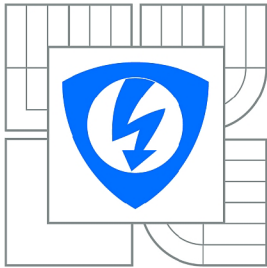


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KOMPRESSE EKG SIGNÁLŮ

ECG SIGNALS COMPRESSION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

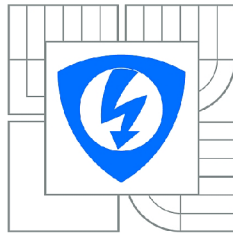
SIMONA BOTLOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Simona Botlová
Ročník: 3

ID: 137246
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Kompresie EKG signálů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti komprese signálů EKG s využitím vlnkových transformací a proudového kódování. 2) Navrhněte a realizujte kompresní a dekompresní algoritmus EKG signálů a ověřte jeho funkčnost na reálných datech CSE databáze. 3) Spočítejte kompresní poměr navrženého algoritmu a procentuální chybu způsobenou kompresí. 4) Testujte vliv nastavení vlnkové transformace (stupeň dekompozice, banky filtrů, hladina prahů) na výsledný kompresní poměr a chybu komprese. 5) Nalezněte vhodné nastavení navrženého algoritmu, komprimujte celou databázi CSE a porovnejte skutečnou velikost souboru před a po kompresi.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] SALOMON, David. Data Compression: The complete reference. 4th ed. London: Springer, 2007, 1092 s. ISBN 978-1-84628-602-5.
- [2] RAJOURB, 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: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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

Táto bakalárska práca sa zaoberá kompresiou EKG signálov s použitím vlnkovej transformácie a prúdového kódovania. V práci je popísaný princíp elektrokardiografie, kompresné metódy, vlnková transformácia a prúdové kódovanie. V prostredí MATLAB bol vytvorený program na kompresiu a dekompresiu EKG signálov. Ďalej bol testovaný vplyv nastavenia vlnkovej transformácie na kompresný pomer a percentuálnu chybu spôsobenú kompresiou. Následne bolo nájdené vhodné nastavenie algoritmu a s týmto nastavením bola komprimovaná databáza CSE.

Kľúčové slová

Elektrokardiografia, EKG signál, kompresia, prúdové kódovanie, vlnková transformácia, prahovanie, vlnka, banky filtrov, stupeň dekompozície, kompresný pomer, PRD, MATLAB.

Abstract

This bachelor thesis deals with the compression of ECG signals using wavelet transform and run length encoding. The principles of electrocardiography, compression methods, wavelet transform and run length encoding are described in this thesis. There was created a program to compress and decompress ECG signals in MATLAB interface. The wavelet transform settings and their influence on compress ratio and percentage root mean square difference were tested. Subsequently, the appropriate adjustment of algoritm was found and it was used on CSE database compression.

Key words

Electrocardiography, ECG signal, compression, run length encoding, wavelet transform, tresholding, wavelet, filterbanks, stage of decomposition, compress ratio, PRD, MATLAB.

Citácia

BOTLOVÁ, S. *Kompresa EKG signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.

Prehlásenie

Prehlasujem, že svoju bakalársku prácu na tému Komprese EKG signálů som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce. Ako autorka uvedenej bakalárskej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s touto prácou som neporušila autorské práva tretích osôb, obzvlášť som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovení § 11 a nasledujúcich autorského zákona č. 121/2000 Zb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka č. 40/2009 Zb.

V Brne dňa

podpis autora

Pod'akovanie

Touto cestou by som rada poďakovala vedúcemu bakalárskej práce Ing. Lukášovi Smitalovi za odborné rady a pripomienky, ktoré mi pomohli pri písaní bakalárskej práce

Obsah

Zoznam obrázkov	7
Zoznam tabuliek	8
Zoznam použitých skratiek	9
ÚVOD	10
1 ELEKTROKARDIOGRAFIA	11
1.1 Elektrická aktivita srdca	11
1.2 Záznam EKG	12
1.3 Elektrokardiogram	13
2 KOMPRESIA DÁT	14
2.1 Bezstratová kompresia	14
2.2 Stratová kompresia	15
2.3 Kompresia EKG signálov	16
2.3.1 Priame kompresné metódy	16
2.3.2 Metódy založené na transformácii signálu	16
2.3.3 Optimalizačné metódy pre EKG kompresiu	17
3 VLNKOVÁ TRANSFORMÁCIA	18
3.1 Spojitá vlnková transformácia	18
3.2 Diskrétna vlnková transformácia	19
3.3 Vlnky	21
3.4 Využitie vlnkovej transformácie pri kompresii EKG signálov	23
4 PRÚDOVÉ KÓDOVANIE	24
5 POUŽITÝ ALGORITMUS	25
5.1 Testovanie parametrov	28
6 KOMPRESIA CSE DATABÁZY	41
6.1 Aplikovanie nastavení pri použití vlnky bior4.4	41
6.2 Aplikovanie nastavení pri použití vlnky bior5.5	42

ZÁVER.....	44
Zoznam použitej literatúry	45
Prílohy	47

Zoznam obrázkov

Obrázok 1: Prevodový srdcový systém (upravené podľa [4]).....	12
Obrázok 2: Popis krivky EKG a jej základné vlny a intervaly (upravené podľa [1]).....	13
Obrázok 3: Diskrétna vlnková transformácia z frekvenčného pohľadu [12].....	20
Obrázok 5: Haarova vlnka [16].....	21
Obrázok 6: Vlnka db4 [16].....	22
Obrázok 7: Biortogonálne vlnky [18]	22
Obrázok 8: Bloková schéma algoritmu	25
Obrázok 9: Signál pred kompresiou a rekonštruovaný signál.....	27
Obrázok 10: Rozdielový signál	27
Obrázok 11: Priebeh koeficientov po vlnkovej transformácii a prahovaní koeficientov	28
Obrázok 12: Vplyv použitia vlnky na CR a PRD pri hodnote prahu 0,25	35
Obrázok 13: Signál pred kompresiou a po rekonštrukcii	39
Obrázok 14: Signál pred kompresiou a po rekonštrukcii	40
Obrázok 15: Prvý zvod signálu č.2 z databázy CSE	42
Obrázok 16: Prvý zvod signálu č.1 z databázy CSE	43

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1: Vplyv použitia vlnky bior1.1 na hodnotu CR a PRD	29
Tabuľka 2: Vplyv použitia vlnky bior1.3 na hodnotu CR a PRD	29
Tabuľka 3: Vplyv použitia vlnky bior1.5 na hodnotu CR a PRD	29
Tabuľka 4: Vplyv použitia vlnky bior2.2 na hodnotu CR a PRD	30
Tabuľka 5: Vplyv použitia vlnky bior2.4 na hodnotu CR a PRD	30
Tabuľka 6: Vplyv použitia vlnky bior2.6 na hodnotu CR a PRD	30
Tabuľka 7: Vplyv použitia vlnky bior2.8 na hodnotu CR a PRD	31
Tabuľka 8: Vplyv použitia vlnky bior3.1 na hodnotu CR a PRD	31
Tabuľka 9: Vplyv použitia vlnky bior3.3 na hodnotu CR a PRD	31
Tabuľka 10: Vplyv použitia vlnky bior3.5 na hodnotu CR a PRD	32
Tabuľka 11: Vplyv použitia vlnky bior3.7 na hodnotu CR a PRD	32
Tabuľka 12: Vplyv použitia vlnky bior3.9 na hodnotu CR a PRD	32
Tabuľka 13: Vplyv použitia vlnky bior4.4 na hodnotu CR a PRD	33
Tabuľka 14: Vplyv použitia vlnky bior5.5 na hodnotu CR a PRD	33
Tabuľka 15: Vplyv použitia vlnky bior6.8 na hodnotu CR a PRD	33
Tabuľka 16: Vplyv použitia vlnky db1 na hodnotu CR a PRD	34
Tabuľka 17: Vplyv použitia vlnky db4 na hodnotu CR a PRD	34
Tabuľka 18: Vplyv použitia vlnky db15 na hodnotu CR a PRD	34
Tabuľka 19: Vplyv hodnoty prahu na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior4.4	36
Tabuľka 20: Vplyv hodnoty prahu na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior5.5	37
Tabuľka 21: Vplyv počtu pásiem na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior4.4 a hodnote prahu $0,25\sigma$	38
Tabuľka 22: Vplyv počtu pásiem na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior5.5 a hodnote prahu $0,26\sigma$	39
Tabuľka 23: Výsledky kompresie CSE databázy pri použití vlnky bior4.4 a stupni dekompozície 6	41
Tabuľka 24: Výsledky kompresie CSE databázy pri použití vlnky bior5.5 a stupni dekompozície 7	43

Zoznam použitých skratiek

avL	priemerná dĺžka slova [bit/vzorka]
BD	bitová hĺbka (<i>Bit Depth</i>)
CR	kompresný pomer (<i>Compress Ratio</i>)
CSE	štandardy pre elektrokardiografiu (<i>The Common Standards for Electrocardiography</i>)
CWT	spojitá vlnková transformácia (<i>Continuous Wavelet Transform</i>)
DP	dolný priepust
DWT	diskrétna vlnková transformácia (<i>Discrete Wavelet Transform</i>)
EKG	elektrokardiografia, elektrokardiogram
HP	horný priepust
IDWT	inverzná diskretná vlnková transformácia (<i>Inverse Discrete Wavelet Transform</i>)
PRD	stredná kvadratická odchýlka (<i>Percentage Root Mean Square Difference</i>)
RLE	prúdové kódovanie (<i>Run Length Encoding</i>)
SNR	pomer signál-šum (<i>Signal Noise Ratio</i>)

ÚVOD

Meranie EKG je jedným z najčastejšie prevádzaných vyšetrení a jeho rozsiahle využitie vedie nutnosti ukladania veľkého objemu dát. Pre úsporné uchovávanie EKG záznamov alebo rýchlejšiu dátovú komunikáciu sa využíva kompresia dát. Bolo vyvinutých niekoľko kompresných techník, ktorých kompresný pomer sa pohybuje od 2:1 až do 50:1. Väčšina týchto techník nie je schopná dokonale rekonštruovať pôvodné dáta, preto sa jedná o stratovú kompresiu.

