento tvar je podobný vějíři, podle toho byl i pojmenován algoritmus. Rekonstrukce dat z tohoto algoritmu probíhá rozšířením křivek do diskretních bodů. Fan algoritmus zaručuje, že chyba vzniklá mezi dvěma původními vzorky je menší nebo rovna přednastavené chybě ε na počátku algoritmu. Kompresní poměr tohoto algoritmu bude záviset na nastavené chybě ε a povaze signálu EKG. Při porovnání s algoritmy TP a AZTEC dosahuje Fan algoritmus stejného kompresního poměru s větší věrohodností k původnímu signálu EKG. [20] [21]

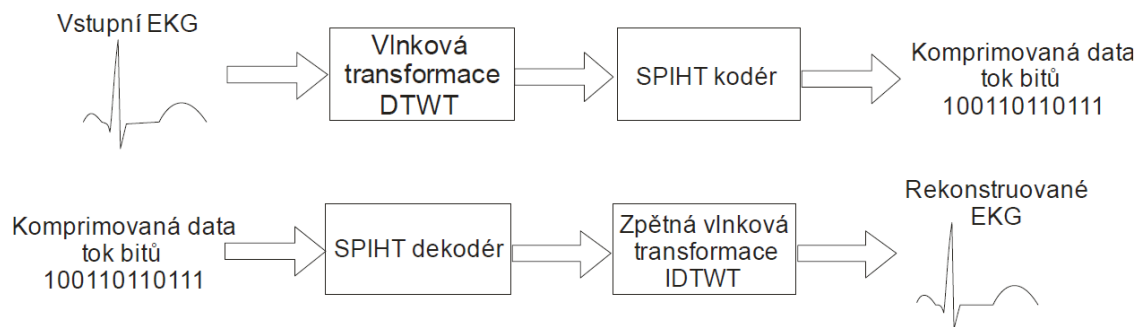
Velmi podobnými algoritmy k algoritmu Fan jsou algoritmy SAPA. Poprvé byly tyto tři druhy algoritmu SAPA-1, SAPA-2 a SAPA-3 publikovány v [25], kde nejlepších výsledků dosahoval právě algoritmus SAPA-2. Prakticky bylo později zjištěno, že SAPA-2 je ekvivalentní ke staršímu Fan algoritmu. [26] [27]

Jediný drobný rozdíl mezi Fan algoritmem a algoritmem SAPA-2 je ten, že algoritmus SAPA-2 vypočítává ještě centrální střední křivku mezi původním a aktuálně budoucím bodem. Kdykoliv centrální hodnota křivky není mezi dvěma sbíhavými křivkami, tak je brána předchozí hodnota jako původní bod. Algoritmus SAPA-2 používá kritérium centrální křivky namísto kritéria hodnoty aktuálního vzorku, které lze nalézt u Fan algoritmu. [21]

4.5 SPIHT (Set Partitioning in Hierarchical Trees)

SPIHT kompresní metoda na rozdíl od ostatních metod zachovává strmost hran a extrémů, což je výhodné pro kompresi EKG. Tato metoda komprese si získala na oblibě, především díky své jednoduchosti, nenáročnosti výpočtů a vlastnostmi progresivity. Progresivní kódování začíná kódovat vlnkové koeficienty postupně vzhledem k jejich důležitosti pro vstupní data. Výstupem kódování je bitový tok, který může být ukončen v kterémkoliv předem zvoleném bodě kódování. Z výsledného bitového toku se poté zpětně rekonstruuje data.

Metoda je také unikátní tím, že díky možnosti zastavit kódování v kterémkoliv bodě, je možné na začátku algoritmu určit, jakého kompresního poměru bude dosaženo, aby se zachovalo co největší procento informace a chyba rekonstrukce tak byla minimální. Schéma komprese a dekomprese prezentuje Obrázek 16. [15]

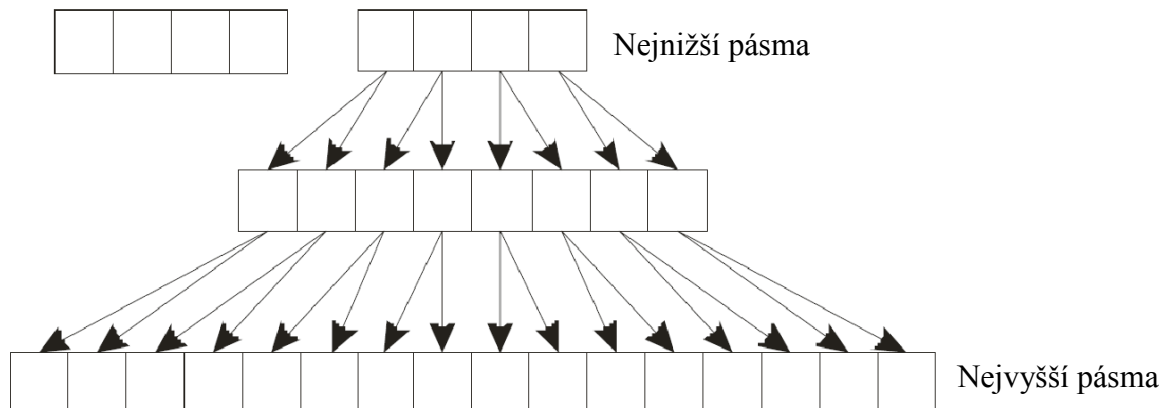


Obrázek 16: Schéma komprese a dekomprese metodou SPIHT [15]

Koeficienty získané vlnkovou transformací v jednotlivých pásmech spolu souvisí. Každé dva koeficienty (dva potomci) získané rozkladem v pásmu o jedno nižší, než je nejnižší pásmo, mají jednoho společného rodiče v pásmu nejnižším, které obsahuje nejvíce energie signálu, ale nejméně kořenových koeficientů. Konečné pásmo rozkladu pak reprezentuje nejvyšší frekvence. Stejně tak to platí pro následující pásma, tak jak ukazuje Obrázek 17. [15] [16]

Algoritmus SPIHT pracuje se třemi seznamy vlnkových koeficientů [15]:

- 1) LIS (List of Insignificant Sets) – je seznam nedůležitých množin (obsahuje stromy nedůležitých koeficientů)
- 2) LIP (List of Insignificant Pixels) – obsahuje seznam nedůležitých koeficientů (obsahuje jednotlivé nedůležité koeficienty)
- 3) LSP (List of Significant Pixels) – značí seznam důležitých koeficientů (obsahuje jednotlivé důležité koeficienty)



Obrázek 17: Ukázka stromové struktury příbuznosti koeficientů vlnkové transformace [15]

Stromy koeficientů mohou být buď typu D nebo typu L. Ve stromech typu D se zjišťuje důležitost jednotlivých potomků (listů) ve vztahu k prvnímu rodiči (kořenovému uzlu) stromu. U stromu koeficientů typu L se zjišťuje důležitost pouze všech potomků (listů) k prvnímu rodiči (kořenovému uzlu). Přímí potomci nejsou testováni. [15]

Průběh algoritmu je následující: na počátku jsou inicializovány množiny LIP, LIS a LSP. Množina LSP je na počátku prázdná. Množina LIP obsahuje všechny koeficienty, které jsou kořenovými prvky stromů v nejnižších pásmech rozkladu, a množina LIS obsahuje všechny stromy typu D. V dalším kroku algoritmus otestuje, jestli se v množině LIP nenachází důležité koeficienty. Testování množiny LIP je nazýváno jako srovnávací průchod (sorting pass). Pokud v daném kroku algoritmus nenajde důležitý koeficient, tak do bitového výstupu pošle 0. V případě, že by byl koeficient důležitý, je do bitového výstupu poslána 1 se znaménkovým bitem a koeficient se přesouvá do seznamu LSP. [15]

Po dokončení testování seznamu LIP se v dalším kroku testuje důležitost všech stromů v LIS. Testování množiny LIS je také označováno jako srovnávací průchod. Důležitost stromu je dána důležitostí následovníka stromu. V tomhle kroku je důležité určit, o jaký typ stromu se jedná a na základě toho upravit testování LIS. Pokud strom typu L obsahuje důležitého následovníka, tak je strom důležitý. Na výstup je poslána 1 a na konec seznamu LIS je přidán strom všech přítomných potomků jako typ D. Původní strom typu L je z LIS odstraněn. V případě, že strom typu L neobsahuje důležitého potomka, je na výstup poslána 0 a strom je odstraněn ze seznamu.

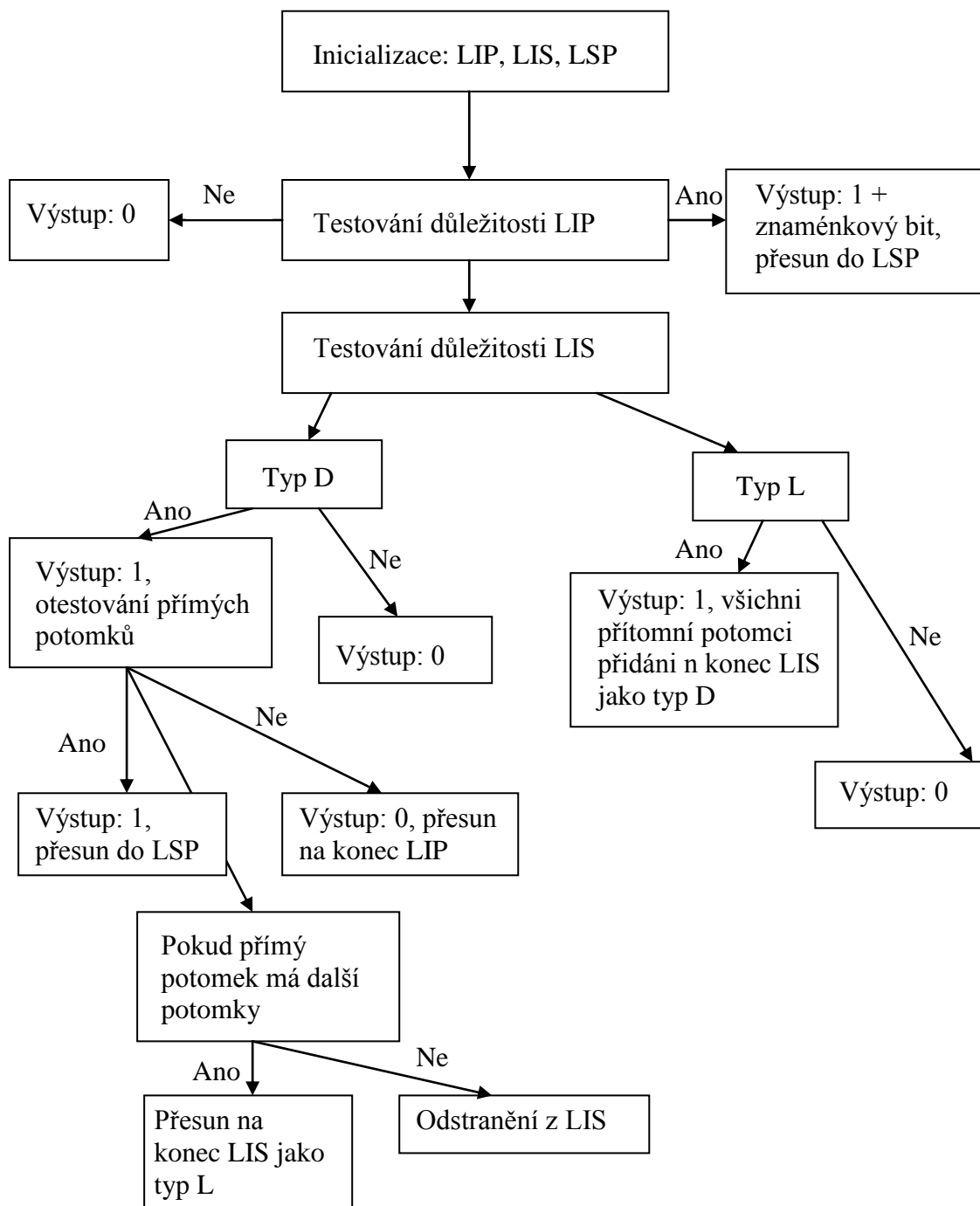
Testování stromů typu D je odlišné. Pokud strom typu D obsahuje některého důležitého potomka, pak je strom důležitý a na výstup je poslána 1. Dále je třeba v tomto stromu otestovat důležitost přímých potomků. Pokud je přímý potomek důležitý, tak se na výstup pošle 1 a potomek je přidán do seznamu LSP. V případě, že přímý potomek není důležitý, na výstup se pošle 0 a strom je přidán na konec LIP seznamu. Problém nastává v případě, že na přímého potomka navazují další potomci, pak se strom přesouvá na konec LIS jako typ L. Druhou možností testování stromu typu D je, že neobsahuje žádného důležitého potomka, poté je na bitový výstup poslána 0.[15]

Následuje upřesňující průchod (refinement pass), při němž se posílá na výstup upřesňující následující bit z množiny LSP. Důležité koeficienty z LSP jsou kódovány do výstupu s postupným snižováním jejich hodnoty o hodnotu prahu. Tento proces se opakuje pro předešlé důležité koeficienty a nyníjší důležité koeficienty (ty, co jsou po snížení prahu větší než práh) a tím dochází k štěpení nevýznamných stromů a zpřesňování výstupních hodnot vzhledem k vstupním hodnotám. V případě, že žádný koeficient nepřekročí prahovou hodnotu a není tedy důležitý, je práh snížen o polovinu. K postupnému snižování prahu dochází tak dlouho, dokud není dosaženo předurčeného počtu bitů nebo kompresního poměru. Blokové schéma pro lepší přehlednost průběhu algoritmu SPIHT je zobrazeno na následujícím obrázku (Obrázek 18). [15] [16]

Dekódování vytvořeného komprimovaného bitového toku pracuje obdobným stylem jako při kódování, akorát na místo odeslání hodnoty se načítají vlnkové koeficienty, které jsou dalšími kroky zpřesňovány. [15]

V případě ztrátových kompresí (nejenom v případě algoritmu SPIHT) je nutné myslet na informace, které jsou ztraceny. Je důležité si nejlépe ověřit, že nedošlo ke ztrátě některých důležitých informací. V případě komprese EKG, kterým se tato práce zabývá, by mohla ztráta pár důležitých informací změnit celý význam interpretace rekonstruovaného signálu EKG a nemusely by být včas odhaleny některé patologické přítomnosti v EKG pacienta.

Ve vědecké práci [16] je možné sledovat, jakým způsobem ztráta významných informací ovlivňuje rozměření signálu EKG, které je důležité zachovat z diagnostického hlediska. Na základě poznatků z této práce je maximální hodnota PRD stanovena na hodnotu 5 %. Již při tak malé hodnotě dochází ke ztrátě informace, kterou většinou představuje síťové rušení. U této procentuální chyby je možné tvrdit, že rekonstruovaný signál je zkreslen jen nepatrně a rekonstruované informace jsou po rozměření shodné jako ty ve vstupním signálu. [16]



Obrázek 18: Blokový diagram řídicího průchodu SPIHT

5 HODNOCENÍ KOMPRESNÍCH METOD SIGNÁLU EKG

V posledních padesáti letech vzniklo velmi rozmanité množství kompresních metod používaných pro efektivní kompresi signálu EKG. Rekonstruovaný signál, získaný z kompresní metody, může být hodnocen subjektivně nebo objektivně vzhledem k původnímu signálu. Subjektivní hodnocení je dáno odbornými znalostmi kardiologů a internistů. Je ovšem nutné poznamenat, že každý lékař je schopen dojít k odlišnému diagnostickému závěru. Odlišnost subjektivního hodnocení je dána především zkušenostmi odborníka a také schopností vidět nepatrné změny. Objektivní hodnocení je stále ve fázi hledání optimálního algoritmu, který bude reflektovat jak matematickou stránku, tak i možnost ztráty diagnostické informace. [28] [29]

Teprve před několika desetiletími se objevily některé práce, které do objektivního hodnocení zahrnují i ztrátu diagnostické informace. Do doby jejich publikování byl rekonstruovaný signál EKG objektivně porovnáván s původním signálem pouze pomocí matematického hodnocení zkreslení a poté subjektivně pomocí kardiologů. [29]

5.1 Matematické hodnocení komprese

Matematické hodnocení výkonnosti komprese je zpravidla nenáročné na výpočet a proto i velmi oblíbené. V každé vědecké práci se používá k hodnocení minimálně kompresní poměr a procentuální chyba. Navíc díky již publikovaným pracím je jednoduché porovnat experimentálně dosažené výsledky a zjistit tak kompresní úroveň algoritmu. Mezi další nejčastěji používané matematické hodnocení patří: kompresní faktor, průměrná délka slova, střední kvadratická odchylka, maximální chyba a poměr signálu k šumu. [29]

Matematické hodnocení však není zcela objektivní, protože dochází ke ztrátě diagnostické informace, která mnohdy není zohledněna. Všechna zmíněná matematická hodnocení komprese mají nevýhody, které zapříčiňují nízkou diagnostickou důležitost informace. Např. v případě signálu s kmitající základní linií, bude odchylka signálu větší a vypočtená PRD bude uměle snížena na rozdíl oproti umělému navýšení hodnoty SNR. [14] [29] [30]

Kompresní poměr (CR – Compress Ratio) se vypočítá podle vzorce (5.1). Hodnota 0,7 znamená, že po kompresi data zabírají pouze 70 % původního objemu. Hodnota větší než 1 znamená negativní kompresi. Kompresní poměr může popisovat také veličina bpb – bitů na bit (bpb), protože udává, kolik výstupních bitů je zapotřebí k popisu jednoho vstupního bitu. U komprese obrazů se používá veličiny bitů na pixel (bpp). Obdobný význam má u metod komprese textů veličina bitů na znak (bpc). [8]

$$CR = \frac{\text{objem dat po kompresi}}{\text{objem dat před kompresí}} \quad (5.1)$$

Kompresní faktor (CF – Compress Factor) je převrácená hodnota kompresního poměru dle vzorce (5.2). Hodnoty větší než jedna znamenají kompresi a hodnoty menší

než jedna expanzi. Tato míra je pro řadu lidí srozumitelnější, protože čím je tato míra větší, tím lepší je komprese. Často se kompresní faktor udává jako kompresní poměr, což je patrně zapříčiněno lepší srozumitelností výsledku. Díky tomuto faktu bude v práci kompresní faktor brán jako kompresní poměr stejně jako v literatuře [31]. [8]

$$CF = \frac{\text{objem dat před kompresí}}{\text{objem dat po kompresí}} \quad (5.2)$$

Průměrná délka slova (avL – average length) je dána vzorcem (5.3). U tohoto hodnocení komprese je snaha dosáhnout co nejmenšího počtu bitů na vzorek. [8]

$$avL = \frac{\text{objem dat po kompresí}}{\text{počet vzorků signálu}} \quad [\text{bit/vzorek}] \quad (5.3)$$

Střední kvadratická odchylka (MSE – Mean Square Error) je počítána podle vzorce (5.4). [8]

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_R(i))^2 \quad (5.4)$$

kde N označuje délku signálu, x_0 je vstupní signál a x_R je signál po rekonstrukci.