Cieľom tejto práce bolo navrhnutie algoritmu pre kompresiu a dekompresiu EKG signálov využívajúceho vlnkovú transformáciu, prahovanie a prúdové kódovanie, ktorý je schopný vyhodnotiť efektivitu kompresie výpočtom kompresného pomeru CR a stratu informácií prostredníctvom strednej kvadratickej odchýlky PRD. Ďalšou úlohou bolo testovanie vplyvu nastavení vlnkovej transformácie, materskej funkcie a počtu stupňov rozkladu, a hodnoty prahu na efektivitu, resp. stratovosť kompresie a touto cestou nájsť vhodné nastavenie pre kompresiu CSE databázy.

Táto práca je členená do šiestich kapitol. Prvá časť sa zaoberá princípom elektrokardiografie, v druhej časti sú popísané kompresné techniky. Ďalšia kapitola sa zaoberá vlnkovou transformáciou a štvrtá kapitola je venovaná problematike prúdového kódovania. Predposledná kapitola obsahuje popis navrhnutého algoritmu a taktiež obsahuje informácie o testovaniach nastavení vlnkovej transformácie a prahu na testovacej skupine signálov. V tejto časti je tiež nájdené vhodné nastavenie, ktoré je ďalej aplikované na CSE databázu, o čom pojednáva posledná, teda šiesta kapitola. Tá obsahuje výsledky efektivity kompresie a pri niekoľkých nastaveniach je porovnaný objem dát pred a po kompresii.

1 ELEKTROKARDIOGRAFIA

Elektrokardiografia je vyšetrovacia metóda, prostredníctvom ktorej je zaznamenávaná elektrická aktivita srdca elektródami, ktoré sú umiestnené na povrchu tela. Tieto elektródy zaznamenávajú zmeny napätia na povrchu tela spôsobené akčnými potenciálmi kontraktibilných srdečných buniek.

Výsledkom je krivka, tzv. elektrokardiogram, ktorá je tvorená charakteristickými kmitmi a vlnami. Morfológia, časovanie a amplitúda kmitov a vln obsahujú informácie, pomocou ktorých je možné posúdiť činnosť srdca za fyziologickú alebo diagnostikovať ochorenie srdca.

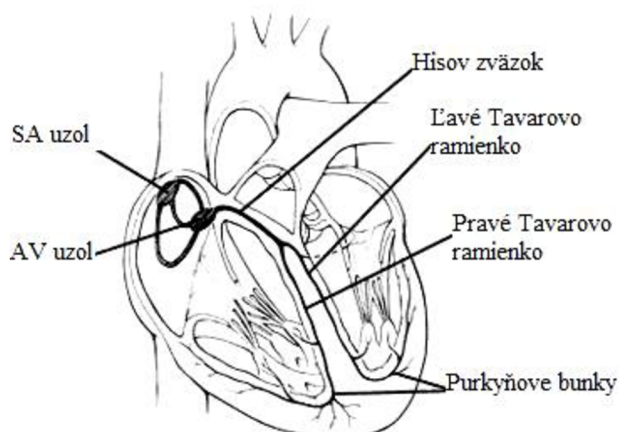
1.1 Elektrická aktivita srdca

Srdce je svalový orgán, ktorý primárne pumpuje okysličenú krv do tela. Je tvorené predsieňami a komorami a je rozdelené na ľavú a pravú časť.

Srdcové tkanivo, myokard, tvorí priečne pruhovaná svalovina. Jeho základnými stavebnými jednotkami sú kardiomyocyty a špecializované bunky prevodového systému (obr. 1). Tieto špecializované bunky sú prepojené do siete a prostredníctvom nich sa šíria elektrické impulzy jednotlivými oddielmi srdca. [4]

Elektrická aktivita začína v sínatriálnom uzli (SA uzol), ktorý sa nachádza v pravej predsieni pri vstupe hornej dutej žily. Dochádza tu k samovoľnej periodickej depolarizácii, generácii impulzov akčného napätia dôsledkom toku iónov cez plazmatickú membránu. Akčné napätie sa šíri bunkami predsieňovej svaloviny, čím dochádza k jej podráždeniu a následnej kontrakcii. Tieto bunky sú od svaloviny komôr izolované, vedenie vzruchu sprostredkováva atrioventrikulárny uzol (AV uzol), ktorý sa nachádza pred vstupom do komôr. Tu dochádza k oneskoreniu šírenia impulzu a taktiež rozhoduje, či bude impulz vedený ďalej. Ďalej sa vzruch šíri veľkou rýchlosťou vodivým tkanivom, ktoré sa začína Hisovým zväzkom. Ten sa v medzikomorovom septe delí na Tawarove ramienka (ľavé a pravé) a následne sa vzruch šíri do Purkyňových vlákienok, ktorými je vedený k bunkám svaloviny komôr. Podráždenie vedené srdcovým svalom vyvolá mechanickú kontrakciu.[2][4]

Keďže je kontrakcia svalu spojená s depolarizáciou, elektrické zmeny, ku ktorým dochádza, je možné sledovať ako na bunkovej úrovni tak i meraním pomocou elektród priložených na povrchu tela, teda meraním EKG. Výsledná EKG krivka tak reprezentuje rôzne fázy srdečného cyklu. [3]



Obrázok 1: Prevodový srdcový systém (upravené podľa [4])

1.2 Záznam EKG

Elektrická aktivita srdca sa meria pomocou elektród umiestnených na povrchu tela, koži. Pre meranie sú smerodajnými napäťové rozdiely medzi dvojicami elektród. Rozdiel napätí medzi dvojicou elektród sa označuje ako zvod, EKG sa zaznamenáva pomocou viacerých zvodov. Zvody môžu byť unipolárne alebo bipolárne. Unipolárne zvody merajú napätie medzi meracou a referenčnou elektródou s takmer nulovým potenciálom, bipolárne zvody zaznamenávajú napätie medzi dvoma meracími elektródami. V klinickej praxi je najpoužívanejší 12-zvodový systém, pričom pozícia desiatich elektród na povrchu tela a ich označenia sú štandardizované. [3]

Dvanásťzvodový systém je tvorený kombináciou troch typov zvodov – bipolárne končatinové zvody (I, II, III), unipolárne končatinové zvody (aVL, aVR, aVF) a unipolárne hrudné zvody (V1, V2, V3, V4, V5, V6). [2]

Bipolárne končatinové zvody sa získavajú meraním napätia medzi ľavou rukou, pravou rukou a ľavou nohou, a umiestnenie elektród predstavuje vrcholy rovnostranného trojuholníka so srdcom v strede. Unipolárne končatinové zvody využívajú tie isté elektródy, čo zvody bipolárne, získavajú sa však porovnávaním napätia medzi jedným zo zvodov a priemerom ďalších dvoch. Unipolárne hrudné zvody sú umiestnené vedľa seba na ľavej strane hrudníka. Hrudné zvody sú merané vzhľadom k centrálnej (Wilsonovej) svorke, ktorá vznikne spriemerovaním napätí ma ľavej ruke, pravej ruke a ľavej nohe.

Vzhľadom k vzdialenosti meracích elektród od srdca, vlny EKG v končatinových zvodoch obsahujú viac rušenia a majú menšiu amplitúdu, ako EKG v hrudných zvodoch. [1][3]

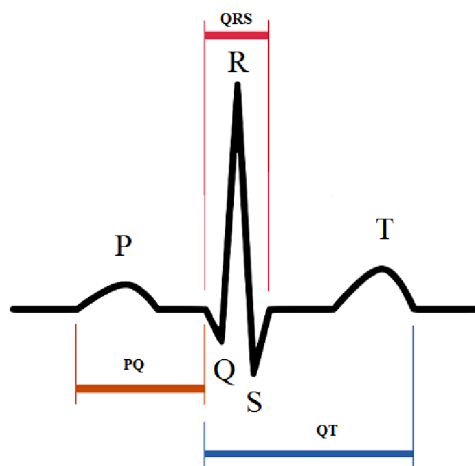
1.3 Elektrokardiogram

Krivka EKG (obr. 2) sa vyznačuje prítomnosťou niekoľkých vln a kmitov, ktoré sú značené písmenami P, Q, R, S a T. Popis jednotlivých vln a kmitov a intervalov medzi nimi je dôležitý pre spracovanie signálov.

Vlna P odráža postupnú depolarizáciu predsiení a vo väčšine zvodov má pozitívnu polaritu. Veľkosť vlny P obvykle dosahuje maximálne 300 μV a trvá kratšie, než 120 ms. Je nízkofrekvenčná so spektrálnymi zložkami do 10-15 Hz. Vzhľadom k jej malej veľkosti a hladkému priebehu je miestami obtiažne určiť jej začiatok a trvanie. Interval PQ vyjadruje dobu šírenia elektrického impulzu zo sínatriálneho uzlu do komôr.

Komplex QRS odráža depolarizáciu komôr a fyziologicky trvá 70-110 ms. Prvý negatívny kmit je označovaný ako vlna Q, po nej nasleduje prvý pozitívny kmit označovaný ako vlna R a ďalší negatívny kmit, vlna S. Komplex QRS je v celej EKG krivke najvýraznejší a dosahuje veľkosť až 2-3 mV, sústredený v intervale 10-50 Hz. Trvanie komorového srdečného cyklu vyjadruje R-R interval a jeho meranie slúži k určeniu komorového rytmu.

Repolarizáciu komôr odráža vlna T, ktorá trvá približne 200 ms a sa vyskytuje v intervale 300 ms za QRS komplexom. Vlna T je značne ovplyvnená tepovou frekvenciou a pri vyššej tepovej frekvencii sa zužuje a približuje ku QRS komplexu, z toho dôvodu je ťažko detekovateľná. Interval QT vyjadruje časový úsek od začiatku depolarizácie komôr po dokončenie ich repolarizácie a skracuje sa so stúpajúcim srdečným rytmom.[1][3]



Obrázok 2: Popis krivky EKG a jej základné vlny a intervaly (upravené podľa [1])

2 KOMPRESIA DÁT

V súčasnosti sú prístroje schopné merať veľké množstvo dát s vysokou presnosťou, následkom čoho rastú nároky na kapacitu médií. Aby bola archivácia dát čo najúspornejšia, a ich prenos čo najrýchlejší, používa sa kompresia, teda postup na zmenšenie výsledného objemu dát. Kompresia je založená na odstránení často opakujúcej sa informácie alebo redundantných dát, ktoré nenesú užitočnú informáciu.

V praxi kompresia pozostáva z kompresného a dekompresného algoritmu. Tieto algoritmy sú samostatné a môžu mať rozdielne nároky na výpočtový výkon a dobu trvania. [7] Efektivitu kompresie je možné hodnotiť výpočtom kompresného pomeru (CR) [11]:

$$CR = \frac{b_0}{b_c}, \quad (1)$$

kde b_0 je objem dát v bitoch pred kompresiou a b_c predstavuje objem dát po kompresii. Snímanie EKG signálu sa často prevádza s rôznou bitovou hĺbkou (BD - Bit Depth, 10 - 16 bitov). Keďže vo výpočte CR nie je zakomponovaná bitová hĺbka, pri kompresii EKG je vhodnejšie vyčísliť kompresiu pomocou priemerného počtu bitov na vzorku (avL) [9],

$$avL = \frac{b_c}{n} = \frac{BD}{CR}, \quad [bps] \quad (2)$$

kde b_c je objem signálu po kompresii a n je počet vzoriek pôvodného signálu.

Kompresné algoritmy sa delia na dve hlavné skupiny, a to na bezstratovú kompresiu a stratovú kompresiu. Bezstratová kompresia zachováva všetky informácie v komprimovaných dátach a rekonštruované dáta sú identické s dátami pôvodnými. Pri stratovej kompresii dochádza k nenávratnej strate určitej časti dát obsiahnutých v originálnych dátach alebo k ich skresleniu. [5]

2.1 Bezstratová kompresia

Bezstratová kompresia je taký kompresný algoritmus, kedy nedochádza k žiadnej strate informácií a je možné dosiahnuť úplnú rekonštrukciu pôvodných dát. Dáta rekonštruované z komprimovaných dát sú teda úplne totožné s originálnymi dátami. Všeobecne sa bez-

stratová kompresia používa v oblastiach, kde je rozdiel medzi pôvodnou a rekonštruovanou informáciou neprípustný, napríklad pri kompresii textu, kde i najmenší rozdiel dokáže zmeniť význam textu, alebo pri kompresii rádiologických obrazov, kde by artefakty výrazne ovplyvnili diagnostiku. Vzhľadom k tomu, že nedochádza k strate informácií, je kompresný pomer limitovaný a relatívne nízky. [6][7]

Medzi bezstratovú kompresiu sa radia algoritmy ako prúdové kódovanie (RLE coding), Huffmanovo kódovanie, ktoré pracuje na základe frekvencie symbolov alebo Burrows-Wheelerova transformácia, kedy sú dáta pred kompresiou transformované. [7]

2.2 Stratová kompresia

Stratová kompresia zahŕňa stratu časti informácií a dáta komprimované stratovými technikami nemôžu byť rekonštruované presne. Napriek vysokému skresleniu pri rekonštrukcii je však možné dosiahnuť omnoho vyšší kompresný pomer, ako pri použití bezstratovej kompresie. Cieľom stratovej kompresie je odstrániť redundantné informácie a menej dôležité informácie. Táto metóda má zmysel najmä pri kompresii obrazov, videí či zvukov, kedy sa odstránia zložky, ktoré ľudské zmysly nedokážu spracovať, ale aj pri kompresii EKG signálov. [7]

Dáta, ktoré vstupujú do procesu kompresie, bývajú najskôr transformované, potom komprimované. Pri dekompresii sa aplikuje najskôr dekompresný algoritmus a následne inverzná transformácia. [8]

Nakoľko je cenou za vyššiu kompresiu väčšia strata informácie a skreslenie, je treba tieto zmeny kontrolovať. Kvalitu rekonštruovaných dát je možné objektívne hodnotiť pomocou výpočtu strednej kvadratickej chyby (PRD - Percent Root mean square Difference). Posudzovanie PRD je veľmi časté pri kompresii EKG. Najvhodnejšie je použitie normalizovanej varianty, ktorá je definovaná ako [9]:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [x(n) - x_R(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [x(n) - \mu_x]^2}} * 100, \quad [\%] \quad (3)$$

kde $x(n)$ predstavuje pôvodný signál, $x_R(n)$ rekonštruovaný signál, n je počet vzoriek a μ_x je stredná hodnota pôvodného signálu.

Okrem PRD je pre objektívne posúdenie možné použiť i pomer signál/šum (SNR - Signal Noise Ratio), v praxi sa však nevyužíva. [11]

Skreslenie a strata informácií môžu vzniknúť jednak pri procese transformácie, alebo potlačením niektorých informácií.

2.3 Kompresia EKG signálov

Redukcia dát EKG signálu je dosahovaná odstránením digitalizovaných vzoriek, ktoré nie sú dôležité pre následnú analýzu a interpretáciu rytmu. Redukčné algoritmy sú navrhované tak, aby bola dosiahnutá čo najvyššia možná redukcia a najmenšie skreslenie. Kompresné techniky EKG môžu byť kategorizované na [8][17]:

- priame kompresné metódy
- metódy založené na transformácii signálu
- optimalizačné metódy

2.3.1 Priame kompresné metódy

Priame kompresné metódy zahŕňajú kompresiu prevádzanú priamo na EKG signáli. Sú známe tiež ako časovo-doménové metódy, ku kompresii EKG signálu dochádza prostredníctvom extrahovania významnej časti vzoriek z originálneho súboru. To, ktoré vzorky sú významné, závisí na základnom kritériu výberového procesu. Pre vysoký výkon algoritmu musí byť vytvorené vhodné kritérium pre výber vzorky. Pôvodný signál je rekonštruovaný inverzným procesom, najčastejšie kreslením priamok medzi extrahovanými vzorkami. Dekódovanie je založené na interpolácii významnej časti vzoriek. Časovo-doménové algoritmy sú pomerne rýchle, nie však úplne optimálne. Do tejto kategórie patria napríklad algoritmy FAN (1985), CORTES (1982), AZTEC (1968) alebo TRIM (1989).

2.3.2 Metódy založené na transformácii signálu

Tieto metódy sú založené na predspracovaní signálu EKG transformáciou do inej oblasti. Využívajú predovšetkým spektrálnu a energetickú distribúciu signálu prostredníctvom transformácie a vhodné kódovanie transformovaných dát. Rekonštrukcia signálu sa prevádza inverzným transformačným procesom. Táto kategória zahŕňa transformačné kódovacie techniky ako Fourierovu transformáciu, kosínovú transformáciu, vektorovú kvantizáciu a v poslednej dobe najmä vlnkovú transformáciu.

2.3.3 Optimalizačné metódy pre EKG kompresiu

Cieľom týchto metód je minimalizovať chyby po rekonštrukcii, ktoré sú spôsobené väzbou na množstvo extrahovaných vzoriek alebo dosahovanou kvalitou rekonštruovaného signálu. Signál EKG je komprimovaný extrahovaním vzoriek signálu, ktoré budú po interpolácii reprezentovať pôvodný signál. Po extrahovaní vzoriek je aplikované Huffmanovo kódovanie, čo vedie k najlepšej možnej reprezentácii v rámci množstva extrahovaných vzoriek, ale nie v rámci množstva bitov použitých na kódovanie.

3 VLNKOVÁ TRANSFORMÁCIA

Vlnková transformácia slúži na transformáciu signálu z časovo-amplitúdovej oblasti do oblasti časovo-frekvenčnej, teda je schopná zachytiť konkrétny čas, kedy sa v získanom spektre konkrétne frekvencie vyskytli. Radí sa do skupiny nástrojov, ktoré slúžia najmä k spracovaniu nestacionárnych signálov, kde sa v užitočnom signáli striedajú dlhé nízko-frekvenčné úseky s krátkymi vysokofrekvenčnými úsekmi. Patri sem i signál EKG, ktorý z väčšej časti obsahuje nízko-frekvenčné zložky a vysokofrekvenčné zložky, ktoré predstavujú komplex QRS, tvoria asi 10%. [14]

Vlnkové transformácie sa dajú všeobecne rozdeliť do dvoch skupín, spojitá vlnková transformácia a diskretná vlnková transformácia.

3.1 Spojitá vlnková transformácia

Spojité vlnkové transformácie (CWT - Continuous Wavelet Transform) je všeobecne definovaná ako [13]:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (4)$$

kde ψ je bazová funkcia (materská vlnka), $x(t)$ je pôvodný signál, b je časový posun vlnky a a je mierkou časovej dilatácie.