Procentuální chyba (PRD – Percentage RMS (Root Mean Square) Difference) dána vzorcem (5.5) je ukazatelem zkreslení rekonstruovaného signálu. Obvyklá hranice únosné procentuální chyby je okolo 5 % přičemž výsledky do 3 % ukazují na velmi malou odlišnost vstupního a rekonstruovaného signálu. [8]

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_R(i))^2}{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - \bar{x}_0(i))^2}} \cdot 100\% \quad [\%] \quad (5.5)$$

kde N označuje délku signálu, x_0 je vstupní signál a x_R je signál po rekonstrukci.

Někdy je za PRD označován vzorec, kde je ve jmenovateli vynechána průměrná hodnota původního signálu. Naopak uváděný vzorec (5.5) je pak označován jako PRD' s odlišnou normalizací. Vypočtená hodnota PRD' je pak nezávislá na střední hodnotě signálu. Hodnoty PRD a PRD' jsou stejné pro signály s nulovou střední hodnotou. [29]

Maximální amplitudová chyba (MAX – Maximum Amplitude Error nebo PE - Peak Error) dána vzorcem (5.6) je také používána k hodnocení komprese.

$$MAX = \max_i (|x_{0(i)} - x_{R(i)}|) \quad (5.6)$$

kde x_0 je vstupní signál a x_R je signál po rekonstrukci.

Poměr signálu k šumu (SNR – Signal Noise Ratio) je udáván podle rovnice (5.7). v hodnocení ztrátové komprese je důležité určit, zda se ztratí užitečné nebo neužitečné (šumové) hodnoty. V případě ztráty užitečných informací dochází během komprese navíc i k určité filtraci. [8]

$$SNR = 10 \log \left(\frac{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - \mu_x)^2}{\sum_{i=1}^N (x_0(i) - x_R(i))^2} \right) [dB] \quad (5.7)$$

kde N označuje délku signálu, x_0 je vstupní signál, x_R je signál po rekonstrukci a μ_x označuje průměr signálu. Mezi SNR a PRD (s odečtením střední hodnoty původního signálu) je definován vztah podle následujícího vzorce (5.8). [29]

$$SNR = -20 \log(0,01 \cdot PRD) [dB] \quad (5.8)$$

5.2 Hodnocení zohledňující diagnostické informace

Každý segment jednoho úderu srdce má jinou diagnostickou informaci, kterou je třeba objektivně zohlednit při srovnání původního a rekonstruovaného signálu. V případě zkreslení ST segmentu mohou být přehlédnuty patologické informace vyplývající ze signálu EKG. Oproti tomu zkreslení TP segmentu má menší diagnostickou váhu. Ačkoliv jsou kompresní algoritmy hodnoceny převážně matematicky, je důležité vyzdvihnout vědecké publikace zohledňující právě i diagnostické informace v hodnocení. [29]

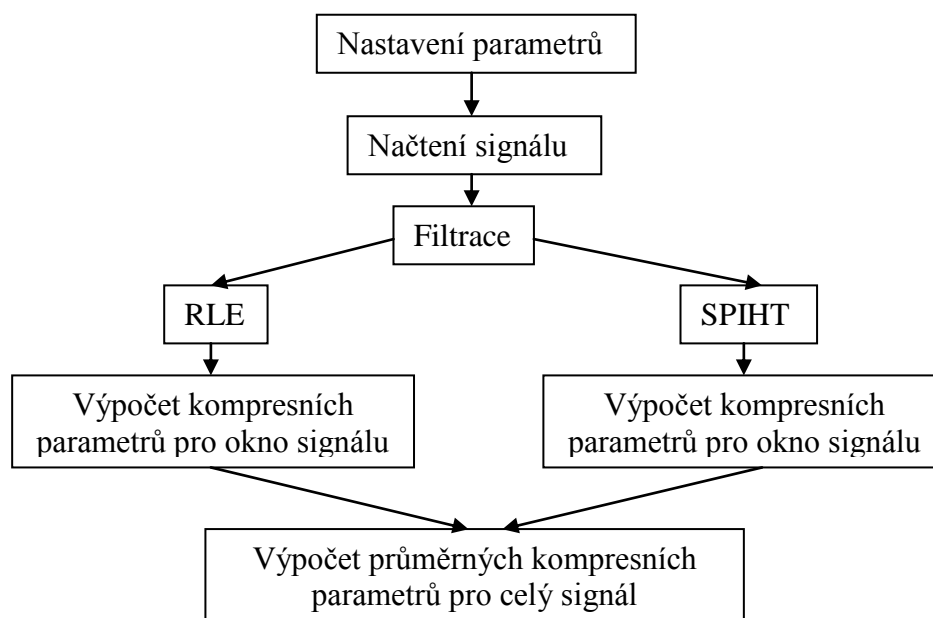
Vážené diagnostické zkreslení (WDD – Weighted Diagnostic Distortion) je matematické zhodnocení komprese, které koreluje s diagnostickou informací v původním signálu EKG. Poprvé byl algoritmus představen v [32]. WDD reflektuje změny v poloze, trvání, amplitudě a tvaru P, T vln a QRS komplexu. Porovnání dvou signálů (původního a rekonstruovaného) je sice výpočetně náročnější, ale mnohem diagnosticky přínosnější než porovnání PRD. Díky výpočetní náročnosti je vhodné začlenit WDD hodnocení při automatickém rozměřování signálu pro získání diagnostických informací. [29] [32]

Další možností začlenění diagnostických informací do objektivního hodnocení je využití **neuronových sítí**. Pomocí neuronové sítě konkrétně MLP perceptronu se alternativně určují rekonstrukční chyby zkreslení. [30]

6 NAVRŽENÝ KOMPRESNÍ ALGORITMUS

Pro kompresi signálů EKG je navržen algoritmus využívající dvě metody komprese (Obrázek 19). První kompresní metoda využívá proudového kódování a druhá kompresi metodou SPIHT. Volbu komprese je možné vybrat. Oba algoritmy metod jsou realizovány v programovém prostředí Matlab 2015 s využitím implementovaných funkcí pro diskretní vlnkovou transformaci v knihovně Wavelet Toolbox.

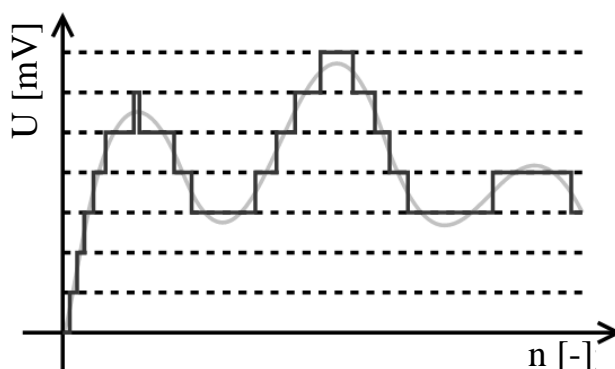
Účinnost obou kompresních metod je porovnávána pomocí procentuální chyby, kompresního poměru, průměrné délky slova, střední kvadratické odchylky a poměru signálu k šumu. Následující kapitoly se věnují podrobnějšímu popisu navržených kompresních metod.



Obrázek 19: Blokový diagram navrženého kompresního programu

7 NÁVRH METODY VYUŽÍVAJÍCÍ RLE

Kompresní metoda proudového kódování využívá funkce *parfor*, ke zmenšení časové náročnosti metody. Jednotlivé signály jsou nejprve rozloženy vlnkovou transformací na vlnkové koeficienty podle předem zadané vlnky a počtu pásem rozkladu. K rozložení vlnkovou transformací je použita funkce *wavedec*. Vlnkové koeficienty jsou kvantovány pro každé pásmo rozkladu mimo posledního pásma. Kvantováním signálu je prostor, kde se signál nachází, rozdělen na jednotlivé podélné hladiny (Obrázek 20). Ze signálu jsou potom brány postupně jednotlivé vzorky a jsou zaokrouhleny na nejbližší hladinu, která se nachází v jejich blízkosti. Počet hladin digitálního signálu určuje bitová hloubka. Čím větší je počet bitů, tím více hladin prokládá signál a tím objemnější data jsou získána. Bitová hloubka je udána počtem bitů 2^N (N označuje právě počet bitů použitý pro výpočet hladin). Např. pro 3 bity je bitová hloubka rovna 2^3 , čímž je získáno právě 8 hladin. Kvantování koeficientů má filtrační efekt. Otázkou však zůstává, zda jde o odstranění šumu nebo užitečné informace. Čím bude větší rozestup mezi hladinami neboli tzv. kvantovacími kroky u vlnkových koeficientů signálu EKG, tím více se získá nulových hodnot a tím větší bude komprese.



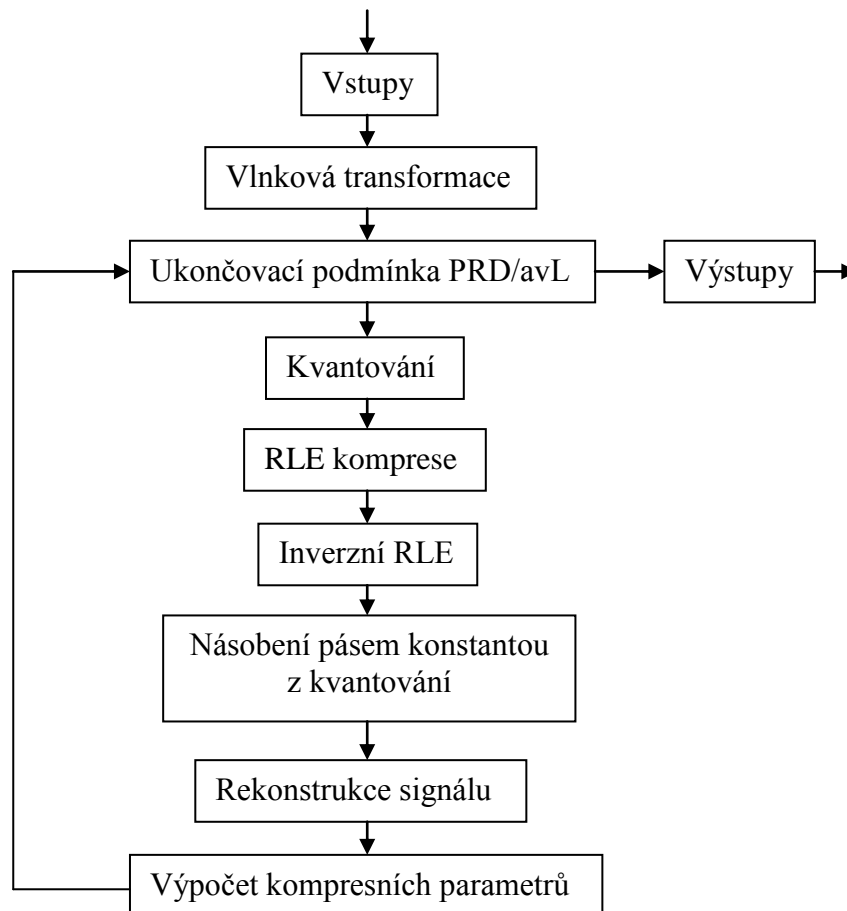
Obrázek 20: Kvantování signálu

Kvantované vlnkové koeficienty vstupují do zvolené kompresní metody proudového kódování (RLE). Každé pásmo rozkladu je prohledáváno a v případě, že obsahuje více nulových vzorků jdoucích za sebou, je tato část komprimována na dvě čísla. První číslo je znak, který se komprimuje (v tomto případě se jedná o nulu) a druhé číslo udává, kolikrát byl první znak obsažen ve vlnkových koeficientech pásma rozkladu. Výsledné proměnné tvoří komprimovaný signál, délka jednotlivých pásem rozkladu a dělicí konstanta pro každé pásmo z kvantování. V tomto kroku algoritmu je vypočítán kompresní poměr mezi komprimovaným a původním signálem (případně původním filtrovaným signálem).

Pro praktické účely je nutné komprimovaný signál i zpětně dekomprimovat, a proto navržený algoritmus obsahuje i dekomprimační část, do které vstupuje právě výstup kompresní části navrženého algoritmu. Nejprve je komprimovaný signál dekomprimován na původní kvantované vlnkové koeficienty. Kvantované vlnkové koeficienty jsou znova vynásobeny dělicí konstantou na velmi nepatrně zaokrouhlené původní vlnkové koeficienty. Pomocí jednotlivých délek pro každé pásmo rozkladu jsou

z vlnkových koeficientů funkcí *waverec* rekonstruovány původní signály.

Kompresní metoda proudového kódování patří mezi bezztrátové metody komprese. Při této volbě nastává komprese vlivem úspornějšího zápisu vlnkových koeficientů. Vznikající nepřesnosti jsou výsledkem kvantování a vlnkové transformace. Při kvantování dochází k zaokrouhlování k nejbližší hladině, a přestože je dělicí konstanta uložena do výstupu kódování, největší nepřesnosti vznikají právě v tomto úseku metody. Volbou zvoleného filtru ve vlnkové transformaci dochází k jemné filtraci, která je objektivně zkoumána pomocí procentuální chyby. Výsledná procentuální chyba je ovlivňována jak vlnkovou transformací, tak hlavně nastavením počtu bitů pro kvantování signálu. Zde se nabízí možnost navrhnout algoritmus komprese tak, aby se vždy procentuální chyba pohybovala do 5 % případně do stanovené hodnoty avL . Touto volbou nastavení ukončovací podmínky algoritmu se optimální počet bitů bude lišit pro každý signál v databázi. Po načtení originálního signálu se stanoví ukončovací podmínka typu *while*, kde PRD bude menší než 5 % anebo hodnota avL bude v intervalu předem stanovené hodnoty. Právě hodnota PRD menší než 5 % udává, že rekonstruovaný signál je zkreslen oproti původnímu pouze nepatrně a toto zkreslení (většinou se jedná o odstranění síťového brumu) nemá vliv na stanovení diagnózy pro databázi MIT-BIH Arrhythmia. [16] Přesnost intervalu průměrné délky slova je nastavena na hodnotu $avL \pm 0,005$. Navržený algoritmus komprese metodou RLE znázorňuje Obrázek 21.



Obrázek 21: Blokový diagram kompresní metody RLE

Pro testování parametrů byly zvoleny databáze MIT-BIH Arrhythmia a kompresní databáze MIT. Databáze MIT-BIH Arrhythmia je zmiňována v několika dostupných článcích a dosažené výsledky je proto možné porovnat a diskutovat efektivnost navržené metody komprese. Další použitou databází je databáze signálů určených pro testování kompresních metod, avšak tato databáze je poměrně méně využívána k testování, patrně z důvodu pozdějšího vzniku.

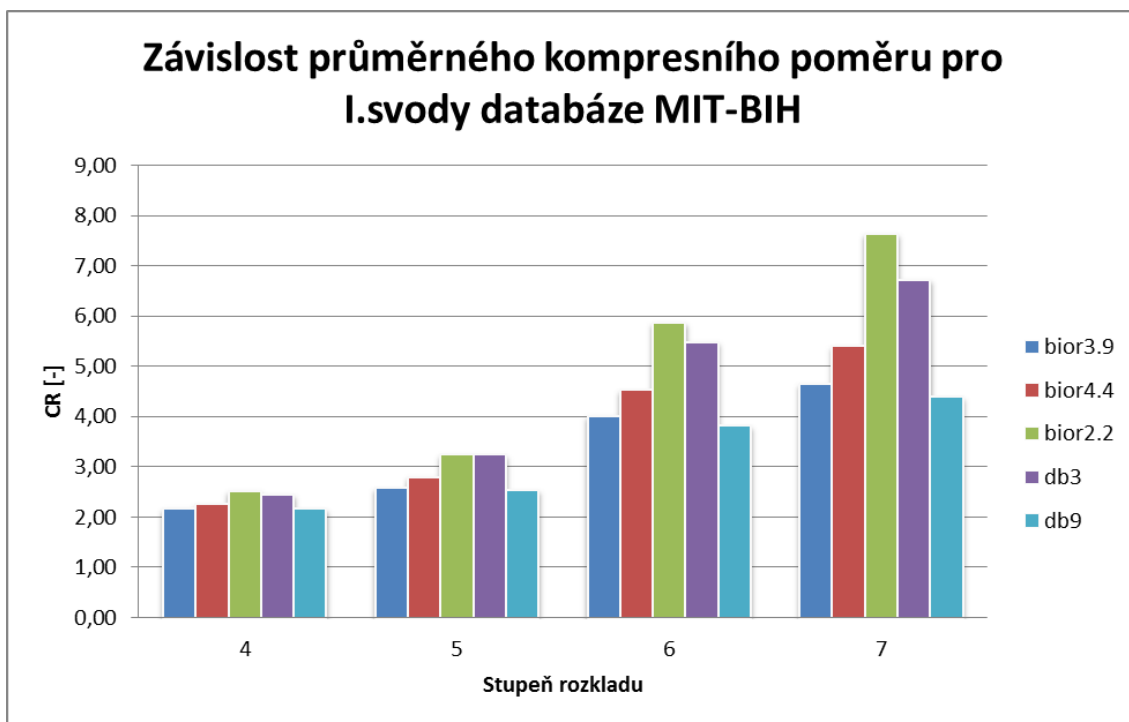
Mezi parametry, které jsou zadávány na začátku programu uživatelem a mohou se měnit, spadá nastavení vlnky (filtru), stupně rozkladu a módu vlnkové transformace. Samotný algoritmus komprese metodou proudového kódování je realizován posouváním okna po jednotlivých signálech testované databáze. Velikost okna byla zvolena na délku 1024 vzorků, aby výsledky mohly být porovnány s druhým navrženým kompresním algoritmem využívající metodu SPIHT [15]. Pro testování různých typů vlnek byly zvoleny biortogonální i ortogonální banky filtrů. Pro ortogonální se testovaly vlnky: db3 a db9. U použití biortogonálních filtrů zase vlnky bior2.2, bior3.9 a bior4.4. Všechny tyto možnosti vlnek byly otestovány pro stupeň rozkladu 4, 5, 6 a 7. Módy vlnkové transformace, které je možné nastavit u funkcí *waverec* a *wavedec*, přičemž obě musí být nastaveny stejně, jsou symetrizace a periodizace. Následující podkapitoly uvádí výsledky pro optimální nastavení komprese pro jednotlivé databáze.

7.1 Výsledky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia

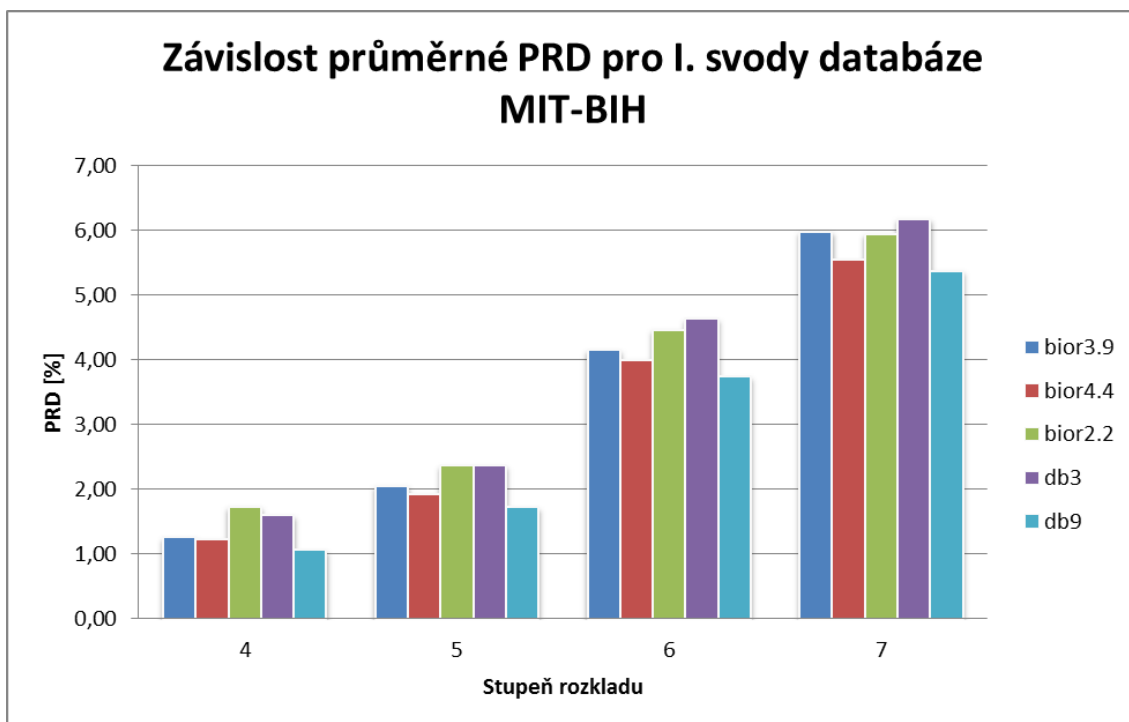
Databáze MIT-BIH Arrhythmia obsahuje 48 půlhodinových signálů, z nichž každý má dva svody. Dvacet tři signálů bylo vybráno náhodně ze 4000 signálů získaných od ambulantních i hospitalizovaných pacientů v Beth Israel nemocnici sídlící v Bostonu. Zbývajících dvacet pět signálů bylo vybráno záměrně, protože obsahovaly klinické významné arytmie, které nejsou běžně v populaci zastoupeny. Signály byly digitalizovány 360 vzorky/s a rozlišením 11 bitů na rozsah ± 10 mV pro každý svod. Úplná databáze je volně k dispozici na internetu od roku 2005 (od roku 1989 do roku 2005 byla dostupná na CD). [33] [34]

Optimální stupeň rozkladu vlnkové transformace

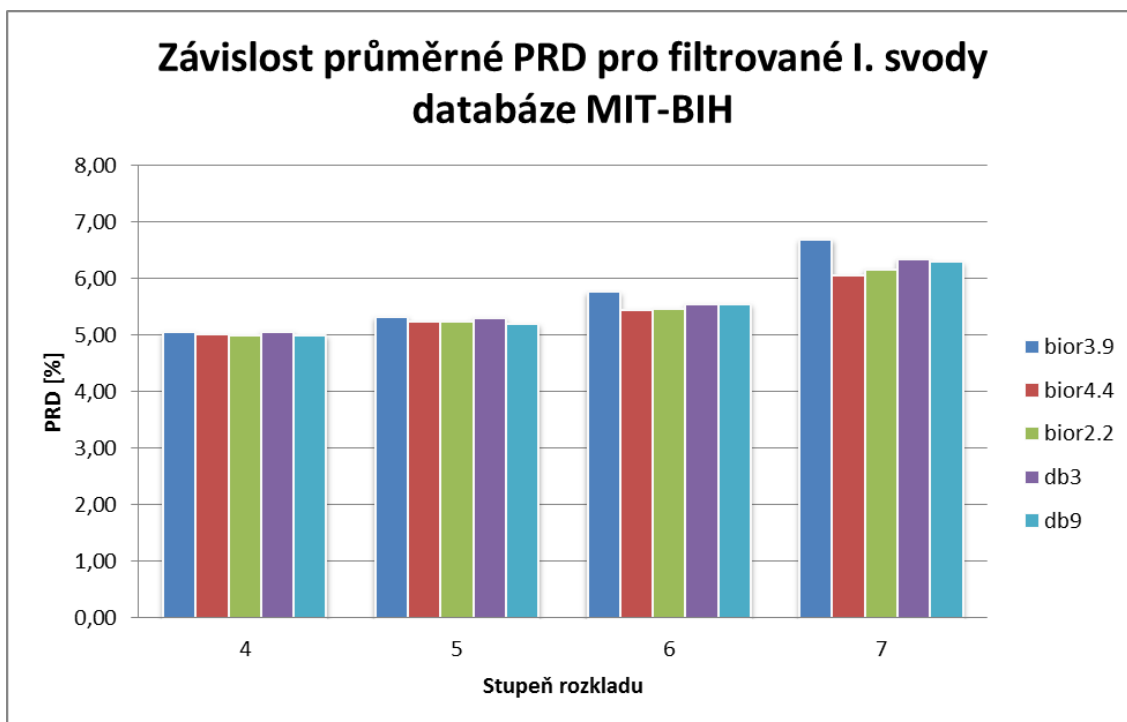
Nejprve se zjišťoval optimální stupeň rozkladu pro celou databázi MIT-BIH Arrhythmia. Z následujících obrázků 22, 23 a 24 je patrné, že jako optimální stupeň rozkladu by mohla být považována hodnota 6. Tato volba dosáhla největšího CR, aniž by překročila PRD 5 %. Navíc procentuální chyba vůči filtrovanému signálu u rozkladu do šesti pásem nevzrostla tak razantně jako při rozkladu sedm.



Obrázek 22: Závislost průměrného kompresního poměru pro I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4)



Obrázek 23: Závislost průměrné procentuální chyby pro všechny I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4)



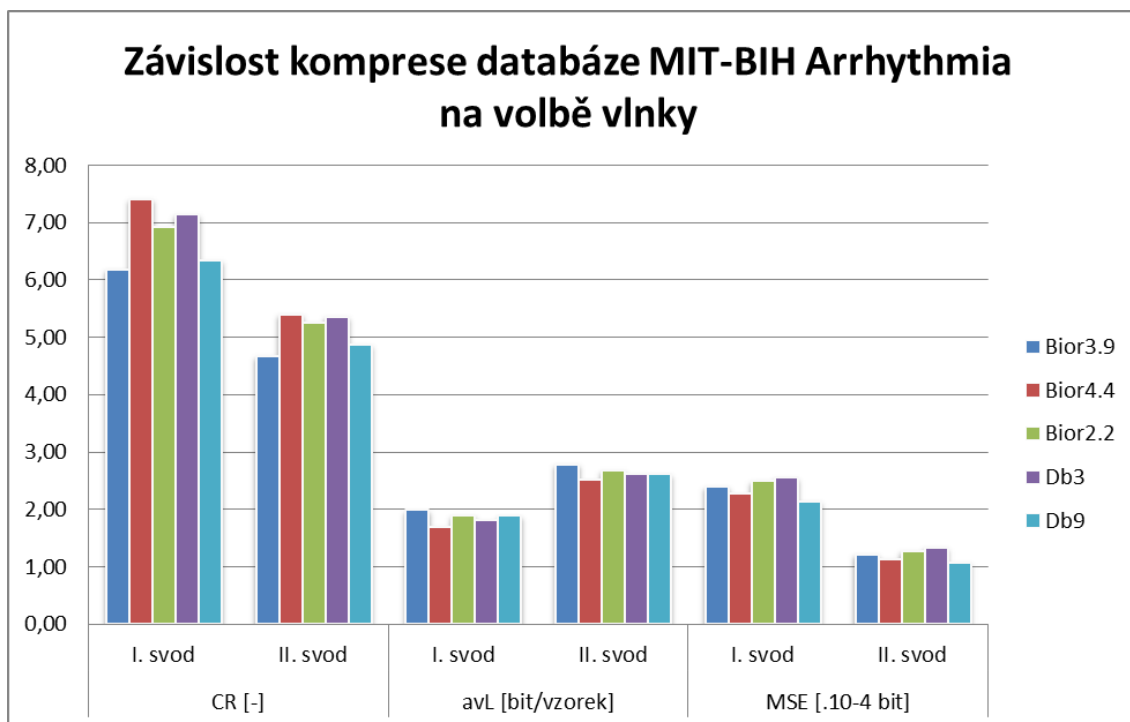
Obrázek 24: Závislost průměrné procentuální chyby pro všechny filtrované I. svody databáze MIT-BIH Arrhythmia kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (kdy pro rozklad 5 je vynechána 3, pro rozklad 4 je vynechána 3 a 5 a pro rozklad 7 je přidána 4)

Volba optimální vlnky pro rozklad signálu

Vhodná vlnka z vybraných pěti testovaných byla hledána až při stupni rozkladu šest. Při hledání bylo nejprve využito možnosti nastavit algoritmus kompresní metody RLE tak, aby algoritmus vždy dosahoval ukončovací podmínky $PRD < 5\%$.

Algoritmus tedy nejdříve vypočítá hodnotu PRD s počátečními bity, které jsou zadány uživatelem. V případě že hodnota PRD nesplňuje ukončovací podmínku, jsou bity postupně upraveny tak, aby ukončovací podmínka byla splněna. Úprava probíhá následovně, každým cyklem se k poslednímu pásmu přičítá jeden bit a provede se nový výpočet PRD. V případě že poslední pásmo dosáhlo maximální hodnoty bitu (ta je zadána na startu) je přičten bit k předposlednímu pásmu a poslední je nastaveno na stejnou hodnotu jako aktuální hodnota předposledního pásma. Tato úprava bitů je stejná i pro ostatní pásma.

Podle této ukončovací podmínky a dosažených výsledků pro kompresní poměr, průměrnou délku slova a střední kvadratickou odchylku bylo možné porovnat testované vlnky (Obrázek 25 a Tabulka 5). Nejvhodnějším kandidátem na optimální vlnku použitou při kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia se jeví vlnka Bior4.4, protože dosahuje nejvyššího kompresního poměru při nejnižší hodnotě avL a druhé nejnižší hodnotě MSE.

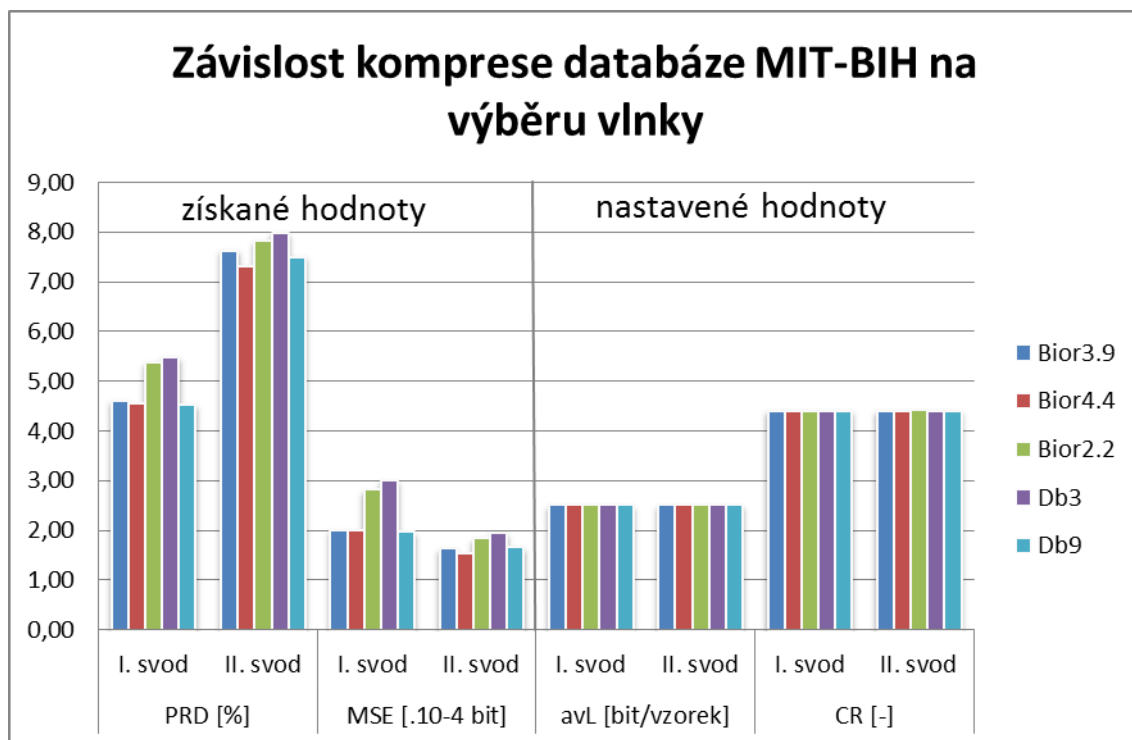


Obrázek 25: Graf porovnávací faktory pro optimální výběr vlnky při PRD < 5 % pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE

Tabulka 5: Dosažené hodnoty kompresních faktorů pro kompresní metodu RLE při PRD < 5% pro databázi MIT-BIH Arrhythmia

MIT-BIH Arrhythmia	CR [-]		avL [bit/vzorek]		MSE [$\cdot 10^{-4}$]		PRD [%]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	6,17	4,66	1,98	2,78	2,39	1,21	4,55	4,40
Bior4.4	7,40	5,39	1,68	2,50	2,26	1,13	4,48	4,35
Bior2.2	6,91	5,24	1,89	2,67	2,49	1,27	4,64	4,48
Db3	7,13	5,35	1,80	2,61	2,54	1,32	4,66	4,51
Db9	6,33	4,85	1,88	2,60	2,14	1,07	4,38	4,26

Kompresní algoritmus metody RLE může nastavit ukončovací podmínku tak, aby dosahovala konstantní hodnoty avL, a tím i konstantní hodnoty kompresního poměru. Požadovaná hodnota avL se volí na počátku algoritmu uživatelem. Postup výpočtu metody je obdobný jako v předešlém případě. Pouze v případě překročení požadované hodnoty avL jsou všechny bity pro jednotlivá pásma sníženy o jedničku. Testování pro hodnotu avL = 2,5 bity/vzorek uvádí Obrázek 26 a Tabulka 6. Získané výsledky pro hodnotu avL = 1,5 bitu/vzorek zobrazuje Tabulka 7 a Obrázek 27.



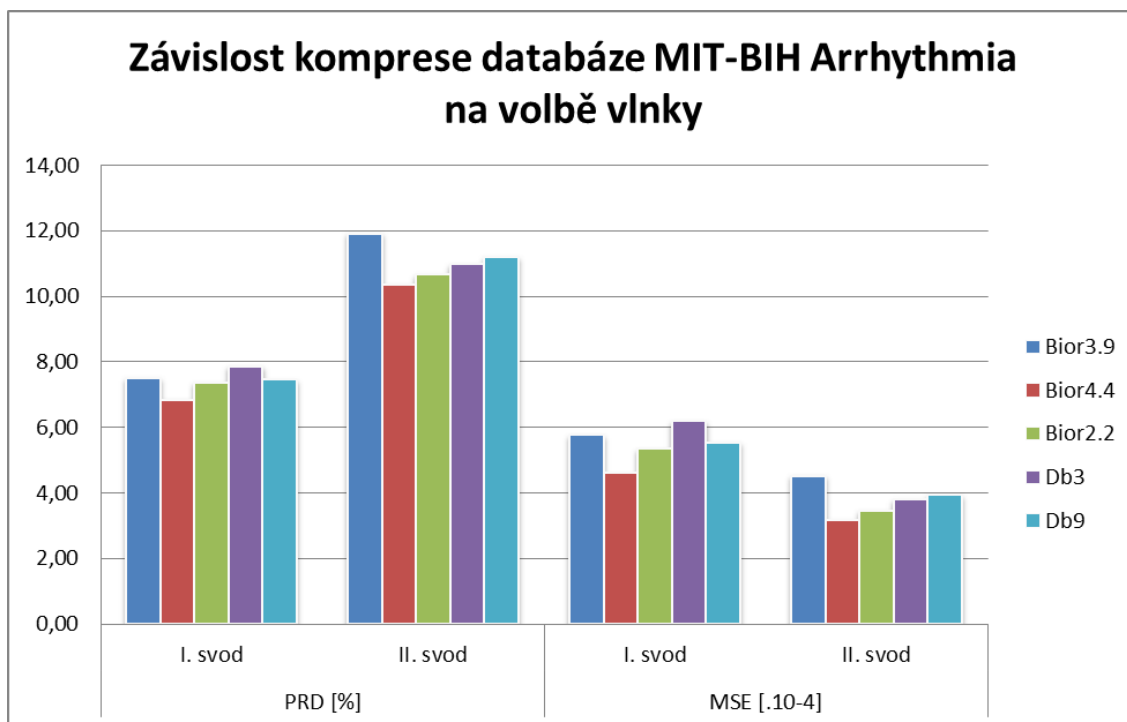
Obrázek 26: Graf porovnávající faktory pro optimální výběr vlnky při $avL = 2,5$ bitů/vzorek a odpovídajícímu CR pro kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE

Tabulka 6: Dosažené hodnoty kompresních faktorů pro kompresní metodu RLE s hodnotou $avL = 2,5$ bitů/vzorek pro databázi MIT-BIH Arrhythmia

MIT-BIH Arrhythmia	PRD [%]		MSE [$\cdot 10^{-4}$]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	4,60	7,62	2,00	1,63	2,50	2,50	4,40	4,40
Bior4.4	4,54	7,31	1,99	1,53	2,50	2,50	4,40	4,40
Bior2.2	5,36	7,82	2,81	1,83	2,50	2,50	4,40	4,40
Db3	5,47	7,96	2,99	1,93	2,50	2,50	4,40	4,40
Db9	4,52	7,49	1,96	1,65	2,50	2,50	4,40	4,40

Tabulka 7: Dosažené hodnoty kompresních faktorů kompresní metodou RLE s hodnotou $avL = 1,5$ bitů/vzorek pro databázi MIT-BIH Arrhythmia

MIT-BIH Arrhythmia	PRD [%]		MSE [$\cdot 10^{-4}$]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	7,49	11,90	5,75	4,51	1,50	1,50	7,33	7,33
Bior4.4	6,83	10,33	4,59	3,17	1,50	1,50	7,33	7,33
Bior2.2	7,36	10,65	5,33	3,45	1,50	1,50	7,33	7,33
Db3	7,85	10,96	6,17	3,79	1,50	1,50	7,33	7,33
Db9	7,44	11,18	5,53	3,92	1,50	1,50	7,33	7,33



Obrázek 27: Graf porovnávající faktory pro optimální výběr vlnky při $avL = 1,5$ bit/vzorek a odpovídajícímu CR pro kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia metodou RLE

Pro ukončovací podmínku v podobě stanovené hodnoty avL uživatelem vychází nejlépe vlnka Bior4.4 pro $avL = 1,5$ bit/vzorek. Opět dosahuje nejnižší PRD a MSE. Při nastavení na $avL = 2,5$ bitů/vzorek vychází opět nejlépe vlnka Bior4.4. První svody signálů dosahují procentuální chyby okolo 5 % pro vlnky Bior3.9, Bior4.4 a Db9. Pro nastavení hodnoty $avL = 1,5$ bitů/vzorek a $2,5$ bitů/vzorek byly počáteční bity stanoveny pro pásma sestupně na hodnoty 0, 2, 3, 4, 5 a 5. Zbytek se nekvantuje, protože obsahuje nejvíce významných koeficientů.