Jedná sa o časovo-frekvenčný rozklad, môže byť interpretovaný ako korelácia signálu $x(t)$ s funkciami (vlnkami), ktoré sú odvodené zo všeobecne komplexnej materskej vlnky $\psi(t)$. Názov "vlnky" je spojený s tvarom funkcií $\psi(t)$, ich stredná hodnota musí byť nulová a ich tvar pripomína vlnku. Symbol "*" predstavuje vo vzťahu 4 komplexne združenú funkciu, pretože všeobecne môžu byť vlnky komplexné. Výsledná funkcia $y(a, b)$ je popísaná časovou dilatáciou a jej mierkou, ktorá určuje frekvenčné spektrum príslušnej vlnky. Konštanta \sqrt{a} normalizuje energiu jednotlivých vlniek. [13]

Pre optimálne časovo-frekvenčné rozlíšenie je nutné zvoliť správnu šírku materskej funkcie, jedná sa teda o parameter a . Pre nízke frekvencie sa volia širšie vlnky a pre vyššie frekvencie sa volia vlnky užšie. Spojitá vlnková transformácia sa vyznačuje invarianciou v čase, dilatáciou a linearitou. [12]

3.2 Diskrétna vlnková transformácia

Nakoľko má spojitá vlnková transformácia vysoké nároky na výpočtový čas a obsahuje mnoho redundantných informácií, považuje sa za vhodnejšie použitie diskkrétnej vlnkovej transformácie (DWT - Discrete Wavelet Transform).

Diskrétna vlnková transformácia je špeciálne vzorkovaná CWT, ktorá musí spĺňať nasledujúce podmienky [12]:

- Vzorkovanie časovo-frekvenčného priestoru musí prebiehať na dvojkovej mriežke.
- Použitá vlnka vytvára ortonormálnu bázu.
- Analyzujúca vlnka má kompaktný nosič.

Vhodnou dvojkovou závislosťou parametrov a a b je možné vytvoriť z vhodnej vlnky ψ ortonormálnu bázu [13]:

$$a = 2^m, a > 1, \quad b = 2^m kT, T > 0, \quad m, k \in Z, \quad (5)$$

a všeobecne platí vzťah [13]:

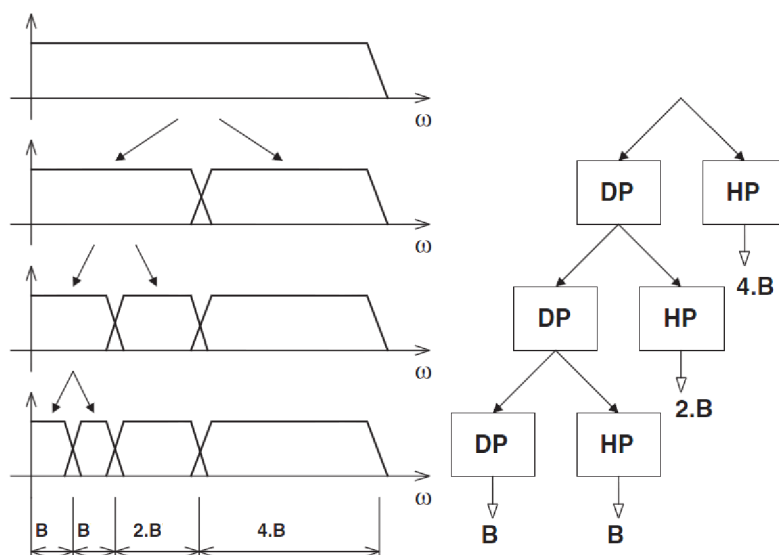
$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m}t - kT) dt, \quad (6)$$

kde index m reprezentuje kmitočtovú mierku, index k časovú, konštanta T závisí na šírke pásma B materskej vlnky ak $T = 1/(2B)$, a určuje hustotu vzorkovania koeficientov na časovej osi pre jednotlivé kmitočtové úrovne, ktoré sú dané indexom m . Vlnková funkcia ψ sa správa ako pásmový priepust, ktorý filtruje vstupný signál okolo limitného kmitočtu v strede frekvenčného pásma závislého na parametri a , následne je filtrovaná horná polovica pásma predchádzajúcej nízkofrekvenčnej časti signálu. [13]

Diskrétnu vlnkovú transformáciu je možné realizovať algoritmom, ktorý pozostáva z filtrácie FIR filtrom a podvzorkovania (decimácie). V každom kroku je na signál aplikovaný dolný a horný priepust s limitným kmitočtom v strede frekvenčného pásma. Horný a dolný priepust tvoria pár kvadratických zrkadlových filtrov, ktoré majú komplementárne priepustné pásma. Výstupom oboch filtrov sú signály, ktoré nesú informáciu o polovičnom frekvenčnom pásme. Výsledný signál je možné bez straty decimovať, tým pádom bude obsahovať polovičný počet vzoriek. Horný priepust poskytuje koeficienty tzv. detailov DWT (cD) a dolný priepust koeficienty tzv. aproximácie (cA). Vďaka decimácii je celkový počet koeficientov po jednom kroku rovnaký ako počet vstupných vzoriek.

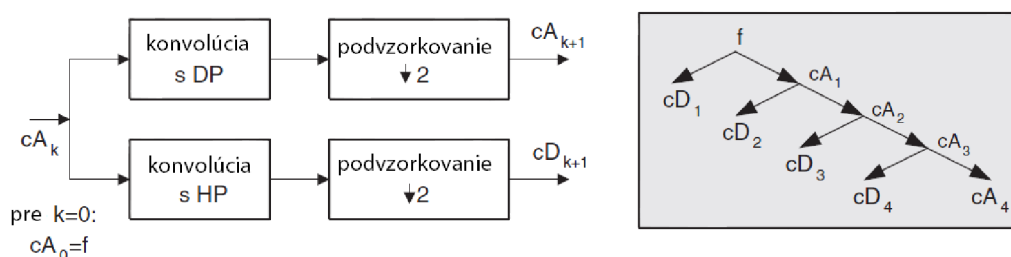
Koeficienty aproximácie je ďalej možné analyzovať vhodným rozkladom filtermi a získať tak ďalší súbor koeficientov aproximácie a detailov. Postup sa opakuje tak dlho, kým nie je

dosiahnutý daný počet pásiem. Platí, že pásiem je vždy o jedno viac ako počet aplikovaní filtrov. Pretože je počet koeficientov zhodný s množstvom vzoriek a nedochádza k strate informácie, popis signálu je neredundantný. [12][13]



Obrázok 3: Diskrétna vlnková transformácia z frekvenčného pohľadu [12]

Na obr. 3 je zobrazený frekvenčný rozklad. Bloky *DP* predstavujú dolný priepust, bloky *HP* horný priepust a *B* je šírka frekvenčného pásma. Pásma nižších frekvencií je filtrované horným a dolným priepustom s limitným kmitočtom v strede pásma. Najvyššie pásmo má polovičný počet vzoriek vstupného signálu a každé nižšie pásmo sa polí. Po každej filtrácii sa prevádza podvzorkovanie (obr. 4). Počet vzoriek zodpovedá časovému rozlíšeniu daného pásma, vysoké pásma obsahujú vysoký počet vzoriek a majú najlepšie časové rozlíšenie, u nízkych pásiem je to naopak a majú lepšie rozlíšenie frekvenčné. [12]



Obrázok 4: Jeden krok DWT a rozklad na aproximáciu a detaily [12]

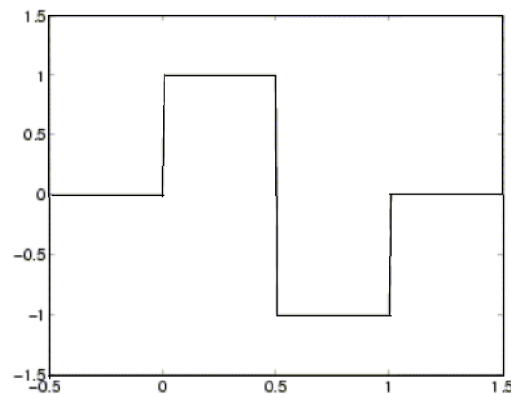
Pomocou inverzného postupu k postupu na obr. 4 je možná presná rekonštrukcia analyzovaného signálu. Inverzná diskrétna vlnková transformácia sa označuje IDWT. Operácia

podvzorkovania je nahradená prevzorkovaním, kedy za každou vzorkou pôvodnej sekvencie nasleduje doplnená nulová vzorka. Namiesto pôvodných filtrov sú použité rekonštrukčné filtre a výsledná aproximácia cAp je použitá spolu so vstupnými detailmi cDp ako vstup ďalšieho kroku IDWT. [12]

3.3 Vlnky

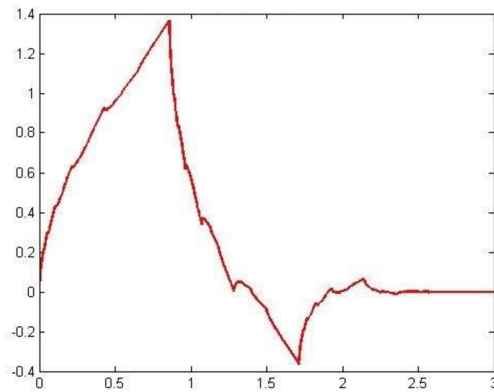
Pri prevedení vlnkovej transformácie je dôležitým krokom výber vlnky, teda materskej funkcie. Existuje veľké množstvo vlniek, ktoré sa líšia vlastnosťami a väčšina z nich má relatívne úzku oblasť najvhodnejšieho použitia. Popísané vlnky sú vhodné pre použitie pri DWT a je možné ich použiť v programovacom prostredí MATLAB[12] [16] :

- *Haarova vlnka* - je symetrická a má kompaktný nosič. Je jednoduchým príkladom ortogonálnej vlnky (obr. 5) a označovaná je ako vlnka Daubechies prvého rádu. Nakoľko je nespojitá, neumožňuje hladkú rekonštrukciu signálu.



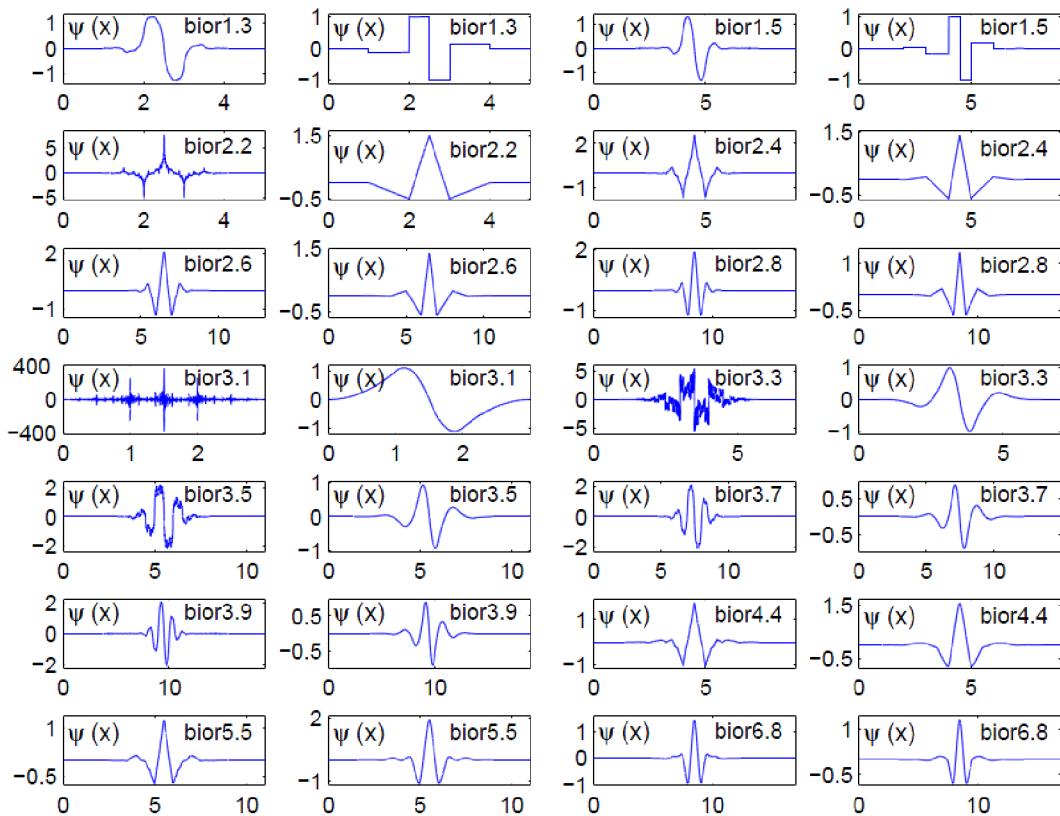
Obrázok 5: Haarova vlnka [16]

- *Vlnky Daubechies* - sú až na výnimku Haarovej vlnky asymetrické a nemajú explicitné vyjadrenie vlnkovej funkcie. Majú kompaktný nosič, sú ortogonálne a vhodné pre DWT i CWT. Na obr. 6 je zobrazená vlnka Daubechies štvrtého rádu.



Obrázok 6: Vlnka db4 [16]

- *Biortogonálne vlnky* - sú symetrické a sú vhodné ako pre dekompozíciu, tak i pre rekonštrukciu. Sú použiteľné pre CWT aj pre DWT. Na obr. 7 sú zobrazené biortogonálne vlnky v programovacom prostredí MATLAB, vľavo sa vždy nachádza vlnka pre dekompozíciu signálu, vpravo vlnka pre rekonštrukciu signálu.



Obrázok 7: Biortogonálne vlnky [18]

3.4 Využitie vlnkovej transformácie pri kompresii EKG signálov

Vlnková transformácia je vhodným výberom pri kompresii EKG signálov, a to kvôli nestacionárnym vlastnostiam a schopnosti vlniek prechádzať signály v rôznych riešeniach. Použitie vlnkovej transformácie pri kompresii EKG signálov sa osvedčilo. Schopnosť DWT oddeľovať relevantné komponenty signálu viedla k vývoju mnohých techník založených na vlnkovej transformácii a nahrádzajú techniky založené na tradičných Fourierových metódach. DWT zapadá do štandardnej filtrácie signálov a kódovacích metód. Vytvára niekoľko koeficientov a signál nestráca energiu počas transformácie ani inverzného algoritmu. Diskrétna vlnková transformácia je rýchlejšia a mapuje rýchlo medzipásmové kódovanie signálov, spojitá vlnková transformácia umožňuje analýzu signálu. [8]

4 PRÚDOVÉ KÓDOVANIE

Prúdové kódovanie (Run Length Encoding - RLE) je bezstratový kompresný algoritmus, ktorý je zameraný na elimináciu opakujúcich sa znakov. Je to pravdepodobne najjednoduchší spôsob kompresie. Základnou myšlienkou prúdového kódovania je identifikovať opakujúce sa znaky v sekvencii a vyjadriť ich tzv. počítadlom. [10]

Vstupná sekvencia 3357777644444
Výstupná sekvencia 2315471654

Prvý znak výstupnej sekvencie označuje počet opakovaní nasledujúceho znaku. Dochádza však k expanzii dát u neopakujúcich sa znakov, keďže je im priradený počet opakovaní tiež. Výhodnejšie je, ak RLE definuje špecifický znak, pomocou ktorého je identifikovaná komprimovaná sekvencia. Potom až po indikátore nasleduje znak, ktorý je komprimovaný a potom nasleduje údaj o počte jeho opakovaní. Ako indikátor komprimácie je vhodné vybrať taký symbol, ktorý sa nevyskytuje vo vstupnom prúde dát. V nasledujúcom príklade bol ako indikátor zvolený znak "K".

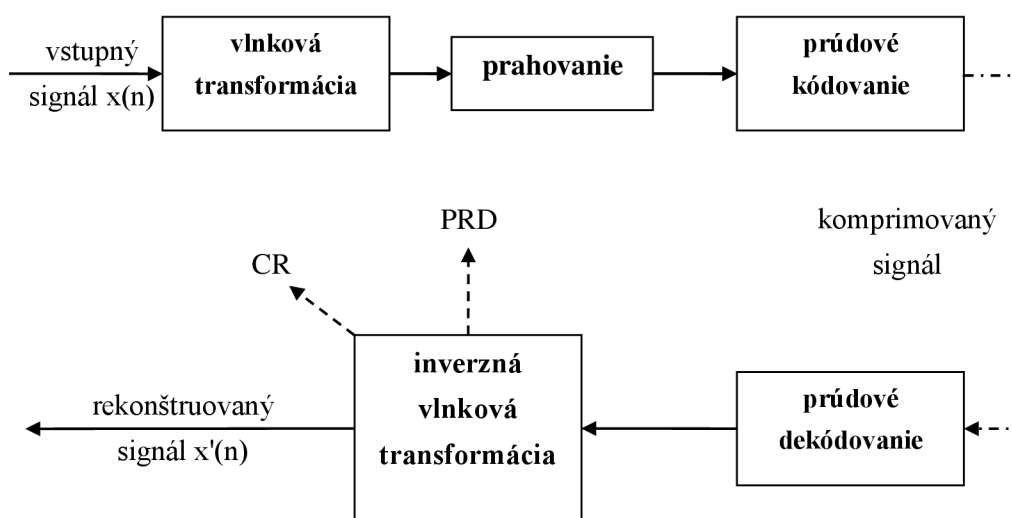
Vstupná sekvencia 3357777644444
Výstupná sekvencia K235K476K54

Keďže výstupná sekvencia obsahuje indikátor, počítadlo a samotný znak, u sekvencií, kde nedochádza aspoň k štyrom opakovaniam znaku, nedochádza k žiadnej úspore, preto je výhodnejšie takýmto spôsobom kódovať znaky s vyšším počtom opakovaní.

Výsledný kompresný pomer je závislý na podobe vstupných dát. Vysoký kompresný pomer je očakávaný u sekvencií, kde sa vyskytuje vysoký počet opakovaní znakov. Prúdové kódovanie sa najčastejšie používa u faxov alebo pri komprimácii niektorých obrazových dát. [10]

5 POUŽITÝ ALGORITMUS

V tejto časti práce je popísaný algoritmus pre kompresiu a dekompresiu EKG signálov a jeho hodnotenie. Ďalej sú testované parametre vlnkovej transformácie. Na vytvorenie programu bolo použité programovacie prostredie MATLAB a knižnica Wavelet Toolbox.



Obrázok 8: Bloková schéma algoritmu

Na obr.8 je zobrazená blokovaná schéma, podľa ktorej bol vytvorený kompresný algoritmus. Do systému vstupuje pôvodný signál $x(n)$ a diskretnou vlnkovou transformáciou je rozložený na koeficienty, ktoré sú následne prahované. Keďže majú signály rôznu povahu, veľkosť prahu je prispôbena každému signálu a veľkosť prahu je odvodená od smerodajnej odchýlky signálu (8). Prahovanie spôsobuje stratu informácie, avšak zaisťuje vyšší kompresný pomer. Proces prahovania je matematicky vyjadrený ako[14]:

$$x_{\lambda} = \begin{cases} x & \text{pre } |x| > \lambda \\ 0 & \text{pre } |x| \leq \lambda \end{cases}, \quad (7)$$

kde x predstavuje hodnotu koeficientov vlnkovej transformácie a λ je hodnota prahu.