Volba optimálního módu vlnkové transformace v programovém prostředí Matlab

Z doposud dosažených výsledků testování se odvodil nejvhodnější stupeň rozkladu pro vlnkovou transformaci a optimální vlnka pro kompresi databáze MIT-BIH Arrhythmia. Posledním parametrem, který je možné změnit, je mód vlnkové transformace. Po předběžném uvážení je možné vybírat ze dvou variant módu – defaultně nastavené symetrizace a periodizace.

Defaultně nastavená symetrizace (`dwtmode('sym')`) předpokládá, že signály mohou být získány pomocí symetrické replikace hraničních hodnot. Nevýhodou této metody jsou uměle vznikající nespojitosti první derivace na hranicích. Obecně je toto nastavení spíše vhodnější pro obrazy. [35]

Druhou volbou je periodizace vlnkové transformace (`dwtmode('per')`). V případě, kdy se požaduje konstantní délka vlnkových koeficientů, je periodizace jedinou volbou. Nastavení využívá stacionární (redundantní) vlnkovou transformaci (SWT), kde se vynechává podvzorkování výstupu. Signál je nejprve prodloužen přidáním speciálního vzorku, který je roven poslední hodnotě vpravo, teprve poté je provedeno na každém konci periodické prodloužení. Průměrné výsledky získaných

kompresních parametrů pro oba módy vlnkové transformace ukazuje Tabulka 8. Z průměrných výsledků lze vidět, že pro nastavení vlnkové transformace na rozklad do 6 pásem s filtrem Bior4.4. a se stejnými počátečními bity i přesností požadované hodnoty $avL = 1,5$ bitů/vzorek jsou výsledky jen nepatrně lepší při zvoleném módu periodizace. [35]

Tabulka 8: Porovnání módů vlnkové transformace pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia

mód DWT	PRD [%]		MSE [$\cdot 10^{-4}$]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
'sym'	6,83	10,33	4,59	3,17	1,50	1,50	7,33	7,33
'per'	6,52	9,85	4,28	3,22	1,50	1,50	7,33	7,33

Porovnání optimálního nastavení vůči filtrované databázi MIT-BIH Arrhythmia

Optimální nastavení, které dosahovalo nejlepších výsledků, bylo porovnáno vůči filtrované databázi MIT-BIH Arrhythmia. K filtraci se využilo filtrační funkce, která se snaží ze vstupního signálu vyfiltrovat šum. Funkce si sama adaptuje práh podle úrovně rušení. [36]

Poměr signálu k šumu (SNR) je definován už v kapitole 5.1 jako poměr výkonu užitečného signálu k výkonu neužitečného signálu (šumu). Čím je poměr vyšší, tím je signál kvalitnější (obsahuje méně šumu). [10]

Tabulka 9: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro optimální nastavení kompresní metody RLE u databáze MIT-BIH Arrhythmia s hodnotou $avL = 1,5$ bitů/vzorek

MIT-BIH Arrhythmia	Svod	
	I.	II.
PRD [%]	6,52	9,85
PRD – filtrovaná [%]	6,34	11,22
SNR [dB]	23,72	20,13
SNR – filtrované [dB]	24,52	21,07
MSE [$\cdot 10^{-4}$]	4,28	3,22
MSE – filtrované [$\cdot 10^{-4}$]	4,16	4,35

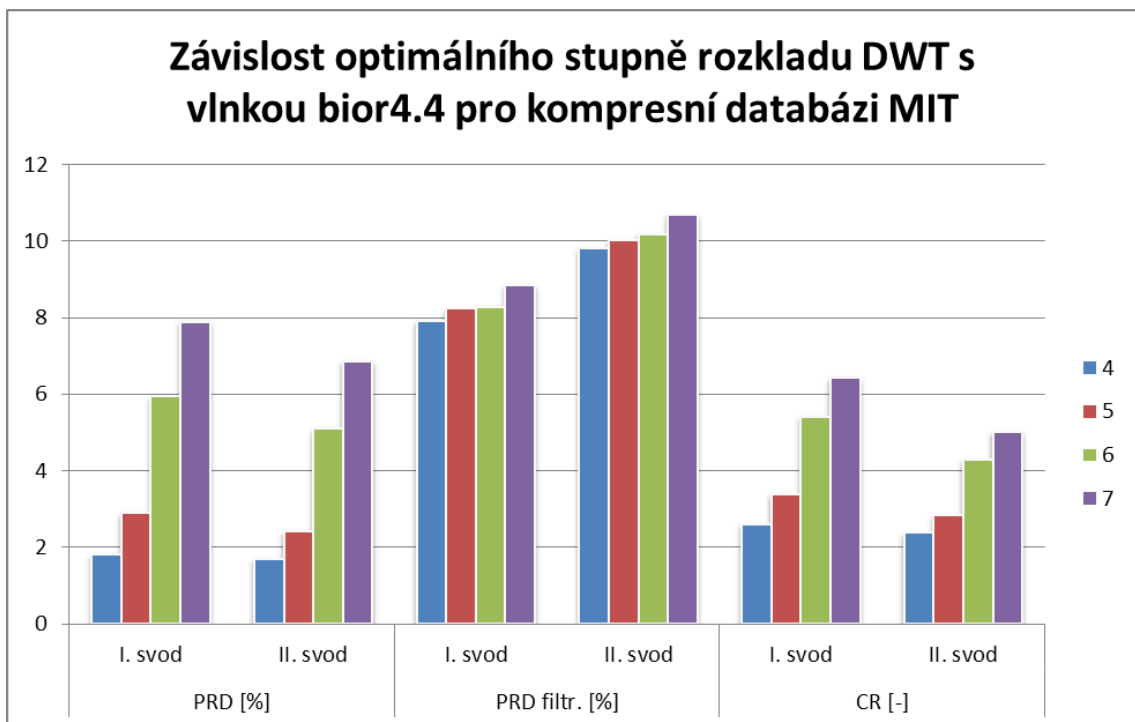
Z tabulky 9 jsou znatelné filtrační vlastnosti vlnkové transformace převážně pro I. svody signálů v průměru pro celou databázi MIT-BIH Arrhythmia. Celkově došlo ke snížení PRD a zároveň navýšení SNR v porovnání rekonstruovaného signálu vzhledem k původnímu rekonstruovanému ve 39 ze 48 signálů. U šesti signálů z celkového počtu 48 je naměřené SNR v rozmezí 18 – 20 dB. Zbylé signály I. svodu mají SNR nad 20 dB. Průměrné hodnoty databáze ve II. svodech signálů nepodporují filtrační vlastnost vlnkové transformace, ale došlo zde ke zlepšení SNR u 22 ze 48 signálů.

7.2 Výsledky pro kompresní databázi MIT

Kompresní databáze MIT obsahuje 168 signálů EKG. Každý signál je opět tvořen dvěma svody. Celkový počet 168 signálů byl pečlivě vybrán z Holterovských záznamů získaných při EKG vyšetření v Beth Israel nemocnici sídlící v Bostonu. Každý signál je dlouhý 20 s a byl digitalizován 250 vzorky/s a rozlišením 12 bitů na rozsah ± 10 mV pro každý svod. Jednotlivé signály jsou oproti databázi MIT-BIH Arrhythmia navíc filtrovány pásmovou propustí s frekvencí 0,1 – 100 Hz zamezující vzniku aliasingu při použití A/D převodníku. Kompresní databáze vyniká tím, že zahrnuje nejen širokou škálu patologických typů signálů EKG, ale také signály EKG, které jsou velmi znehodnocené šumem. Právě na těchto signálech se dobře ověřuje potencionální možnost komprese snížit diagnostické informace v rekonstruovaných signálech. Signál s č. 13380_02 byl z databáze vynechán, protože obsahoval delší úsek, kde vzorky byly rovné nule. Pokud by byl tento signál do testování zařazen, uměle by zlepšoval výsledky testování u PRD a MSE. [37] [38]

Optimální stupeň rozkladu

Pro zjištění optimálního nastavení komprese databáze se postupovalo stejně jako v případě databáze MIT-BIH Arrhythmia. Obrázek 28 přehledně prezentuje dosažené výsledky pro stupně rozkladu 4, 5, 6 a 7 s filtrační vlnkou Bior4.4. Ostatní vlnky byly vynechány, neboť dosahovaly velmi podobných výsledků a takto bylo možné lépe vybrat optimální stupeň rozkladu vlnkové transformace. Nejvyššího kompresního poměru při současné ucházející PRD a filtrované PRD bylo dosaženo se stupněm rozkladu 6. Stejný optimální stupeň rozkladu byl i u databáze MIT-BIH Arrhythmia.

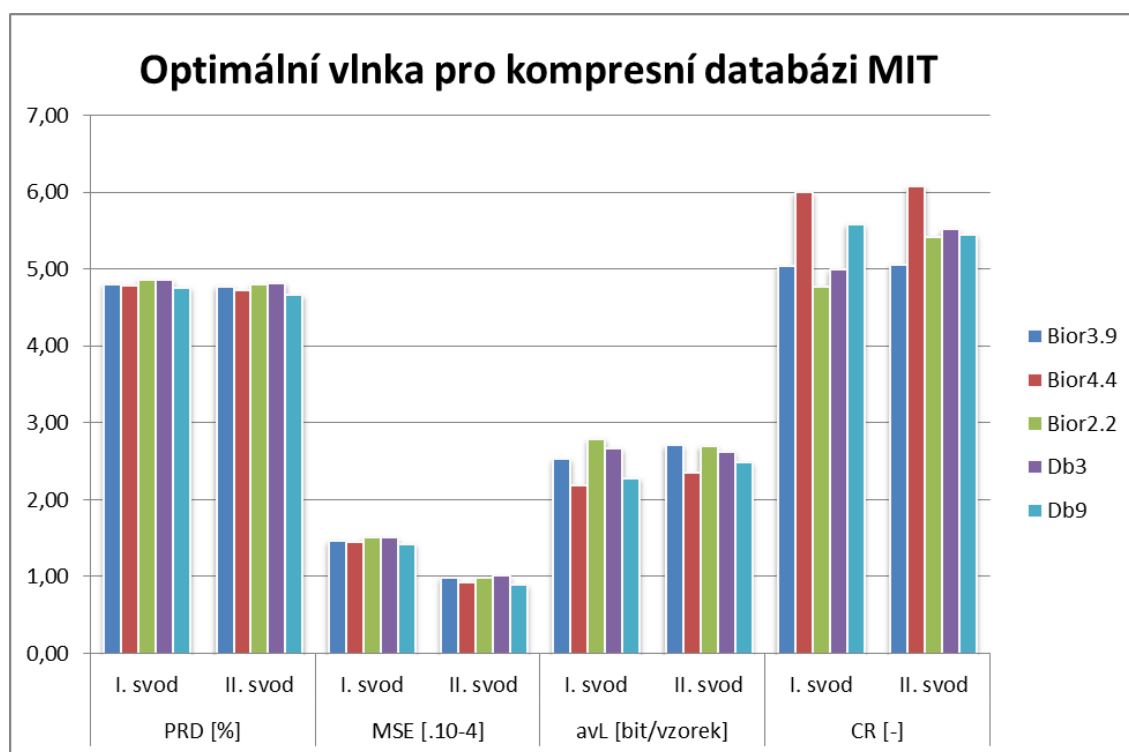


Obrázek 28: Průměrné PRD, PRD_{filtr} a CR kvantované 3, 3, 5, 6, 7 a 8 bity (u rozkladu 5 chybí 3, u rozkladu 4 chybí 3 a 5 a u rozkladu 7 se přidá 4) u kompresní databáze MIT

Volba optimální vlnky pro rozklad signálu

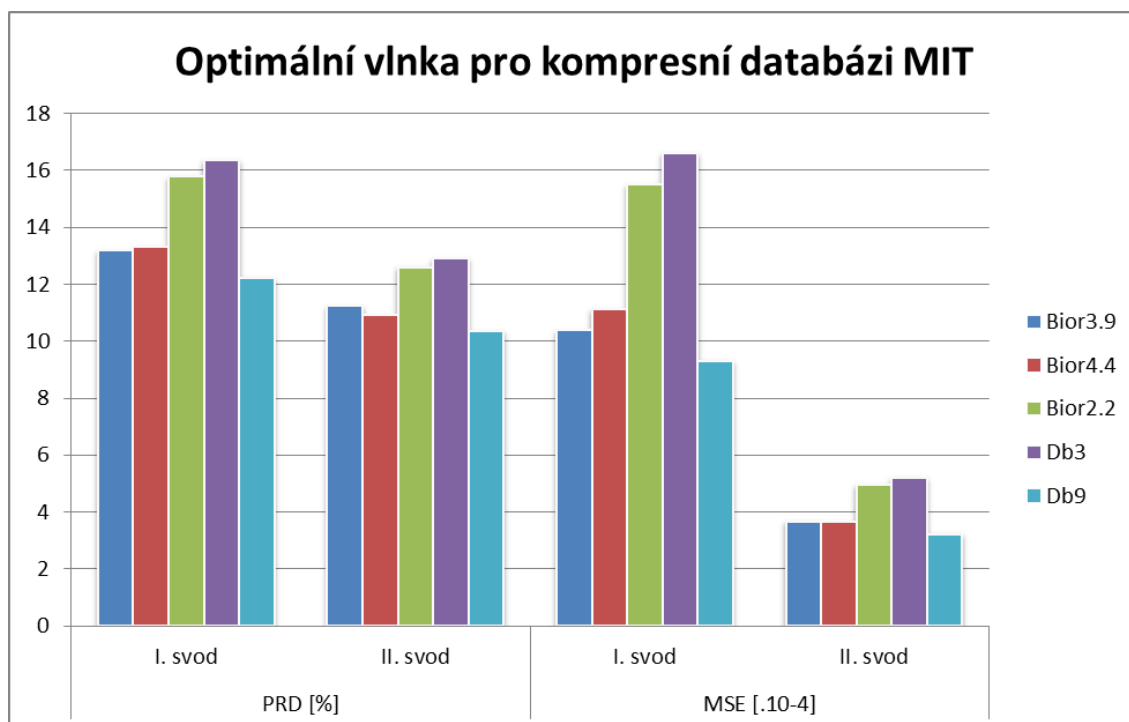
Dále se testováním ověřilo, která vlnka ve vlnkové transformaci dosahuje nejlepších výsledků pro optimální stupeň rozkladu šest. Opět byl průběh algoritmu rozdělen tak, aby byla splněna ukončovací podmínka $PRD < 5 \%$ a následně i splněna zadaná hodnota avL .

Z výsledků pro podmínku splňující procentuální chybu menší než 5% , které ukazuje Obrázek 29, se opět jeví vlnka Bior4.4 jako nejvhodnější kandidát. Avšak na rozdíl od databáze MIT-BIH Arrhythmia zde dosahuje vlnka Db9 hned druhých nejlepších výsledků. Vlnka Db9 ukazuje nejnižší průměrné hodnoty PRD pro testované signály spolu s relativně podobnými hodnotami MSE jako má vlnka Bior4.4. Nicméně nejvyšší hodnotu kompresního poměru dosahuje algoritmus s vlnkou Bior4.4 a to s velkým náskokem nad vlnkou Db9 i ostatními.



Obrázek 29: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest pro $PRD < 5 \%$ pro metodu RLE

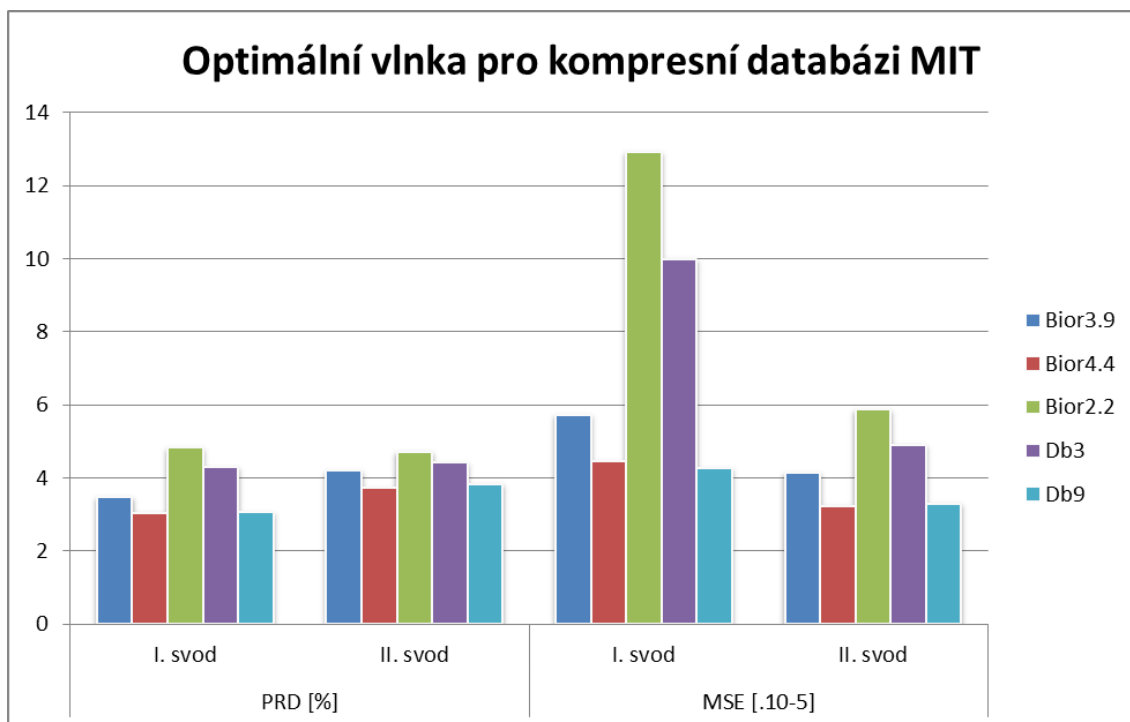
Pokud byla zadána hodnota $avL = 2,5$ bitů/vzorek, podobně jako tomu bylo u databáze MIT-BIH Arrhythmia, kde se PRD pohybovala okolo 5% , nebylo by dosaženo odpovídající hodnoty PRD (Obrázek 30). Nepoměr mezi tímto nastavením je způsoben charakteristikou signálů kompresní databáze MIT. Její signály byly záměrně vybrány tak, aby jejich komprese byla náročná na splnění podmínky zachování diagnostických informací. K dosažení velmi nízké procentuální chyby je nutné zadat hodnotu $avL = 4$ bitů/vzorek. Výsledky uvádí Tabulka 10 a Obrázek 31. Z testovaných vlnek se opět jeví vlnky Bior4.4 a Db9 jako nejvhodnější pro optimální nastavení komprese databáze.