Smerodajná odchýlka je vyjadrená ako:

$$\sigma_{v_m} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \frac{(x_i - \bar{x})^2}{N - 1}}, \quad (8)$$

kde N vyjadruje počet vzoriek signálu, x_i vyjadruje hodnotu vzorky, \bar{x} je priemer všetkých hodnôt vzoriek signálu. Potom platí, že hodnota prahu je K -násobkom smerodajnej odchýlky (9):

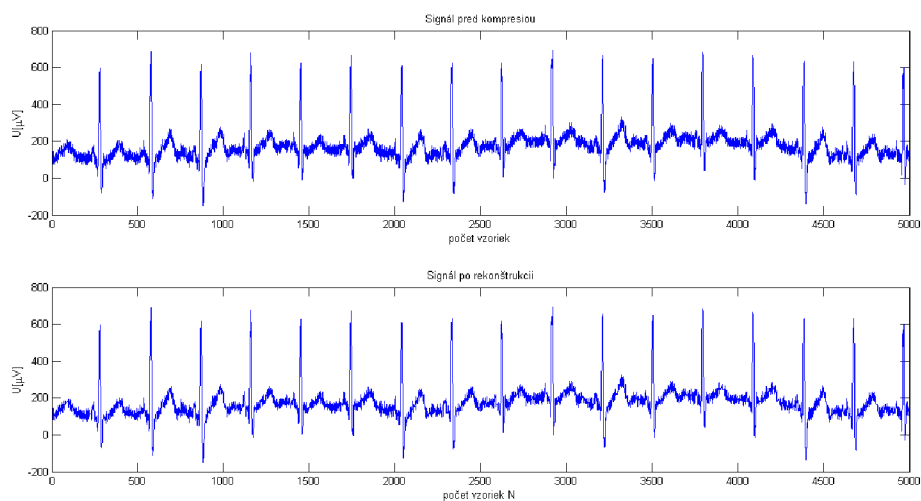
$$\lambda = K \cdot \sigma. \quad (9)$$

Proces prahovania nahradí koeficienty hodnôt nižších ako požadovaný prah nulou, čím vzniknú dlhé sekvencie núl. V tejto podobe dáta vstupujú do kompresie s použitím prúdového kódovania, kedy sa za každou sekvenciou núl vyskytuje informácia o ich počte, a výstupom sú komprimované dáta.

Dekompresný algoritmus je reverzný k algoritmu kompresnému, teda rekonštrukcia EKG signálu začína prúdovým dekódovaním a nasleduje inverzná diskretná vlnková transformácia. Výstupom procesu je rekonštruovaný signál a hodnotenie efektivity kompresie v podobe hodnôt kompresného pomeru a skreslenia. [15]

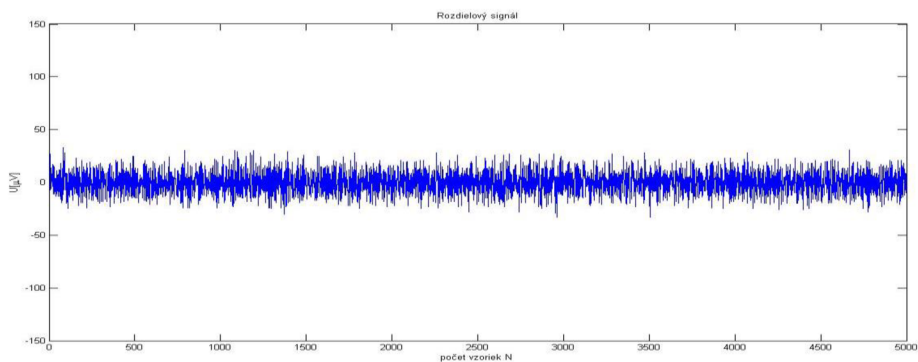
V prostredí MATLAB je kompresia prevedená prostredníctvom vytvorenia funkcie `[data_comp, coefs]=compress(data, step, N, wname)`, ktorej vstupný parameter `data` predstavuje vstupné dáta v podobe *.mat súboru, `step` vyjadruje počet krokov, `N` zastupuje stupeň dekompozície a `wname` názov materskej funkcie. Výstupom sú vektory `data_comp` a `coefs`. Súčasťou tejto funkcie je funkcia `wavedec`, ktorá predstavuje vlnkovú transformáciu a rozloží vstupný signál na koeficienty, tie po prahovaní vstupujú do funkcie `rle`, ktorá je založená na hľadaní a kódovaní núl.

Dekompresný algoritmus predstavuje funkcia `[data_decomp, data_prd]=decompress(data, data_comp, coefs, wname)`, ktorej vstupnými parametrami sú vstupné dáta `data`, vektory `data_comp` a `coefs` a rekonštrukčný filter `wname`, výstupom je rekonštruovaný signál `data_decomp` a hodnota skreslenia pre každý zvod signálu `data_prd`. Táto funkcia pozostáva z funkcie `waverec` predstavujúcej inverznú vlnkovú transformáciu a funkcie `drle`, ktorá zastupuje prúdové dekódovanie.

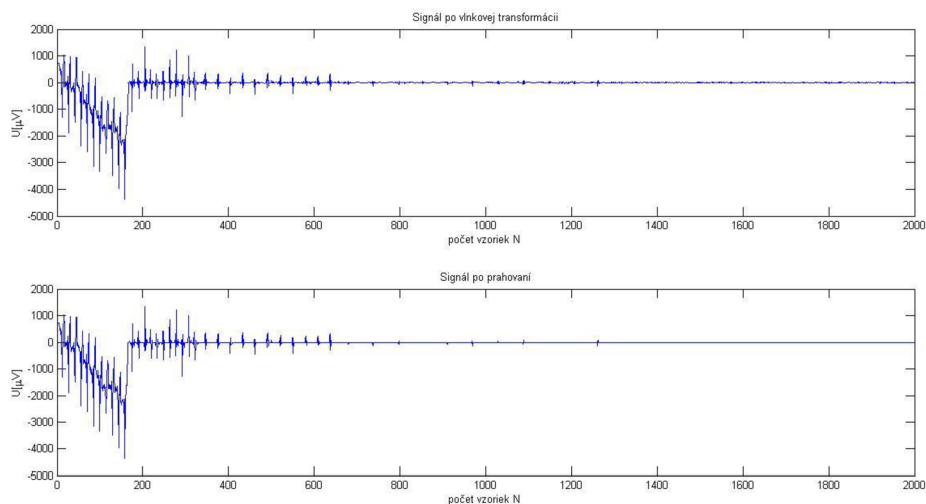


Obrázok 9: Signál pred kompresiou a rekonštruovaný signál

Na obr. 9 je zobrazený prvý zvod EKG signálu pred a po kompresii. Rekonštruovaný signál má hladší priebeh, čo je spôsobené vlnkovou transformáciou, ktorá slúži aj ako filter a jednak prahovaním koeficientov. Na obr. 10 sa nachádza rozdielový signál, resp. šum, ktorého absenciu je možné zaznamenať v rekonštruovanom signáli.



Obrázok 10: Rozdielový signál



Obrázok 11: Priebeh koeficientov po vlnkovej transformácii a prahovaní koeficientov

Obr. 11 zobrazuje koeficienty jednotlivých pásiem po aplikovaní vlnkovej transformácie so stupňom dekompozície 5, filtrom typu *bior4.4* a hodnotou prahu $0,25\sigma$. Po prahovaní je viditeľný rozdiel v poslednom pásme, kedy boli vynulované koeficienty podprahových hodnôt.

5.1 Testovanie parametrov

Aby bola kompresia čo najefektívnejšia a skreslenie dát čo najmenšie, je nutné vhodné nastavenie parametrov vlnkovej transformácie, teda výber vlnky, hodnoty prahu a stupeň dekompozície. Nastavenia boli testované na súboroch databázy CSE, konkrétne na reálnych signáloch datasetu 3. Tento dataset obsahuje 125 EKG signálov, ktoré boli vzorkované vzorkovacou frekvenciou 500 Hz. Signály sú v *.mat súbore a uložené v matici s rozmerom 12x5000, ide o 12-zvodový signál a každý zvod signálu obsahuje 5000 vzoriek.

5.1.1 Testovanie vplyvu výberu vlnky na efektívnosť kompresie

Na základe [11] [16] boli testované biortogonálne vlnky *bior1.1* až *bior6.8* a ako zástupcovia ortogonálnych vlniek boli zvolené vlnky *db1*, *db4* a *db15*. Pre objektívnejšie hodnotenie boli vlnky testované pri hodnotách prahu od $0,05\sigma$ do $0,60\sigma$ s krokom $0,05$ a stupni dekompozície 5. Na nasledujúcich tabuľkách (Tabuľka 1 až Tabuľka 18) je zobrazený vplyv výberu materskej funkcie na hodnotu CR a PRD.

Tabuľka 1: Vplyv použitia vlnky bior1.1 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior1.1</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.0548	0.27	0.35	4.2847	3.34
0.10	1.7295	0.52	0.40	4.6705	4.30
0.15	2.3459	0.92	0.45	5.0314	5.30
0.20	2.9010	1.33	0.50	5.3765	6.54
0.25	3.4026	1.82	0.55	5.6998	7.71
0.30	3.8666	2.58	0.60	6.0019	9.14

Pri použití vlnky *bior1.1* (tab. 1) bol dosiahnutý priemerný CR o hodnote 3,86 a priemerné PRD 3,65%. Hodnoty CR zaznamenané v tab. 1 sú nízke v pomere s hodnotami PRD. Podobné výsledky boli dosiahnuté aj pri použití vlniek *bior1.3* a *bior1.5*, ktoré sú zaznamenané v tab. 2 a tab. 3.

Tabuľka 2: Vplyv použitia vlnky bior1.3 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior1.3</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.0374	0.24	0.35	4.1499	3.42
0.10	1.6791	0.49	0.40	4.5245	4.28
0.15	2.271	0.84	0.45	4.8766	5.24
0.20	2.8106	1.32	0.50	5.2096	6.47
0.25	3.2937	1.87	0.55	5.5228	7.76
0.30	3.7445	2.61	0.60	5.8167	9.22

Tabuľka 3: Vplyv použitia vlnky bior1.5 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior1.5</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.0289	0.24	0.35	4.0879	3.19
0.10	1.6577	0.49	0.40	4.4563	4.01
0.15	2.2354	0.84	0.45	4.8027	5.07
0.20	2.7651	1.33	0.50	5.1279	6.30
0.25	3.2424	1.85	0.55	5.4350	7.40
0.30	3.6849	2.51	0.60	5.7244	8.74

Priemerná hodnota CR bola pri použití vlniek *bior1.3* a *bior1.5* okolo 3,7, hodnota PRD dosahovala hodnotu okolo 3,5%. Pri použití vlnky *bior2.2* (tab.4) bolo zaznamenané zvýšenie kompresného pomeru, a to v priemere na 5,23, priemerná hodnota PRD dosahovala opäť 3,43%, ako aj u vlnky *bior2.4* (tab. 5) s CR 5,11 a PRD 3,37%.

Tabuľka 4: Vplyv použitia vlnky bior2.2 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior2.2</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3487	0.20	0.35	5.8973	3.21
0.10	2.3066	0.47	0.40	6.3864	4.11
0.15	3.1920	0.82	0.45	6.8339	4.98
0.20	3.9959	1.29	0.50	7.2359	6.09
0.25	4.7093	1.74	0.55	7.6112	7.24
0.30	5.3384	2.43	0.60	7.9500	8.61

Tabuľka 5: Vplyv použitia vlnky bior2.4 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior2.4</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3357	0.20	0.35	5.7423	3.20
0.10	2.2717	0.44	0.40	6.2252	4.06
0.15	3.1330	0.76	0.45	6.6594	4.97
0.20	3.9117	1.24	0.50	7.0517	6.08
0.25	4.6026	1.75	0.55	7.4112	7.03
0.30	5.2077	2.43	0.60	7.7366	8.26

Tabuľka 6: Vplyv použitia vlnky bior2.6 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior2.6</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3210	0.20	0.35	5.6018	3.12
0.10	2.2306	0.45	0.40	6.0615	4.01
0.15	3.0669	0.75	0.45	6.4816	4.97
0.20	3.8217	1.21	0.50	6.8616	5.95
0.25	4.4956	1.73	0.55	7.2106	7.09
0.30	5.0866	2.41	0.60	7.5257	8.29

Výsledky testovania vlniek *bior2.6*, *bior2.8* a *bior3.1* (tab. 6, 7 a 8) opäť ukazujú v priemere nízky kompresný pomer v porovnaní s hodnotou PRD, a to CR približne 4,8 a spriemerované PRD 3,3%.

Tabuľka 7: Vplyv použitia vlnky *bior2.8* na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior2.8</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3063	0.19	0.35	5.4677	3.09
0.10	2.1965	0.43	0.40	5.9204	3.86
0.15	3.0105	0.76	0.45	6.3336	4.75
0.20	3.7433	1.23	0.50	6.7038	5.98
0.25	4.3886	1.73	0.55	7.0387	6.93
0.30	4.9666	2.39	0.60	7.3462	8.18

Tabuľka 8: Vplyv použitia vlnky *bior3.1* na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior3.1</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3614	0.21	0.35	5.3989	2.97
0.10	2.186	0.47	0.40	5.8972	3.71
0.15	2.9363	0.81	0.45	6.3456	4.52
0.20	3.6277	1.25	0.50	6.7548	5.53
0.25	4.2663	1.70	0.55	7.1388	6.58
0.30	4.8584	2.34	0.60	7.4935	7.82

Tabuľky 9 až 12 obsahujú výsledky testovania vlniek *bior3.3*, *bior3.5*, *bior3.7* a *bior3.9*. Pri týchto testoch bol zaznamenaný mierny pokles hodnoty PRD na 3,1%, hodnota CR dosahuje 4,8.

Tabuľka 9: Vplyv použitia vlnky *bior3.3* na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior3.3</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3792	0.21	0.35	5.5251	2.94
0.10	2.2434	0.43	0.40	5.9950	3.77
0.15	3.0276	0.75	0.45	6.4339	4.76
0.20	3.7386	1.17	0.50	6.8304	5.7
0.25	4.3933	1.64	0.55	7.1978	6.76
0.30	4.9913	2.27	0.60	7.5273	7.87

Tabuľka 10: Vplyv použitia vlnky bior3.5 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior3.5</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3745	0.19	0.35	5.4329	2.92
0.10	2.2309	0.43	0.40	5.8895	3.65
0.15	3.0033	0.73	0.45	6.3027	4.53
0.20	3.7020	1.12	0.50	6.6857	5.58
0.25	4.3307	1.60	0.55	7.0389	6.76
0.30	4.9102	2.24	0.60	7.3622	7.78

Tabuľka 11: Vplyv použitia vlnky bior3.7 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior3.7</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.365	0.19	0.35	5.332	2.92
0.10	2.2093	0.42	0.40	5.7758	3.63
0.15	2.9678	0.74	0.45	6.1819	4.5
0.20	3.6518	1.13	0.50	6.5488	5.48
0.25	4.2632	1.65	0.55	6.8912	6.47
0.30	4.8244	2.24	0.60	7.2001	7.58

Tabuľka 12: Vplyv použitia vlnky bior3.9 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior3.9</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.353	0.19	0.35	5.2113	2.87
0.10	2.178	0.42	0.40	5.6481	3.72
0.15	2.9143	0.72	0.45	6.0407	4.51
0.20	3.5786	1.18	0.50	6.4005	5.49
0.25	4.1709	1.62	0.55	6.7316	6.52
0.30	4.7176	2.22	0.60	7.033	7.68

Výsledky použitia vlnky *bior4.4*, *bior5.5* a *bior6.8* sú zaznamenané v tab. 13, 14 a 15. Priemerné CR dosahovalo hodnotu 5,8 a PRD 3,5%.

Tabuľka 13: Vplyv použitia vlnky bior4.4 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior4.4</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3980	0.20	0.35	6.5228	3.37
0.10	2.5430	0.46	0.40	7.0144	4.19
0.15	3.5933	0.79	0.45	7.4493	5.23
0.20	4.5057	1.36	0.50	7.8401	6.40
0.25	5.2840	1.95	0.55	8.1902	7.74
0.30	5.9484	2.64	0.60	8.5031	9.20

Tabuľka 14: Vplyv použitia vlnky bior5.5 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior5.5</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3808	0.20	0.35	6.8051	3.47
0.10	2.6349	0.45	0.40	7.2920	4.35
0.15	3.7640	0.83	0.45	7.7094	5.42
0.20	4.7194	1.29	0.50	8.0835	6.60
0.25	5.5400	1.88	0.55	8.4201	7.78
0.30	6.2246	2.67	0.60	8.7282	9.30

Tabuľka 15: Vplyv použitia vlnky bior6.8 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka bior6.8</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3835	0.20	0.35	6.1665	3.25
0.10	2.4696	0.44	0.40	6.6177	4.10
0.15	3.4492	0.78	0.45	7.0169	5.11
0.20	4.2962	1.24	0.50	7.3793	6.13
0.25	5.0146	1.83	0.55	7.7122	7.32
0.30	5.6383	2.50	0.60	8.0093	8.65

Ako posledné boli testované ortogonálne vlnky *db1*, *db4* a *db15*, ktorých výsledky sú zobrazené v tab. 16, 17 a 18. Vlnka *db1* dosahovala priemerné CR 3,9 a PRD 3,6%, pri vlnke *db4* to boli hodnoty 5,34 pre CR a 3,4% PRD a u vlnky *db15* bolo dosiahnuté priemerné CR 4,5 a PRD 3,04%.

Tabuľka 16: Vplyv použitia vlnky db1 na hodnotu CR a PRD

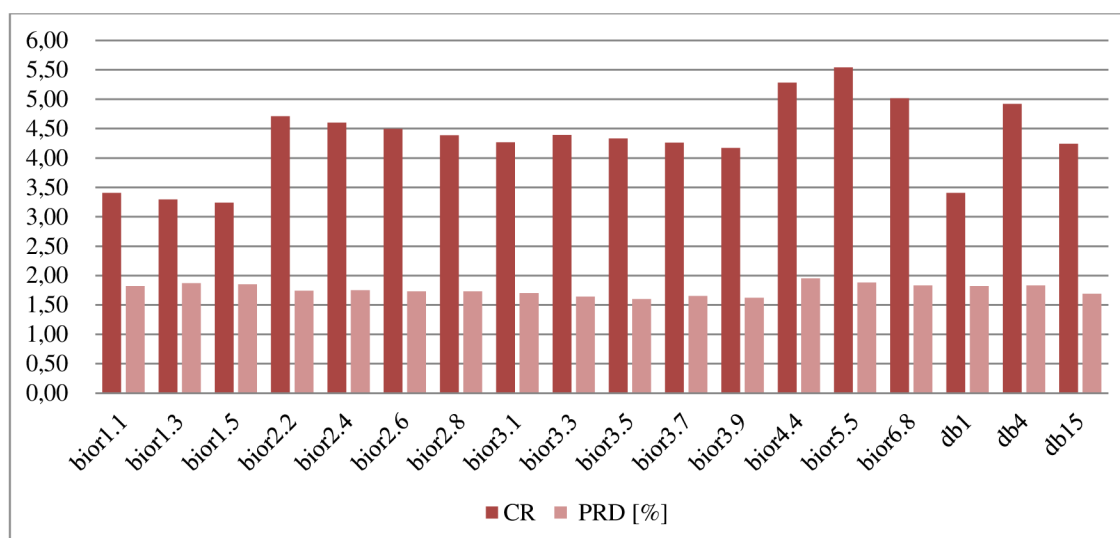
<i>vlnka db1</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.0548	0.27	0.35	4.2847	3.34
0.10	1.7295	0.52	0.40	4.6705	4.3
0.15	3.3459	0.92	0.45	5.0314	5.3
0.20	2.901	1.33	0.50	5.3765	6.54
0.25	3.4026	1.82	0.55	5.6998	7.71
0.30	3.8666	2.58	0.60	6.0019	9.14