Obrázek 30: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest a hodnotou $avL = 2,5$ bitů/vzorek pro metodu RLE

Tabulka 10: Výsledky pro výběr optimální vlnky se zadanou hodnotou $avL = 4$ bitů/vzorek pro metodu RLE u kompresní databáze MIT

kompresní MIT	PRD [%]		MSE [$\cdot 10^{-5}$]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	3,49	4,21	5,74	4,15	3,98	3,98	3,01	3,01
Bior4.4	3,06	3,73	4,46	3,24	3,98	3,98	3,02	3,02
Bior2.2	4,83	4,73	12,93	5,88	3,97	3,98	3,02	3,02
Db3	4,31	4,43	10,01	4,92	3,97	3,98	3,02	3,02
Db9	3,07	3,85	4,28	3,31	3,98	3,98	3,01	3,01



Obrázek 31: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT se stupněm rozkladu DWT šest a hodnotou $avL = 4$ bitů/vzorek pro metodu RLE

Volba optimálního módu vlnkové transformace v programovém prostředí Matlab

Testování vlivu módu vlnkové transformace bylo provedeno pro rozklad šest, vlnku Bior4.4 při hodnotě $avL = 1,5$ bitů/vzorek. Z výsledků, které ukazuje Tabulka 11, je patrné, že lepších výsledků parametrů komprese bylo dosaženo s módem periodizace.

Tabulka 11: Porovnání módů vlnkové transformace pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT

mód DWT	PRD [%]		MSE [.10 ⁻⁴]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
'sym'	12,97	16,46	11,68	10,22	1,50	1,50	8,00	8,00
'per'	8,02	9,31	3,41	2,57	1,50	1,50	8,00	8,00

Porovnání optimálního nastavení vůči filtrované kompresní databázi MIT

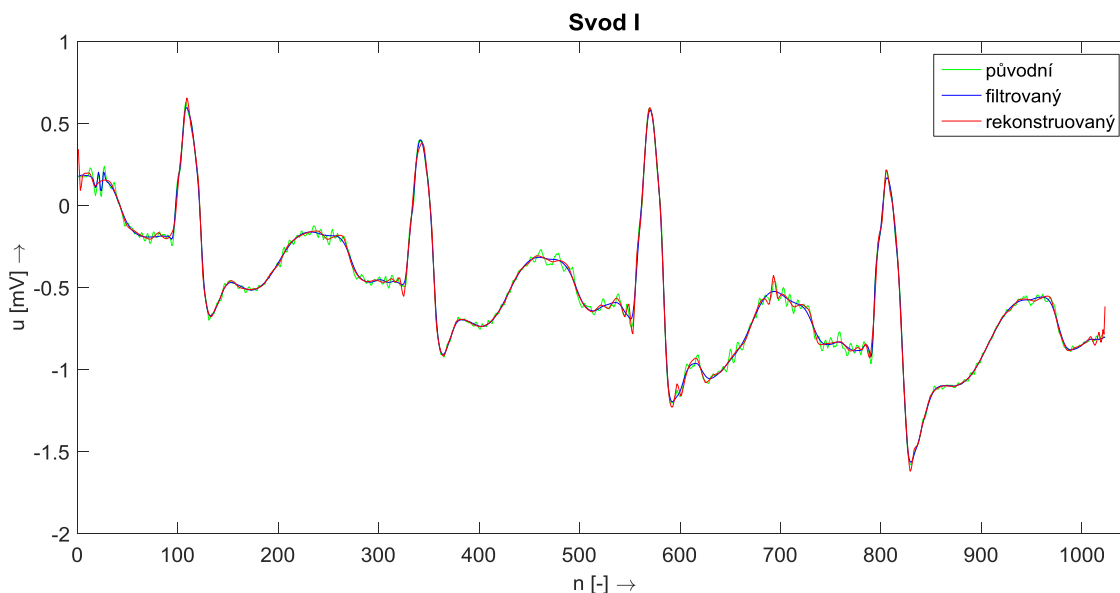
Rekonstruované signály získané s optimálním nastavením komprese byly opět porovnány vůči původním filtrovaným signálům (Tabulka 12). Překvapivě u této databáze dochází k horším výsledkům v porovnání s původním filtrovaným signálem, než při porovnání s původním signálem. Zde je možné, že filtrační funkce nestačí vyfiltrvat veškerý šum, a proto by bylo vhodné najít optimálnější filtrační funkci, což se momentálně nepodařilo. Tyto výsledky jsou brány pouze jako orientační. [36]

Tabulka 12: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro optimální nastavení kompresní metody RLE u kompresní databáze MIT s hodnotou $avL = 1,5$ bitů/vzorek

MIT-BIH Arrhythmia	Bior4.4		Db9	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
PRD [%]	8,02	9,31	9,72	11,69
PRD – filtrovaná [%]	8,79	10,67	8,89	10,32
SNR [dB]	21,91	20,62	20,24	18,64
SNR – filtrované [dB]	21,12	19,44	21,02	19,72
MSE [.10-4]	3,41	2,57	4,87	3,28
MSE – filtrované [.10-4]	4,58	3,72	6,09	4,48

7.3 Vizuální porovnání pro kompresní metodu RLE

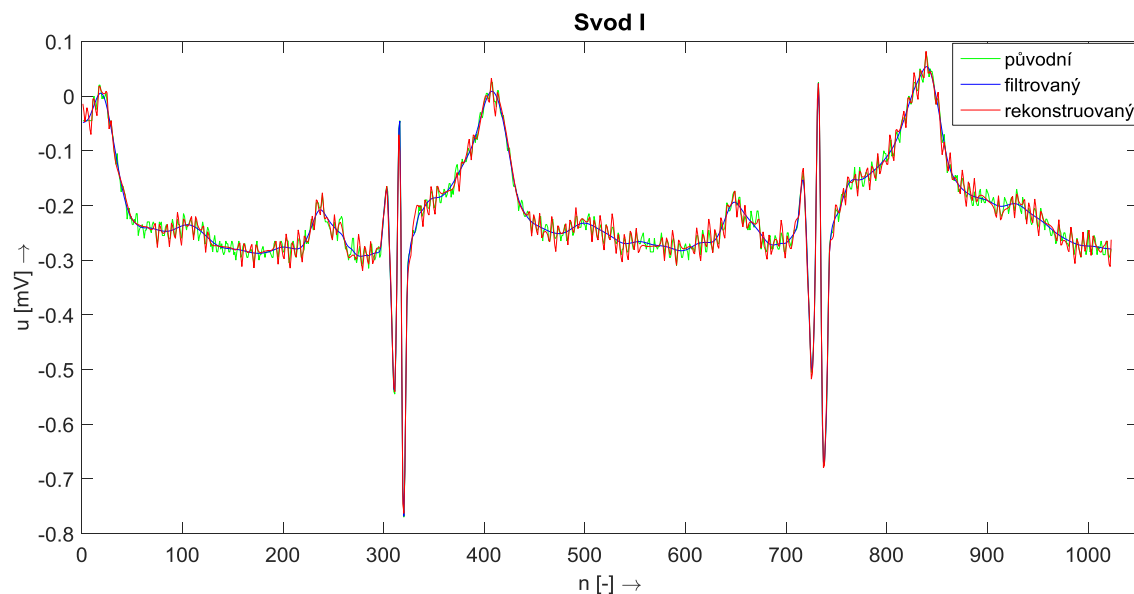
Pro vizuální porovnání byly vybrány dva signály pro každou databázi. Přičemž se jedná o signály, které dosahovali nejlepších a nejhorších výsledků komprese. Obrázek 32 porovnává výsledný rekonstruovaný signál vzhledem k původnímu ale i k původnímu filtrovanému signálu. Nejlepší rekonstruovaný signál č. 109 dosahoval $PRD = 3,02$ % při kompresním poměru 7,33 (pro $avL = 1,5$ bitů/vzorek). Rekonstruovaný signál takřka přesně kopíruje původní signál, pouze v určitých oblastech se více přimyká svým průběhem k původnímu filtrovanému signálu, o čem svědčí i nižší $PRD_{filtr} = 2,98$ %.



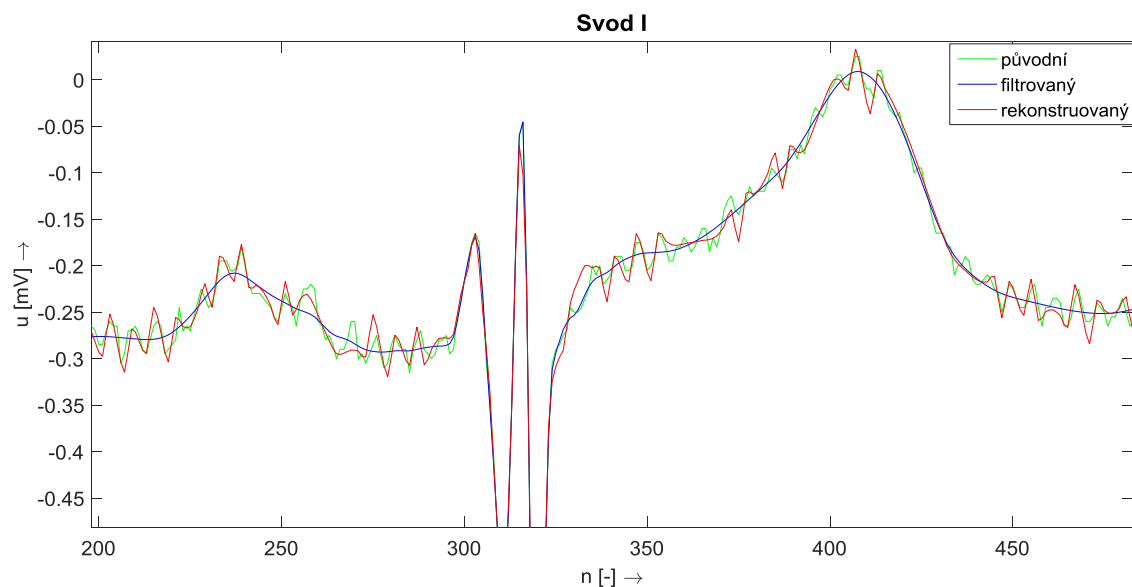
Obrázek 32: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 109 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia

Nejhůře komprimovaným signálem se stal signál č. 114 (Obrázek 33). U tohoto signálu byla získána $PRD = 12,58$ % a $PRD_{filtr} = 9,30$ % při $CR = 7,33$. Detailní Obrázek 34 prezentuje filtrační vlastnosti vlnkové transformace, protože z roztřeseného zašumělého signálu se dokázal rekonstruovaný signál především v rovinných fázích EKG přiblížit

filtrovanému původnímu signálu. Při rychlých změnách hodnot signálu už tato filtrační adaptace rekonstruovaného signálu byla obtížnější. Rekonstruovaný signál modifikuje tvar vln P a Q.



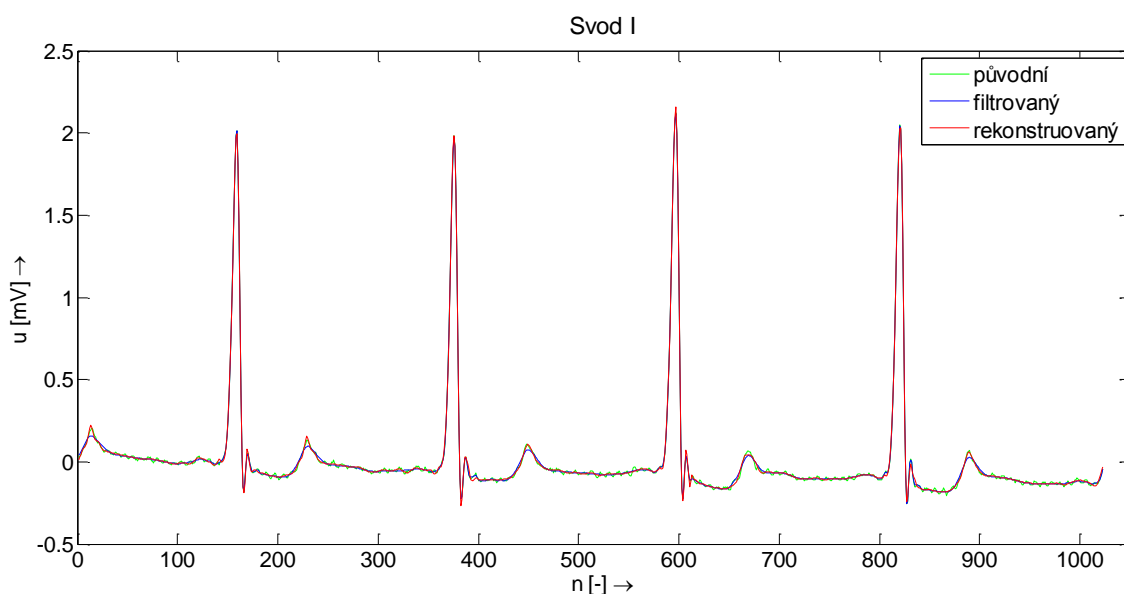
Obrázek 33: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia



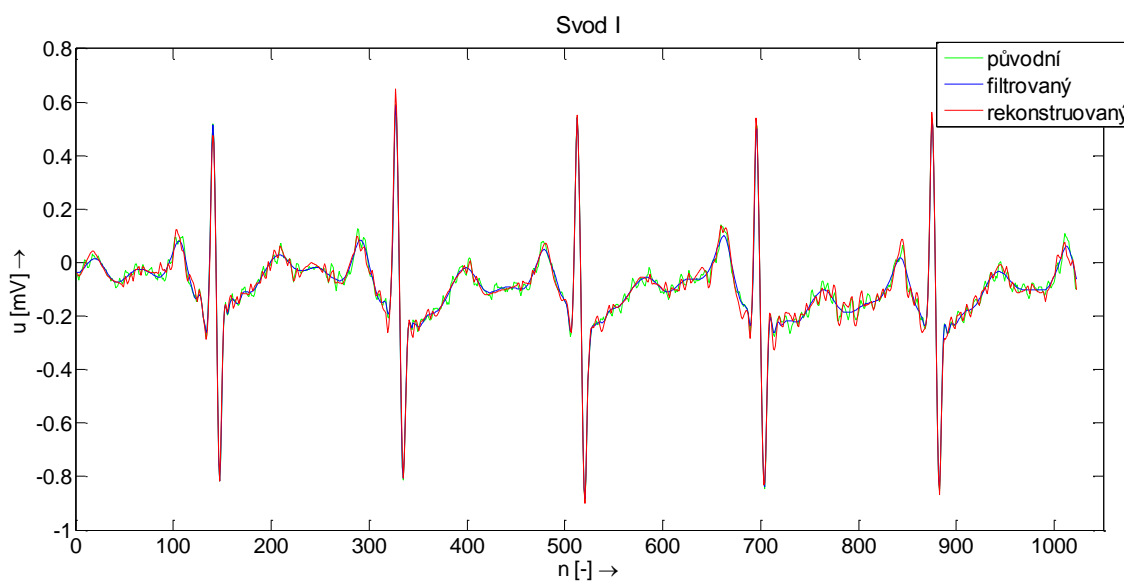
Obrázek 34: Detail signálu č. 114 pro kompresní metodu RLE a databázi MIT-BIH Arrhythmia

U kompresní databáze MIT dosáhl nejlepších kompresních výsledků signál č. 13687_03, (Obrázek 35). Rekonstruovaný signál kopíruje jak původní, tak i původní filtrovaný signál. Pouze v některých případech dělá ostřejší hroty vlny T a jiný průběh

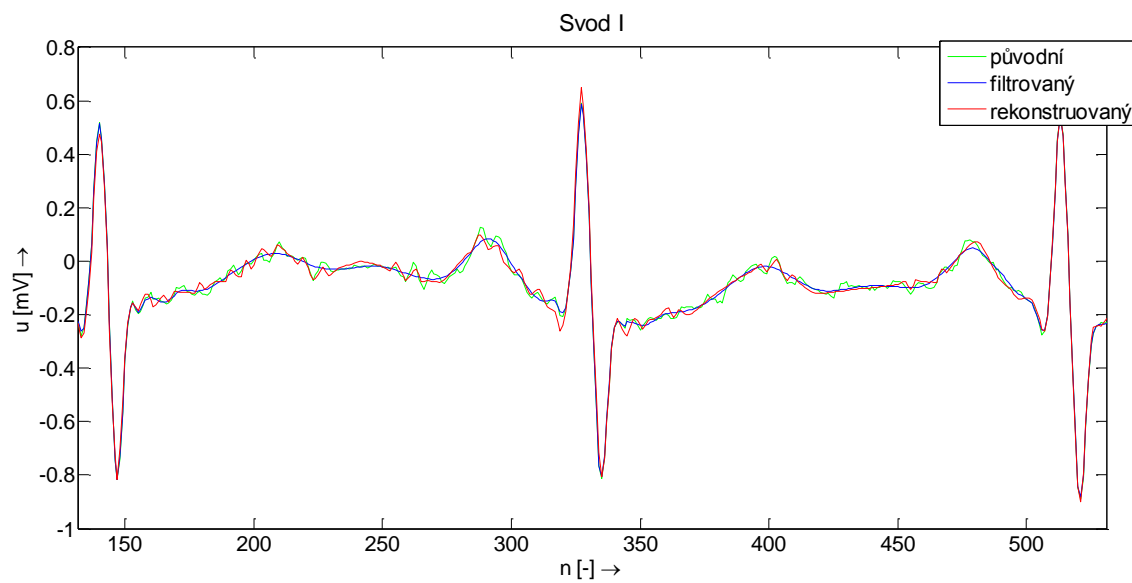
vlny S, což zapříčinilo PRD = 4,02 % při CR = 7,98. Nejhůře komprimovaným signálem z kompresní databáze MIT byl signál č. 11950_02, který dosáhl při stejném kompresním poměru PRD = 55,94 % (Obrázek 36). Signál je velmi zašumělý a kromě komplexu QRS se rekonstruovaný signál nedaří adaptovat a probíhá mezi původním a původním filtrovaným signálem s většími i menšími odchylkami (Obrázek 37). Tvary vln nejsou dodrženy zcela přesně a tím dochází k velké ztrátě diagnostické informace.



Obrázek 35: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 13687_03 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT



Obrázek 36: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 11950_02 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT



Obrázek 37: Detail vizuálního porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 11950_02 pro kompresní metodu RLE a kompresní databázi MIT

8 NÁVRH METODY SPIHT

Kompresní algoritmus využívající metodu SPIHT byl naprogramován podle postupu v článku [15]. Je výrazně jednodušší a časově velmi málo náročný oproti předchozí metodě komprese RLE. Opět je zde využita funkce *parfor*. Nejdůležitější výhodou je, že zadané hodnoty avL se dosahuje už v průběhu algoritmu. U algoritmu využívající RLE kompresi bylo nejprve nutné vypočítat hodnotu avL po rekonstrukci signálu a tu pak porovnat s nastavenou a podle toho příslušně upravit bity. Úprava bitů však probíhala postupně a to zapříčinilo časovou náročnost algoritmu.

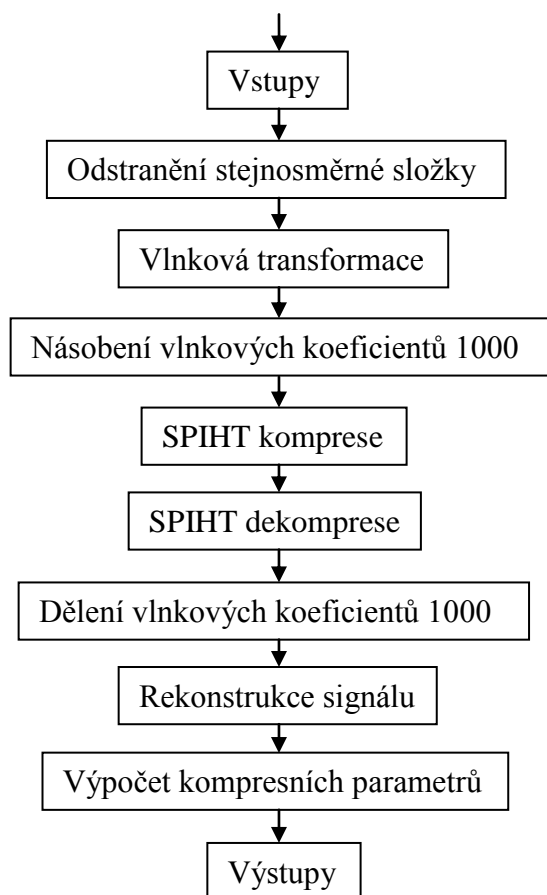
Vstupem kompresního algoritmu SPIHT je signál EKG, stupeň rozkladu, vlnka pro vlnkovou transformaci a hodnota avL, které chceme dosáhnout. Algoritmus nejprve odstraní stejnosměrnou složku ze signálu, a poté je upravený signál rozložen vlnkovou transformací na vlnkové koeficienty v jednotlivých pásmech. Mód vlnkové transformace je nastaven na periodizaci, aby každý koeficient nižšího pásma měl právě dva potomky v pásmu vyšším. Všechny koeficienty jsou vynásobeny hodnotou 1000, kvůli jemnějšímu určení prahu. Práh se vypočítá pomocí rovnice (6.1). Po zjištění prahu je algoritmus rozdělen na dva průchody - srovnávací a upřesňující. V každém z průchodů se určují významné koeficienty, které jsou větší než zjištěný práh, a ty jsou pak kódovány do výstupního bitového toku. Blokový diagram (Obrázek 38) znázorňuje přehledně jednotlivé bloky kompresní metody SPIHT. Podrobnější kroky obou průchodů jsou popsány v podkapitole 4.5.

$$prah = 2^n, kde n = \lfloor \log_2(\max_i |c_i|) \rfloor \quad (6.1)$$

V případě, že žádný vlnkový koeficient není významný, dojde ke snížení prahu o polovinu a algoritmus prochází průchody znovu. V obou průchodech jsou ukončovací podmínky, které v případě dosažení zadané hodnoty avL na počátku algoritmu, ukončí kompresi. Na výstup je poslán bitový tok s hodnotou počátečního prahu.

Dekódování bitového toku probíhá potom inverzně vzhledem ke kódování. Získané vlnkové koeficienty z bitového toku jsou vyděleny hodnotou 1000 a se stejnými parametry vlnkové transformace je z nich rekonstruován signál EKG. Protože signál ještě není úplně stejný jako vstupní, je k němu nutné připočítat stejnosměrnou složku, která byla na počátku odečtena.

Volitelné parametry pro kompresní algoritmus využívající metodu SPIHT jsou vlnka, stupeň rozkladu a hodnota avL. Z předcházejících dosažených výsledků považujeme za optimální zpracování signálu po oknech o velikosti 1024 vzorků a stupeň rozkladu vlnkové transformace roven šesti. [14] [15]



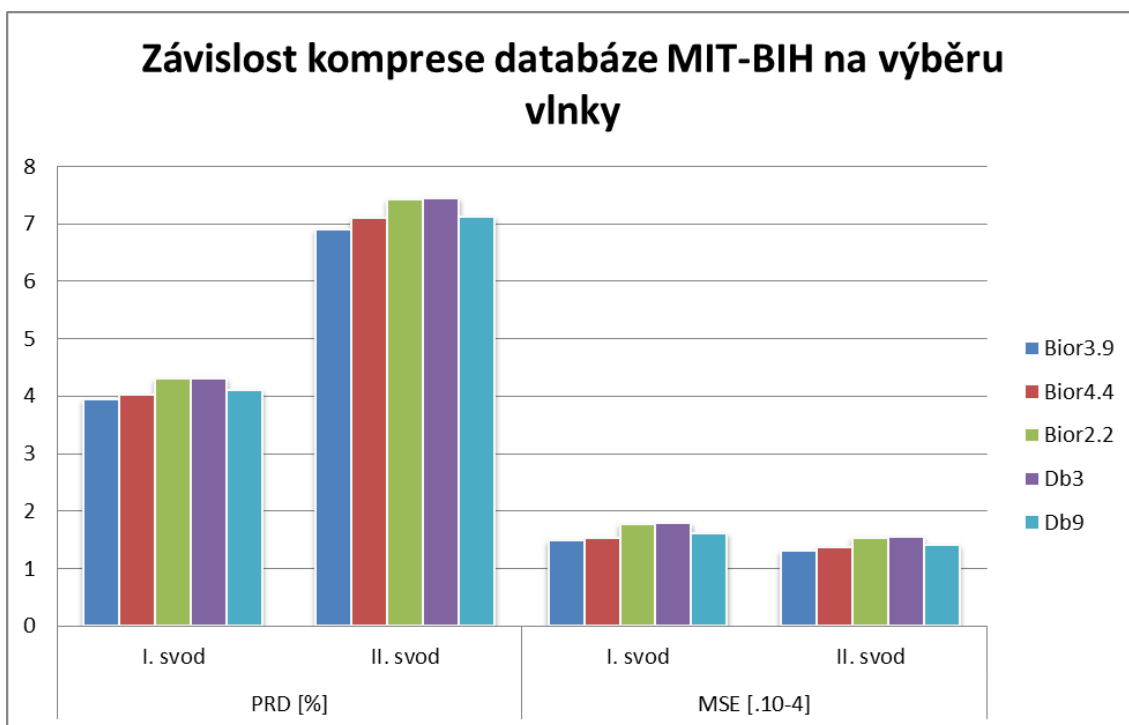
Obrázek 38: Blokový diagram kompresní metody SPIHT

8.1 Výsledky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia

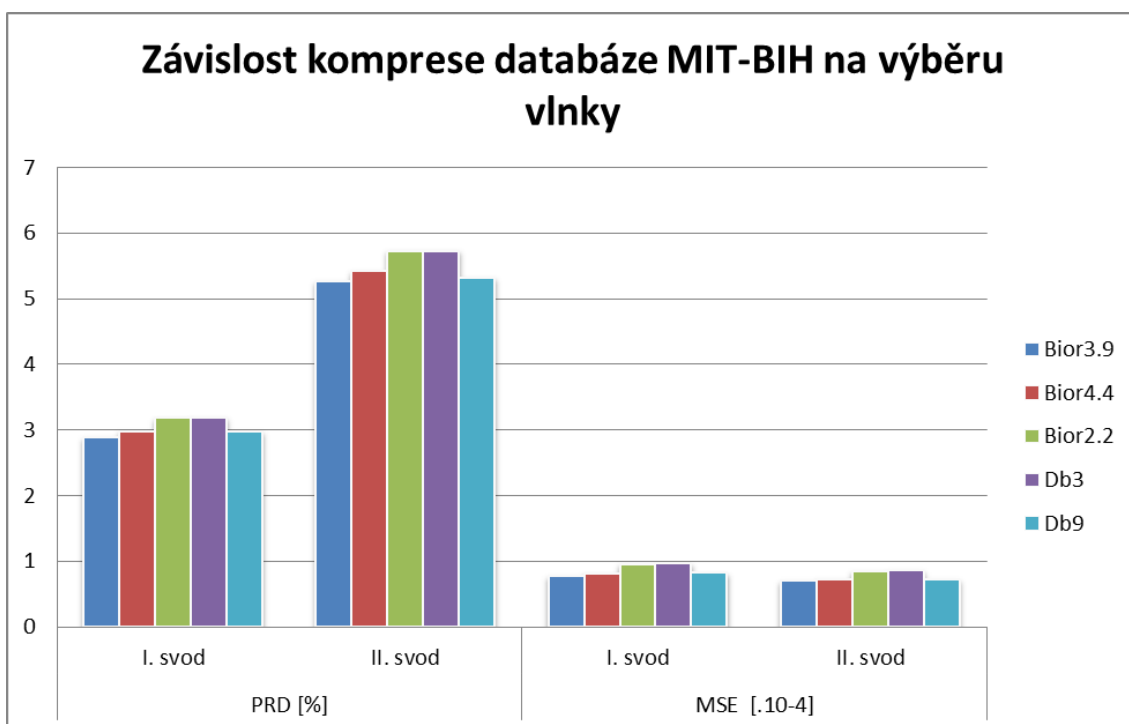
Výběr optimální vlnky

K testování byly vybrány nejpoužívanější vlnky, které je možné dohledat v publikacích používající kompresi metodou SPIHT. Hodnota avL byla nastavena tak, aby se PRD pohybovala okolo 5 %. Obrázek 39 uvádí dosažené výsledky kompresním algoritmem SPIHT při nastavení $avL = 1,5$ bitů/vzorek a další Obrázek 40 prezentuje výsledky pro $avL = 2$ bitů/vzorek.

Tabulka 13 a následující obrázky grafů ukazují, že nejlepších kompresních výsledků dosahují vlnky Bior3.9 a Db9. Vlnka Db9 dosahuje velmi podobných výsledků jako vlnka Bior4.4, která se jevila jako optimální volba u kompresní metody RLE pro obě testované databáze při shodném nastavení $avL = 2,5$ bitů/vzorek. Rovněž se procentuální chyba pohybuje do 5 %, přičemž průměr druhých svodů je uměle navyšován velmi zašuměnými signály. U I. svodů je pro vlnku Bior3.9 hodnota PRD vyšší než 5 % u 2 ze 48 signálů a u II. svodů pro 20 signálů ze 48. Vlnka Db9 dosahuje u I. svodů stejného výsledku a pro II. svody pouze jeden signál navíc nesplňuje podmínku $PRD < 5$ %.



Obrázek 39: Graf optimálního výběru vlnky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou SPIHT s $avL = 1,5$ bitů/vzorek



Obrázek 40: Graf optimálního výběru vlnky pro databázi MIT-BIH Arrhythmia metodou SPIHT s $avL = 2$ bitů/vzorek

Tabulka 13: Výsledky komprese databáze MIT-BIH Arrhythmia pro kompresní metodu SPIHT s nastavením avL = 2 bity/vzorek

MIT-BIH Arrhythmia	PRD [%]		MSE [.10-4]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	2,88	5,26	0,77	0,70	2,02	2,02	5,45	5,45
Bior4.4	2,97	5,41	0,81	0,72	2,01	2,02	5,47	5,46
Bior2.2	3,17	5,72	0,95	0,85	2,02	2,02	5,46	5,46
Db3	3,18	5,72	0,96	0,85	2,02	2,01	5,46	5,46
Db9	2,97	5,31	0,81	0,71	2,02	2,02	5,46	5,45

Porovnání optimálního nastavení vůči filtrované databázi MIT-BIH Arrhythmia

Předešlé výsledky pro výběr optimální vlnky se otestovaly i s porovnáním vůči původním filtrovaným signálům databáze MIT-BIH Arrhythmia. Při stanovení hodnoty avL = 1 bit/vzorek se vzhledem k nejnižší hodnotě PRD rekonstruovaného signálu vůči původnímu filtrovanému signálu jeví jako optimální vlnka Bior4.4 tak, jak ukazuje Tabulka 14. [36]

Tabulka 14: Průměrné PRD, SNR a MSE při porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia s hodnotou avL = 1 bit/vzorek.

MIT-BIH Arrhythmia	Bior3.9		Bior4.4		Db9	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
PRD [%]	5,80	9,71	5,81	9,80	6,27	10,13
PRD – filtrovaná [%]	10,92	10,91	4,80	8,73	5,36	9,24
SNR [dB]	24,74	20,26	24,71	20,18	24,06	19,89
SNR – filtrované [dB]	19,24	19,24	26,37	21,18	25,41	20,68
MSE [.10-4]	3,43	2,93	3,52	2,94	4,03	3,29
MSE – filtrované [.10-4]	2,73	2,68	2,74	2,63	3,28	3,00

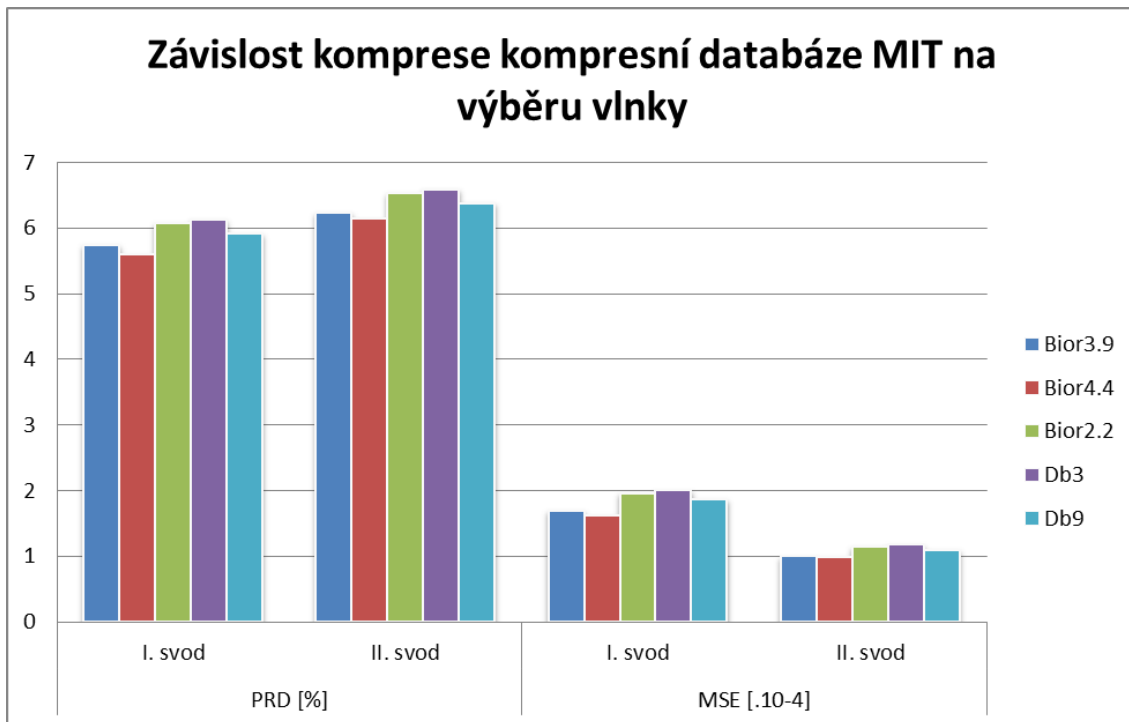
8.2 Výsledky pro kompresní databázi MIT

Výběr optimální vlnky

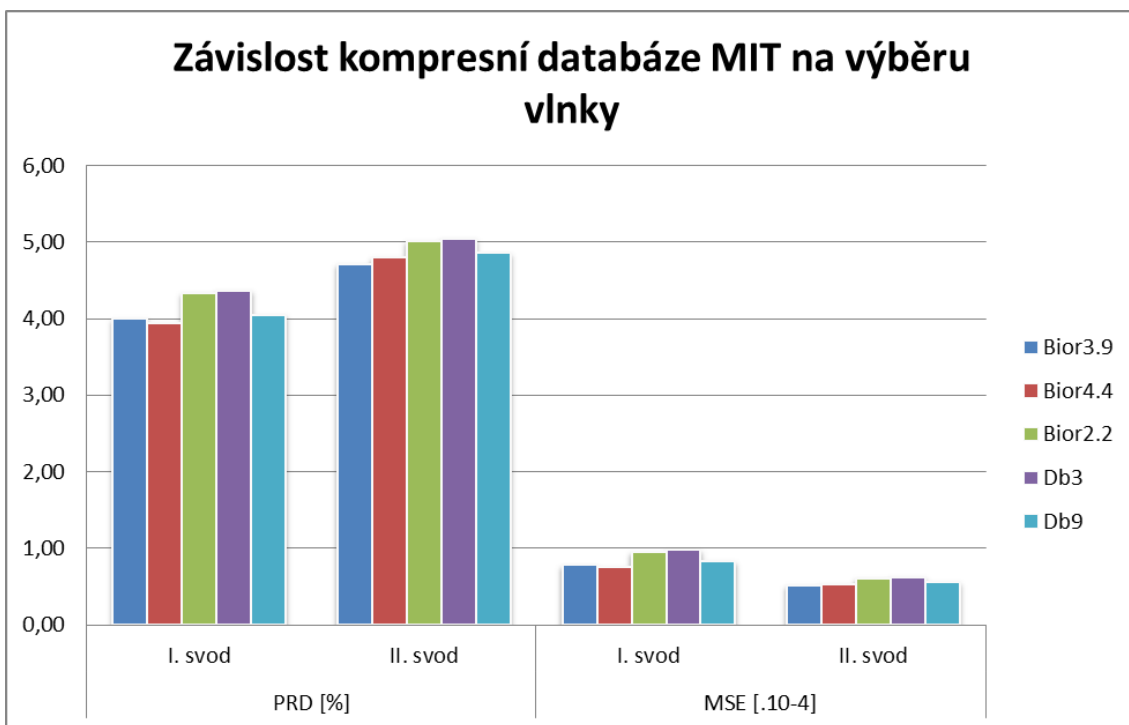
Po počátečním testování kompresní databáze se nejlépe jeví nastavení avL na hodnotu 2 bity/vzorek. Při tomto nastavení bylo dosaženo u obou svodů PRD pod 5 %, avšak nejlepších výsledků bylo dosaženo pro vlnku Bior3.9 a vlnku Bior4.4.

U nastavení hodnoty avL na 1,5 bitů/vzorek vlnka Bior4.4 dosáhla nejlepších výsledků, jak ukazuje Obrázek 41. Při tomto nastavení mělo vyšší hodnotu PRD než 5 % 91 ze 167 signálů z I. svodů a z II. svodů 100 ze 167 signálů. Po přenastavení hodnoty avL na 2 bity/vzorek dosáhla vlnka Bior3.9 pro I. svody hodnoty PRD nad 5 % pouze u 31 signálů ze 167. U II. svodů to bylo už 53 signálů ze 167. Vlnka Bior4.4 měla na rozdíl od vlnky Bior3.9 lepších 30 signálů ze 167. Pro II. svody se to zvýšilo na 59

ze 167 případů. Průměrné výsledky pro celou kompresní databázi uvádí Obrázek 42 a Tabulka 15.



Obrázek 41: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT metodou SPIHT s $avL=1,5$ bitů/vzorek



Obrázek 42: Graf optimálního výběru vlnky pro kompresní databázi MIT metodou SPIHT s $avL=2$ bitů/vzorek

Tabulka 15: Výsledky kompresní databáze MIT pro kompresní metodu SPIHT s nastavením $avL = 2$ bity/vzorek

kompresní MIT	PRD [%]		MSE [$\cdot 10^{-4}$]		avL [bit/vzorek]		CR [-]	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
Bior3.9	3,99	4,71	0,77	0,51	2,04	2,02	5,90	5,95
Bior4.4	3,93	4,79	0,75	0,53	2,02	2,01	5,94	5,97
Bior2.2	4,33	5,00	0,95	0,60	2,03	2,02	5,92	5,95
Db3	4,36	5,03	0,97	0,62	2,02	2,01	5,94	5,96
Db9	4,04	4,85	0,82	0,56	2,03	2,02	5,91	5,96

Porovnání optimálního nastavení vůči filtrované kompresní databázi MIT

Z dosažených výsledků prezentovaných tabulkou (Tabulka 16) se ukazuje, že filtrační funkce selhává. Funkce nebyla navržena pro kompresní databázi MIT a je poznat, že adaptování filtrační prahu na tuto databázi není vůbec spolehlivé, proto ani výsledky nejsou důvěryhodné a nebudou dále diskutovány. Řešením je pouze vyzkoušet jinou lepší filtrační funkci, aby pak bylo možné potvrdit úspěšné filtrační vlastnosti vlnkové transformace. [36]

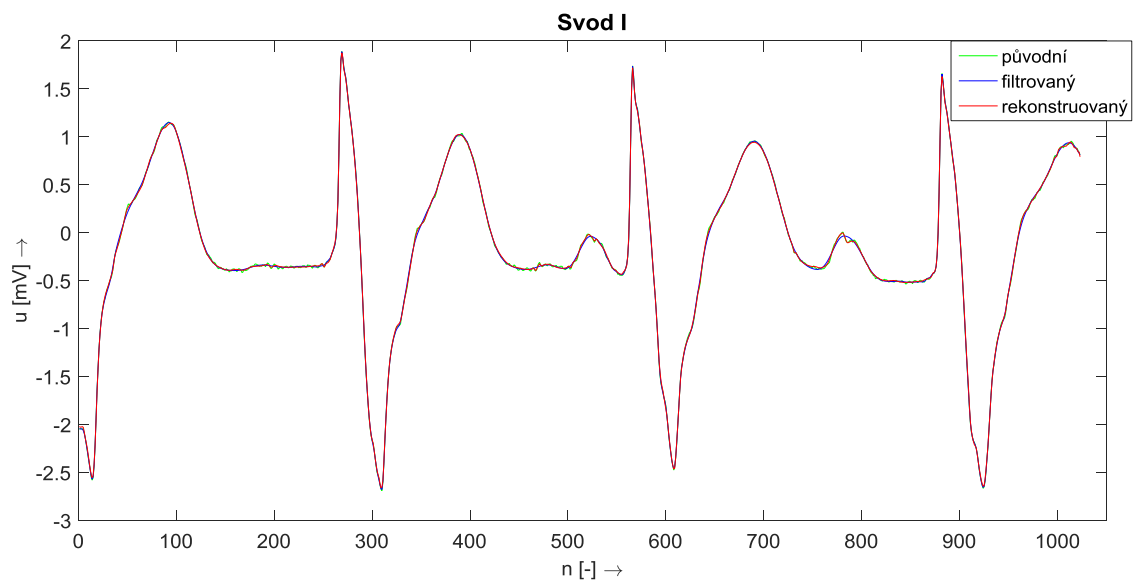
Tabulka 16: Průměrné PRD, SNR a MSE porovnání rekonstruovaného signálu s původním nebo původním filtrovaným signálem pro metodu SPIHT a kompresní databázi MIT

kompresní MIT	Bior3.9		Bior4.4	
	I. svod	II. svod	I. svod	II. svod
PRD [%]	9,27	9,41	8,62	9,03
PRD – filtrovaná [%]	8,64	9,17	7,49	8,28
SNR [dB]	20,66	20,53	21,29	20,88
SNR – filtrované [dB]	21,27	20,76	22,51	21,64
MSE [$\cdot 10^{-4}$]	5,02	2,71	4,45	2,52
MSE – filtrované [$\cdot 10^{-4}$]	4,71	2,83	3,72	2,32

8.3 Vizuální porovnání pro kompresní metodu SPIHT

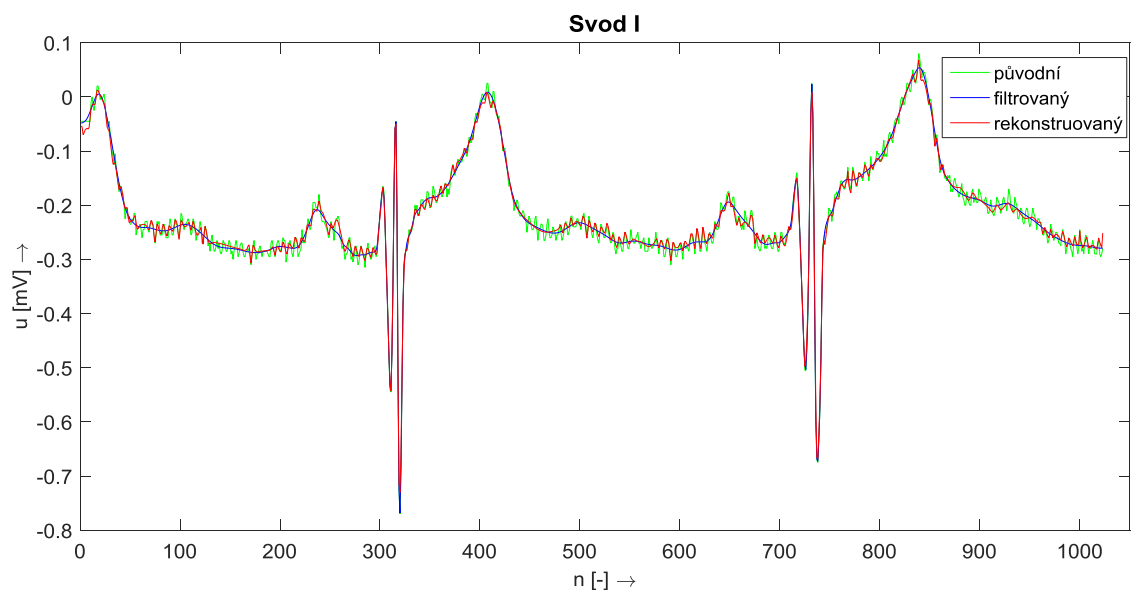
Rovněž bylo provedeno vizuální porovnání i pro kompresní metodu SPIHT, pro kterou byly vybrány opět nejlépe a nejhůře komprimované signály pro každou databázi. Nejlepších výsledků komprese u databáze MIT-BIH Arrhythmia dosáhl signál č. 107. Průběh rekonstruovaného, původního a původního filtrovaného signálu č. 107 ukazuje následující Obrázek 43.

Oproti kompresní metodě proudového kódování je zřejmé, že je dosaženo přesnějšího průběhu rekonstruovaného signálu i přesto, že průběh tohoto signálu EKG není zcela typický. Tento signál dosahoval $PRD = 1,90 \%$ a $PRD_{filtr} = 1,93 \%$ při $CR = 7,93$.

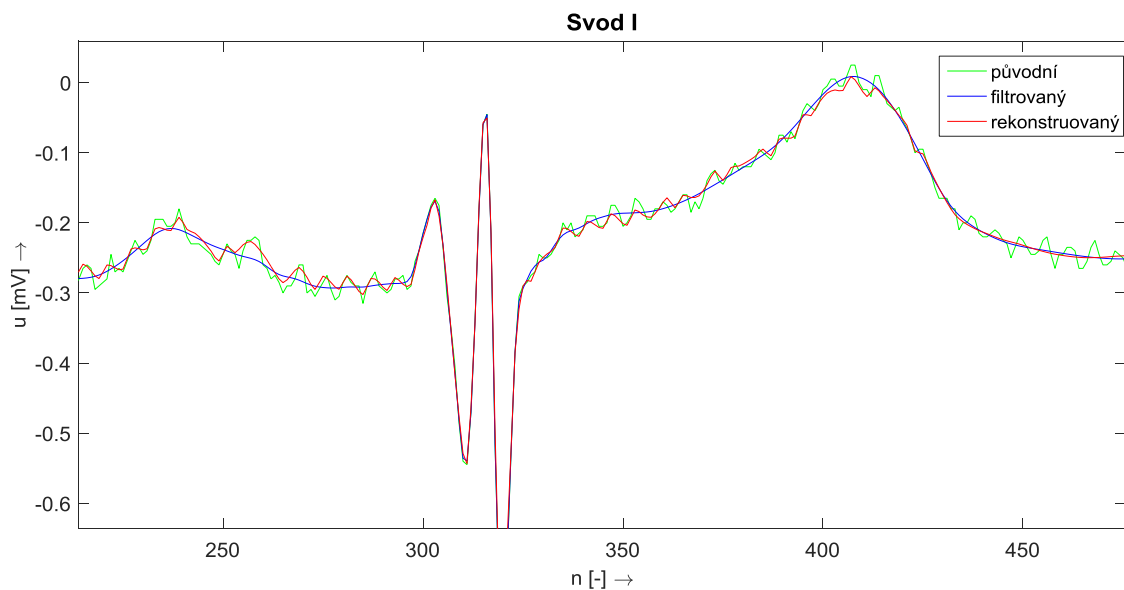


Obrázek 43: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 107 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia

Nejhůře komprimovaným signálem databáze MIT-BIH Arrhythmia byl opět signál č. 114. Tento signál kompresní metodou SPIHT dosahoval menší PRD než u kompresní metody proudového kódování a to hodnoty 8,64 % a $PRD_{filtr} = 8,02$ % při stejném kompresním poměru. Signál zobrazuje Obrázek 44 a jeho detail potom Obrázek 45. V detailu se rekonstruovaný signál více přibližuje původnímu filtrovanému signálu, což opět potvrzuje filtrační vlastnost vlnkové transformace. U rekonstruovaného signálu opět dochází k modifikaci tvarů začátků a konců QRS komplexu, což mohlo být způsobeno nadměrným šumem, který signál obsahoval.

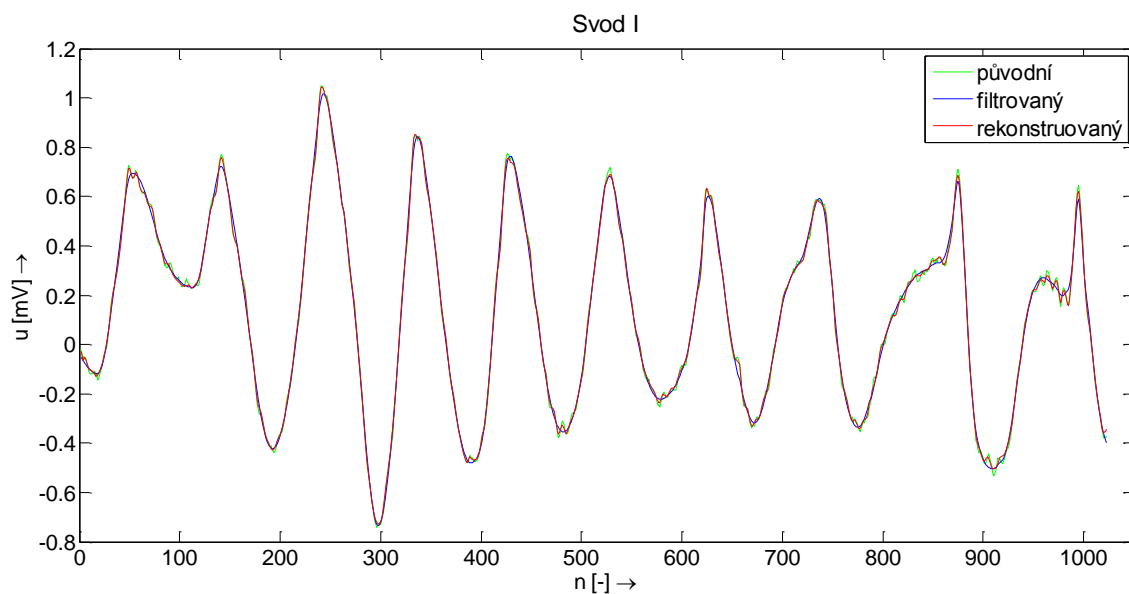


Obrázek 44: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia



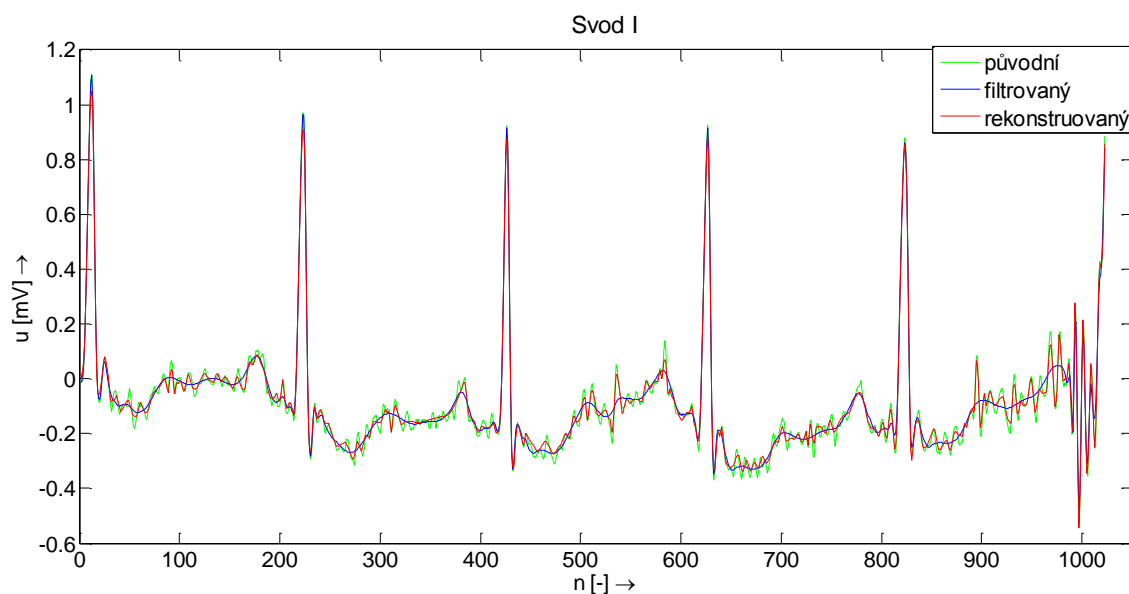
Obrázek 45: Detail vizuálního porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 114 pro kompresní metodu SPIHT a databázi MIT-BIH Arrhythmia

U testování kompresní databáze MIT byla nejlépe vyhodnocena komprese signálu č. 08730_04, protože zde byla nejmenší PRD a to 2,59 % při CR = 7,93. Signál uvádí Obrázek 46 a opět nemá zcela typický průběh, z čehož se dá usuzovat, že diagnostická informace vzhledem k nízké hodnotě procentuální chyby, byla s největší pravděpodobností zachována i v rekonstruovaném signálu.



Obrázek 46: Vizuální porovnání nejlépe komprimovaného signálu č. 08730_04 pro kompresní metodu SPIHT a kompresní databázi MIT

Nejhůře komprimovaným signálem kompresní databáze MIT byl signál č. 12713_03, který dosáhl hodnoty PRD = 12,76 % při stejném kompresním poměru (Obrázek 47). Je nutné podotknout, že při kompresní metodě SPIHT nebylo dosaženo procentuální chyby větší než právě 12,76 % na rozdíl od kompresní metody proudového kódování.



Obrázek 47: Vizuální porovnání nejhůře komprimovaného signálu č. 12713_03 pro kompresní metodu SPIHT a kompresní databázi MIT

9 DISKUZE A POROVNÁNÍ S OSTATNÍMI KOMPRESNÍMI ALGORITMY

Z výsledků testování na databázi MIT-BIH Arrhythmia můžeme usuzovat, že nejlepší komprese bylo dosaženo se stupněm rozkladu šest, vlnkou Bior4.4 a módem vlnkové transformace nastaveným na periodizaci.

Samozřejmě nižší procentuální chyby, a tím pádem i vyššího kompresního poměru, bylo dosaženo kompresní metodou SPIHT. Tato metoda komprese celé databáze časově trvala v průměru 14,6 minut s tím, že výpočet byl funkcí *parfor* distribuován do čtyř výpočetních jader procesoru Intel i7-4702 MQ. Velikost celé databáze i s diagnostickými popisky je 103 MB. Optimální nastavení avL u metody SPIHT, aby se výsledná procentuální chyba pohybovala kolem 5 %, je v rozmezí 1,5 – 2 bitů/vzorek. S tímto nastavením se dosahuje kompresního poměru 7,3 – 5,5:1. U některých signálů by bylo možné dosáhnout i vyššího kompresního poměru při nízké PRD hodnotě. Díky nízké časové a výpočetní náročnosti a možnosti předem stanovit kompresní poměr či průměrnou délku slova je kompresní metoda SPIHT víc než použitelná v praxi.

Kompresní metoda RLE je sice programově nenáročná, ale o to víc si to vybírá na časovém intervalu, s jakým je schopna zvládnout zkomprimovat celou databázi na předem stanovenou hodnotu PRD nebo avL. Časový interval je závislý na hodnotě počátečních bitů pro kvantování jednotlivých pásem vlnkového rozkladu. V průměru se kompresní čas pohyboval od 10 do 24 hodin, a to i při využití funkce *parfor* pro dělení výpočtu na 4 jádra procesoru. I když je tato metoda velmi jednoduchá, tak díky kvantování vlnkových koeficientů proudovým kódováním není zcela ideální. Tato metoda dosahovala nízké procentuální chyby při nižším kompresním poměru, než tomu bylo u komprese metodou SPIHT. Ideální se jevílo nastavení hodnoty avL od 1,7 – 2,8 bitů/vzorek pro CR 6,5 – 3,9:1.

Porovnání optimálního nastavení pro obě použité kompresní metody s již publikovanými výsledky uvádí Tabulka 17 pro signál č. 117 a Tabulka 18 pro signál č. 119. (Pro porovnání bylo nutné upravit výpočet PRD a to tak, že ve jmenovateli nebyl odečten průměr původního signálu.)

Výsledek kompresní metody SPIHT publikovaný v článku [15] dosahoval procentuální chyby 5,28 % při kompresním poměru 8:1 (to odpovídá nastavení avL na hodnotu 1,375 bitů/vzorek). Navržená metoda komprese metodou SPIHT dosáhla pro stejný kompresní poměr 8:1 o něco nižší procentuální chyby a to 4,94 %. (Při výpočtu byl použit odlišný vzorec PRD než ten, který je použit v následujících tabulkách. Ve jmenovateli byl odečten průměr původního signálu. Z tohoto důvodu je uváděna procentuální chyby vyšší.)

Tabulka 17: Porovnání výsledků neznámějších kompresních algoritmů pro signál č. 117 z databáze MIT-BIH Arrhythmia

MIT-BIH Arrhythmia	signál č. 117	
Metody:	PRD [%]	CR [-]
Vlnkova transformace a Huffman [4]	3,20	9,40
JPEG2000 [39]	0,86	8,00
	1,03	10,00
SPIHT [14]	1,18	8,00
Hilton [40]	2,60	8,00
Djohn [41]	3,90	8,00
AZTEC [26]	28,00	10,00
TP [26]	5,30	2,00
CORTES [26]	7,00	4,80
Fan/SAPA [26]	4,00	3,00
algoritmus na metodě EZW [30]	0,61	12,74
NRDPWT-6 [42]	1,06	8,00
Rajoub's algorithm [43]	1,06	22,19
komprese metodou RLE	1,79	8,00
komprese metodou SPIHT	1,15	8,00

Tabulka 18: Porovnání výsledků neznámějších kompresních algoritmů pro signál č. 119 z databáze MIT-BIH Arrhythmia

MIT-BIH Arrhythmia	signál č. 119	
Metody:	PRD [%]	CR [-]
algoritmus metodou EZW [30]	1,00	18,72
NRDPWT-6 [42]	4,16	21,60
Rajoub's algorithm [43]	1,95	23,00
ASEC [44]	5,50	21,60
komprese metodou RLE	12,13	22,00
komprese metodou SPIHT	4,65	21,75

Získané výsledky jsou pouze pro hrubé porovnání, neboť každý zdroj uvádí jiný počet vzorků, které komprimuje. Mnohdy nejde zcela přesně dohledat, pro jaký stupeň rozkladu, mód či vlnku byla komprese databáze MIT-BIH Arrhythmia testována. Testované signály č. 117 a 119 byly komprimovány oběma metodami s optimálním nastavením po okně o velikosti 1024 vzorků až do konce jejich průběhu. Celkem každý signál obsahoval 634 těchto oken.

Pro optimální nastavení kompresní databáze MIT byl opět zvolen stupeň rozkladu 6 a periodizační mód vlnkové transformace. Ovšem s výběrem optimální vlnky to nebylo tak snadné. Výborných výsledků dosahovala opět vlnka Bior4.4, ale tentokrát už to nebylo jednoznačné.

U kompresní metody využívající proudové kódování pro kompresní databázi MIT se jevila jako lepší volba vlnka Db9, která dosahovala nejlepších kompresních parametrů. Velikost kompresní databáze MIT je menší než u předchozí databáze a to 2,6 MB. Databáze tedy není tak časově náročná na kompresi. Zkomprimovat celou databázi metodou RLE trvá průměrně 12,6 minut. Opět je nutné zmínit, že u této metody záleží na počátečním nastavení bitů použitých při kvantování vlnkových koeficientů. Nejnižší procentuální chyby (okolo 5 %) a současně nejvyššího kompresního poměru je dosaženo pro přednastavenou hodnotu $avL = 2 - 4$ bity/vzorek.

U metody SPIHT trvala komprese celé databáze v průměru 66 s. Nejlepších výsledků v závislosti na nízké hodnotě procentuální chyby a vysokém kompresním poměru bylo dosaženo pro hodnotu $avL = 1,5 - 2$ bity/vzorek s použitím vlnek Bior3.9 a Bior4.4. Vlnka Bior4.4 dosahuje lepších kompresních parametrů než vlnka Bior3.9. Navíc orientačně má rekonstruovaný signál s vlnkou Bior4.4 nižší PRD_{filtr} , a proto se tato vlnka jeví jako vhodnější. Dosažené výsledky kompresní databáze MIT se nepodařilo srovnat s již publikovanými, protože databáze doposud není natolik populární ke kompresi.

Podrobnější výsledky komprese jednotlivých signálů obou databází, za použití metody proudového kódování a metody komprese SPIHT, jsou uloženy na příloženém CD.

10 ZÁVĚR

Práce představila nejznámější metody komprese signálů EKG. Dvě metody komprese, proudové kódování a SPIHT, byly navrženy pro kompresi celých testovaných databází MIT-BIH Arrhythmia a kompresní databáze MIT.

První navržená metoda komprese využívající proudové kódování se během testování ukázala jako neefektivní. Důvodem byla vysoká časová náročnost a nedodržení přesného průběhu rekonstruovaných signálů vzhledem k původním či původním filtrovaným signálům. Rekonstruované signály ukazovaly modifikaci tvaru vln P, Q a S, které mají velký vliv na změnu diagnostické informace. Rovněž u této metody nebylo dosaženo tak velkého kompresního poměru, za předpokladu dodržení nízké procentuální chyby komprese u databází MIT-BIH Arrhythmia a kompresní databáze MIT.

Druhá navržená metoda komprese SPIHT se jeví více než vhodná pro kompresi. Metoda je rychlá, efektivní a umožňuje předem nastavit kompresní poměr (případně průměrnou délku slova). Díky těmto výhodám může být kompresní metoda využita pro současné potřeby modernizující se medicíny. Především se tyto potřeby týkají rozvoje oboru telemedicíny. U této metody komprese dochází k minimálním odchylkám v rekonstruovaném signálu, ale i ty mohou mít vliv na změnu diagnostické informace. Z tohoto důvodu by bylo dále dobré otestovat rekonstruovaný signál kompresní metodou SPIHT vzhledem k čistému (bezšumovému) signálu EKG. Ideální by bylo namísto objektivního matematického porovnání původního a rekonstruovaného signálu, použít i objektivní porovnání zohledňující změny diagnostických informací signálů. Po tomto ověření by bylo možné s jistotou tvrdit, zda komprese signálu využívající vlnkovou transformaci a SPIHT opravdu nemění tvary některých úseků a vln signálu EKG. Tato práce sice porovnávala rekonstruovaný signál i vzhledem k původnímu filtrovanému, ale je těžké určit, do jaké míry byl signál vyfiltrován.

Ze současných dosažených výsledků testování parametrů pro databázi MIT-BIH se jevílo jako optimální nastavení stupeň rozkladu šest, vlnka Bior4.4 a hodnota avL nastavená v intervalu 1,5 – 2 bity/vzorek. V případě méně zašuměných signálů je možné nastavit nižší hodnotu avL a tím dosáhnout vyššího kompresního poměru.

Optimální nastavení metody SPIHT u kompresní databáze MIT bylo skoro stejné jako optimální nastavení komprese u databáze MIT-BIH Arrhythmia. Problém nastal při zvolení optimální vlnky pro používanou vlnkovou transformaci. Z vybraných testovaných vln se pro první svody signálů jevíla vhodnější vlnka Bior4.4, ale pro druhé svody už dosahovala lepších výsledků vlnka Bior3.9. Pokud bychom chtěli stanovit pouze jednu nejvhodnější vlnku pro kompresi signálů EKG, je dobré otestovat kompresi ještě na jiných databázích.

Práce představuje významnou kompresní metodu pro signály EKG, u které bylo dosaženo nejlepších výsledků. Kompresní metoda se skládá z aplikování vlnkové transformace na signál EKG a následné komprese získaných vlnkových koeficientů metodou SPIHT. Výsledky testování ukazují, proč je kompresní metoda SPIHT velmi oblíbená, a proč její kompresní aplikovatelnost nezůstává pouze u původního záměru komprese obrazů, ale využívá se i pro kompresi signálů, jako je např. signál EKG.

LITERATURA

- [1] HAMPTON, J R. *The ECG made easy* [online]. 2013. ISBN 9780702046414. Dostupné z: doi:10.1136/pgmj.63.735.68-a
- [2] DESPOPOULOS, Agamemnon a Stefan SILBERNAGL. *Fisiologia Despopoulos* [online]. 2003. ISBN 3135450058. Dostupné z: doi:10.1213/ANE.0b013e3181e627d4
- [3] ROKYTA, Richard. *Fyziologie. 2., přepra.* Praha: ISV nakladatelství, 2008. ISBN 808664247X.
- [4] AL-SHROUF, A, M ABO-ZAHHAD a S M AHMED. A novel compression algorithm for electrocardiogram signals based on the linear prediction of the wavelet coefficients. *Digital Signal Processing: A Review Journal* [online]. 2003, roč. 13, č. 4, s. 604–622. Dostupné z: doi:10.1016/S1051-2004(02)00031-3
- [5] ŠMÍD, Radislav. *Úvod do vlnkové transformace.* 2001.
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG.* Brno: VUTIUM, 2005. ISBN 8021430451.
- [7] KOZUMPLÍK, Jiří. *Multitaktní systémy. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně.* 2005.
- [8] SALOMON, David. *Data compression.* 4th ed. London: Springer, nedatováno. ISBN 9781846286032.
- [9] DRÁBEK, Vladimír. *Kódování a komprese dat: KKO.* 2008
- [10] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. uprav. .* Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 8021415584.
- [11] VEČERKA, Arnošt. *Komprese dat* [online]. 2008. Dostupné z: <https://phoenix.inf.upol.cz/esf/ucebni/komprese.pdf>
- [12] SAID, Amir a Wa PEARLMAN. A new, fast, and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees. *IEEE Transactions on Circuits and System for Video Technology* [online]. 1996, roč. 6, č. 3, s. 243–250. ISSN 1051-8215. Dostupné z: doi:10.1109/76.499834
- [13] SHAPIRO, J M. *Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients* [online]. 1993. ISBN 1053-587X VO - 41. Dostupné z: doi:10.1109/78.258085
- [14] LU, Zhitao, Dong Youn KIM a William A PEARLMAN. Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2000, roč. 47, č. 7, s. 849–856. ISSN 00189294. Dostupné z: doi:10.1109/10.846678
- [15] HRUBEŠ, Jan a Jiří KOZUMPLÍK. Možnosti algoritmu SPIHT při kompresi signálů EKG. *Electrorevue* [online]. 2007, roč. 2007, č. 55, s. 12. ISSN 1213 - 1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/biomedicinske-inzenyrstvi/20/moznosti-algoritmu-spiht-pri-kompresi-signalu-ekg/>

- [16] HRUBEŠ, Jan, Martin VÍTEK a Jiří KOZUMPLÍK. Vliv komprese signálů EKG na diagnózu. *Electrorevue* [online]. 2010, roč. 2010, č. 36, s. 4. ISSN 1213 - 1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/biomedicinske-inzenyrstvi/10/vliv-komprese-signalu-ekg-na-diagnozu/>
- [17] BLANCO-VELASCO, Manuel, Fernando CRUZ-ROLDÁN, Francisco LÓPEZ-FERRERAS, Ángel BRAVO-SANTOS a Damián MARTÍNEZ-MUNOZ. A low computational complexity algorithm for ECG signal compression. *Medical Engineering and Physics* [online]. 2004, roč. 26, č. 7, s. 553–568. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2004.04.004
- [18] KUMAR, Vinod, S. C. SAXENA, V. K. GIRI a Dilbag SINGH. Improved modified AZTEC technique for ECG data compression: Effect of length of parabolic filter on reconstructed signal. *Computers and Electrical Engineering* [online]. 2005, roč. 31, č. 4-5, s. 334–344. ISSN 00457906. Dostupné z: doi:10.1016/j.compeleceng.2005.02.002
- [19] MUELLER, William C. ARRHYTHMIA DETECTION PROGRAM FOR AN AMBULATORY ECG MONITOR. *Biomedical Sciences Instrumentation* [online]. 1978, roč. 14, s. 81–85. Dostupné z: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0018195463&partnerID=40&md5=35717e0fae85fdc6399d408d9a0ab08d>
- [20] REDDY. *Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques* [online]. B.m.: McGraw-Hill Education (India) Pvt Limited, 2005. ISBN 9780070583887. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=wqhEX0U54eAC>
- [21] VYAS, N. *Biomedical Signal Processing* [online]. B.m.: Pinnacle Technology, 2011. ISBN 9781618204776. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=bt0cZV51n6kC>
- [22] COX, J. R., F. M. NOLLE, H. A. FOZZARD a G. C. OLIVER. AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1968, roč. BME-15, č. 2, s. 128–129. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.1968.4502549
- [23] ABENSTEIN, J P a W J TOMPKINS. A New Data-Reduction Algorithm for Real-Time ECG Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1982, roč. BME-29, č. 1, s. 43–48. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.1982.324962
- [24] BOHS, L N a R C BARR. Prototype for real-time adaptive sampling using the fan algorithm. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1988, roč. 26, č. 6, s. 574–583. Dostupné z: doi:10.1007/BF02447494
- [25] ISHIJIMA, Masa, S B SHIN, G H HOSTETTER a J SKLANSKY. Scan-along polygonal approximation for data compression of electrocardiograms. *IEEE transactions on bio-medical engineering* [online]. 1983, roč. 30, č. 11, s. 723–729. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.1983.325186
- [26] JALALEDDINE, S M, C G HUTCHENS, R D STRATTAN a W a COBERLY. ECG data compression techniques--a unified approach. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* [online]. 1990, roč. 37, č. 4, s. 329–43. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/10.52340

- [27] BARR, Roger C, Susan M BLANCHARD a Deborah A DIPERSIO. SAPA-2 IS THE FAN. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, roč. BME-32, č. 5, s. 337. Dostupné z: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0022054522&partnerID=40&md5=00809f51418c63a671145e09c9d95adc>
- [28] LAMBERTI, C, M ZAGNONI, R DEGANI a G BORTOLAN. *Evaluation of algorithms for real-time ECG data compression* [online]. 1990. ISBN VO -. Dostupné z: doi:10.1109/CIC.1990.144243
- [29] ZIGEL, Yaniv, Arnon COHEN a Amos KATZ. The Weighted Diagnostic Distortion (WDD) Measure for ECG Signal Compression. 2000, roč. 47, č. 11, s. 1422–1430.
- [30] FIRA, Catalina Monica, Liviu GORAS a Senior MEMBER. An ECG Signals Compression Method and Its Validation Using NNs. 2008, roč. 55, č. 4, s. 1319–1326.
- [31] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. *Elektronická skripta FEKT VUT v Brně*. 2011.
- [32] ZIGEL, Yaniv, Arnon COHEN a Amos KATZ. Diagnostic meaningful distortion measure for ECG compression. In: *Proceedings - IEEE Convention of Electrical & Electronics Engineers in Israel* [online]. 1996, s. 117–120. Dostupné z: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0030379451&partnerID=40&md5=5591d6a387c6522fc127f06980b6e032>
- [33] MOODY, G. B. a R. G. MARK. The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2001, roč. 20, č. 3, s. 45–50. ISSN 07395175. Dostupné z: doi:10.1109/51.932724
- [34] GOLDBERGER, Ary L, Luis A N AMARAL, Leon GLASS, Jeffrey M HAUSDORFF, Plamen Ch IVANOV, Roger G MARK, Joseph E MIETUS, George B MOODY, Chung-kang PENG a H Eugene STANLEY. Current Perspective. *Circulation* [online]. 2000, roč. 5, s. 215–220. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/>
- [35] *Border Effects* [online]. UNITED STATES: Corporate Headquarters. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/wavelet/ug/dealing-with-border-distortion.html>
- [36] SMITAL, Lukáš, Martin VÍTEK, Jiří KOZUMPLÍK a Ivo PROVAZNÍK. Adaptive wavelet wiener filtering of ECG signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2013, roč. 60, č. 2, s. 437–445. ISSN 00189294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2012.2228482
- [37] MOODY, G B, R G MARK a A L GOLDBERGER. Evaluation of the „TRIM" ECG data compressor. *Proceedings. Computers in Cardiology* [online]. 1988, s. 167–170. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1109/CIC.1988.72591
- [38] GOLDBERGER, Ary L, Luis A N AMARAL, Leon GLASS, Jeffrey M HAUSDORFF, Plamen Ch IVANOV, Roger G MARK, Joseph E MIETUS, George B MOODY, Chung-kang PENG a H Eugene STANLEY. Pathophysiology and prevention of atrial fibrillation. *Circulation* [online]. 2001,

roč. 103, s. 767–777. ISSN 1524-4539. Dostupné z: doi:10.1161/01.cir.103.5.769

- [39] BILGIN, A, M W MARCELLIN a M I ALTBACH. Compression of electrocardiogram signals using JPEG2000. *IEEE Transactions on Consumer Electronics* [online]. 2003, roč. 49, č. 4, s. 833–840. Dostupné z: doi:10.1109/TCE.2003.1261162
- [40] HILTON, M L. Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1997, roč. 44, č. 5, s. 394–402. Dostupné z: doi:10.1109/10.568915
- [41] DJOHAN, Adrianus, Truong Q NGUYEN a Willis J TOMPKINS. ECG compression using discrete symmetric wavelet transform. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* [online]. 1995, s. 167–168. Dostupné z: <https://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0029431027&partnerID=40&md5=db01190fed76a07baf4c93581f202926>
- [42] KU, Cheng Tung, Huan Sheng WANG, King Chu HUNG a Yao Shan HUNG. A novel ECG data compression method based on nonrecursive discrete periodized wavelet transform. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2006, roč. 53, č. 12, s. 2577–2583. ISSN 00189294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2006.881772
- [43] RAJOUB, B A. An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2002, roč. 49, č. 4, s. 355–362. Dostupné z: doi:10.1109/10.991163
- [44] ZIGEL, Y, A COHEN, A ABU-FUL, A WAGSHAL a A KATZ. Analysis by synthesis ECG signal compression. In: *Computers in Cardiology* [online]. 1997, s. 279–282. Dostupné z: <https://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0031380804&partnerID=40&md5=7c242ef78d349d54982c8d2e5ec27e99>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

ε	tolerance chyb (v algoritmu FAN)
f	frekvence [Hz]
$f(t)$	funkční hodnota v čase t
f_{vz}	vzorkovací frekvence [Hz]
H	entropie [bit]
t	čas
θ	parametr udávající změnu vlnky v čase
λ	měřítko dilatace vlnky
Ψ	mateřská vlnka
AV	Atrioventrikulární uzel
avL	Průměrná délka slova (Average Length), [bit/vzorek]
AZTEC	Amplitude Zone Time Epoch Coding algoritmus
CCITT	typ Huffmanova kódování
CF	Kompresní faktor (Compress Factor)
CORTES	Coordinate-Reduction-Time-Encoding System algoritmus
CR	Kompresní poměr (Compress Ratio)
CWT	Spojité vlnková transformace (Continuous Wavelet Transform)
DCT	Diskrétní kosinova transformace (Discrete Cosine Transform)
DTWT	Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (Discrete - Time Wavelet Transform)
DWT	Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
EKG	Elektrokardiogram (elektrokardiografie)
EZW	Embedded Zerotree Wavelet algoritmus
FGK	Adaptivní Huffmanovo kódování
FT	Fourierova transformace (Fourier Transform)
LIP	Seznam nedůležitých koeficientů (List of Insignificant Pixels)
LIS	Seznam důležitých množin (List of Insignificant Sets)
LSP	Seznam důležitých koeficientů (List of Significant Pixels)
MAX	Maximální amplitudová chyba (Maximum Amplitude Error nebo PE -

	Peak Error)
MSE	Střední kvadratická odchylka (Mean Square Error)
PRD	Procentuální chyba (Percentage Root Mean Square Difference), [%]
RLE	Kódování délek sledů nebo proudové kódování (Run Length Encoding)
SA	Sinoatriální uzel
SAPA	Scan Along Polygonal Approximation algoritmus
SNR	Poměr signálu k šumu (Signal to Noise Ratio), [dB-decibel]
SPIHT	SPIHT algoritmus (Set Partitioning in Hierarchical Transform)
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace (Short Time Fourier Transform)
SWT	Stacionární (Redundantní) vlnková transformace (Stationary wavelet transform)
TP	Turning Point algoritmus
WT	Vlnková transformace (Wavelet Transform)