Tabuľka 17: Vplyv použitia vlnky db4 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka db4</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3530	0.20	0.35	6.0557	3.21
0.10	2.4113	0.45	0.40	6.5078	4.03
0.15	3.3739	0.80	0.45	6.9140	4.87
0.20	4.2110	1.31	0.50	7.2742	6.16
0.25	4.9209	1.83	0.55	7.6101	7.25
0.30	5.5334	2.49	0.60	7.9104	8.50

Tabuľka 18: Vplyv použitia vlnky db15 na hodnotu CR a PRD

<i>vlnka db15</i>					
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.05	1.3071	0.19	0.35	5.1181	3.03
0.10	2.2322	0.42	0.40	5.4548	3.73
0.15	3.0281	0.76	0.45	5.7553	4.47
0.20	3.6907	1.22	0.50	6.0356	5.38
0.25	4.2425	1.69	0.55	6.2888	6.08
0.30	4.7157	2.38	0.60	6.5236	7.15



Obrázok 12: Vplyv použitia vlnky na CR a PRD pri hodnote prahu 0,25

Z nameraných hodnôt zobrazených v tabuľkách 1 až 18 je zrejmé, že výber vlnky vplýva na výslednú hodnotu CR a PRD. Ich hodnoty boli pre každú vlnku spriemerované a navzájom porovnané. Najnižšie hodnoty CR boli zaznamenané pri použití vlniek *bior1.1* a *bior1.3*, PRD dosahovalo v porovnaní s CR príliš vysoké hodnoty. Naopak tomu bolo pri použití vlniek *bior4.4* a *bior5.5*, u ktorých bol dosiahnutý vyšší kompresný pomer a hodnoty PRD boli k výslednému CR primeranejšie. Na obr. 12 sú zobrazené hodnoty CR a PRD pri prahu 0,25 σ pre každú použitú vlnku. Táto hodnota prahu bola zvolená z dôvodu, že od hodnoty prahu 0,3 σ dochádza k prudkému nárastu skreslenia. Hodnoty CR a PRD zaznamenané na obr. 12 potvrdili, že pre ďalšie testovanie je vhodné použitie vlniek *bior4.4* a *bior5.5*.

5.1.2 Testovanie vplyvu hodnoty prahu na efektivitu kompresie

Na základe výsledkov z podkapitoly 5.1.1 boli pre ďalšie testovania vybrané vlnky *bior4.4* a *bior5.5*. Taktiež bolo dokázané, že s vyššou hodnotou prahu vzrastá nielen CR, ale aj PRD. Pre ďalšie testovanie boli zvolené hodnoty prahu od 0,01 σ do 0,6 σ s krokom 0,01.

Tabuľka 19: Vplyv hodnoty prahu na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior4.4

TESTOVANIE PRAHU s použitím vlnky bior4.4								
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.01	0.6230	0.1100	0.21	4.6733	1.4600	0.41	7.1049	4.3500
0.02	0.7683	0.1200	0.22	4.8294	1.5600	0.42	7.1944	4.5500
0.03	0.9590	0.1400	0.23	4.9904	1.6800	0.43	7.2838	4.8000
0.04	1.1738	0.1800	0.24	5.1395	1.8100	0.44	7.3651	5.0400
0.05	1.3980	0.2000	0.25	5.2840	1.9500	0.45	7.4493	5.2300
0.06	1.6244	0.2400	0.26	5.4253	2.0500	0.46	7.5353	5.4600
0.07	1.8587	0.3000	0.27	5.5654	2.2200	0.47	7.6113	5.6500
0.08	2.0916	0.3500	0.28	5.6990	2.3900	0.48	7.6867	5.8600
0.09	2.3202	0.3900	0.29	5.8284	2.5100	0.49	7.7655	6.1200
0.10	2.5430	0.4600	0.30	5.9484	2.6400	0.50	7.8401	6.4000
0.11	2.7620	0.5300	0.31	6.0724	2.8100	0.51	7.9136	6.6700
0.12	2.9762	0.5900	0.32	6.1838	2.9500	0.52	7.9796	6.8800
0.13	3.1893	0.6500	0.33	6.3022	3.0700	0.53	8.0509	7.1800
0.14	3.3950	0.7400	0.34	6.4119	3.2200	0.54	8.1198	7.4500
0.15	3.5933	0.7900	0.35	6.5228	3.3700	0.55	8.1902	7.7400
0.16	3.7882	0.8900	0.36	6.6250	3.5000	0.56	8.2559	8.0100
0.17	3.9720	0.9900	0.37	6.7264	3.6500	0.57	8.3187	8.3400
0.18	4.1608	1.1200	0.38	6.8262	3.8300	0.58	8.3825	8.6600
0.19	4.3333	1.2200	0.39	6.9211	3.9600	0.59	8.4415	8.9500
0.20	4.5057	1.3600	0.40	7.0144	4.1900	0.60	8.5031	9.2000

Výsledky zapísané v tabuľke 19 ukazujú, ako sa s rastúcou hodnotou prahu menia hodnoty kompresného pomeru a skreslenia, resp. rastú. Výsledný kompresný pomer a skreslenie boli merané pri nastavení vlnky *bior4.4*. Hodnoty PRD pri nastavení hodnôt prahu do $0,17\sigma$ dosahujú maximálne 1%. Taktiež do tejto hodnoty prahu vzrastá skreslenie pomaly. Hodnoty PRD do 2% sú dosahované pri nastaveniach prahu po hodnotu $0,25\sigma$. Skreslenie 3% je dosiahnuté už pri nastavení prahu na $0,33\sigma$, teda od hodnôt $0,25\sigma$ je pozorovateľný prudký nárast skreslenia, ktoré je pri najvyšších nastavených hodnotách prahu neprimerané ku kompresnému pomeru.

Tabuľka 20: Vplyv hodnoty prahu na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky bior5.5

TESTOVANIE PRAHU s použitím vlnky bior5.5								
Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]	Prah	CR	PRD [%]
0.01	0.6126	0.1100	0.21	4.8973	1.4100	0.41	7.3817	4.5600
0.02	0.7436	0.1300	0.22	5.0614	1.4900	0.42	7.4678	4.7500
0.03	0.9285	0.1500	0.23	5.2279	1.6100	0.43	7.5560	4.9700
0.04	1.1476	0.1700	0.24	5.3890	1.7600	0.44	7.6311	5.1500
0.05	1.3808	0.2000	0.25	5.5400	1.8800	0.45	7.7094	5.4200
0.06	1.6230	0.2400	0.26	5.6892	2.0100	0.46	7.7901	5.5700
0.07	1.8816	0.2800	0.27	5.8315	2.1700	0.47	7.8655	5.8200
0.08	2.1354	0.3400	0.28	5.9682	2.3100	0.48	7.9414	6.1300
0.09	2.3904	0.4000	0.29	6.1002	2.4700	0.49	8.0152	6.3800
0.10	2.6349	0.4500	0.30	6.2246	2.6700	0.50	8.0835	6.6000
0.11	2.8743	0.5100	0.31	6.3518	2.8200	0.51	8.1542	6.8500
0.12	3.1054	0.5900	0.32	6.4692	2.9900	0.52	8.2160	7.0400
0.13	3.3326	0.6700	0.33	6.5843	3.1400	0.53	8.2907	7.2800
0.14	3.5505	0.7400	0.34	6.6947	3.3100	0.54	8.3546	7.5400
0.15	3.7640	0.8300	0.35	6.8051	3.4700	0.55	8.4201	7.7800
0.16	3.9672	0.9100	0.36	6.9109	3.6500	0.56	8.4810	8.0800
0.17	4.1573	0.9900	0.37	7.0127	3.8000	0.57	8.5445	8.4000
0.18	4.3547	1.0800	0.38	7.1110	4.0000	0.58	8.6083	8.6800
0.19	4.5375	1.1800	0.39	7.2035	4.1800	0.59	8.6677	8.9900
0.20	4.7194	1.2900	0.40	7.2920	4.3500	0.60	8.7282	9.3000

V tabuľke 20 sú opäť zaznamenané výsledky CR a PRD pre rôzne hodnoty prahu, a to pri použití vlnky *bior5.5*. Dosahované hodnoty CR boli o niekoľko desiatín vyššie ako pri testovaní s vlnkou *bior4.4*, rovnako aj hodnoty PRD. Skreslenie nanajvyš 1% bolo dosiahnuté do nastavenia hodnoty prahu $0,18\sigma$, 2% do hodnoty prahu $0,26\sigma$ a hodnota PRD 3% bola dosiahnutá už pri nastavení prahu $0,32\sigma$, skreslenie teda opäť prudko vzrastalo.

Pre ďalšie testy boli zvolené hodnoty prahu, kedy skreslenie dosahovalo približne 2%, a teda hodnota $0,25\sigma$ pre vlnku *bior4.4* a $0,26\sigma$ pre vlnku *bior5.5*. Vyvodenie záveru bolo na základe očakávania zníženia skreslenia pri zvyšujúcom sa stupni dekompozície, taktiež na základe údajov o hodnotách CR a PRD pre rôzne algoritmy uvedených v [9], [15] a [17] a tiež vzhľadom k dosiahnutým hodnotám kompresného pomeru, ktorého hodnota rástla pomalšie ako hodnota skreslenia.

5.1.3 Testovanie vplyvu stupňa dekompozície na efektivitu kompresie

V tejto časti sú uvedené výsledky testovania vplyvu počtu pásiem transformácie na výsledný kompresný pomer a skreslenie. Testy prebiehali pri použití vlnky *bior4.4* s nastavením hodnoty prahu $0,25\sigma$ a pre vlnku *bior5.5* pri hodnote prahu $0,26\sigma$.

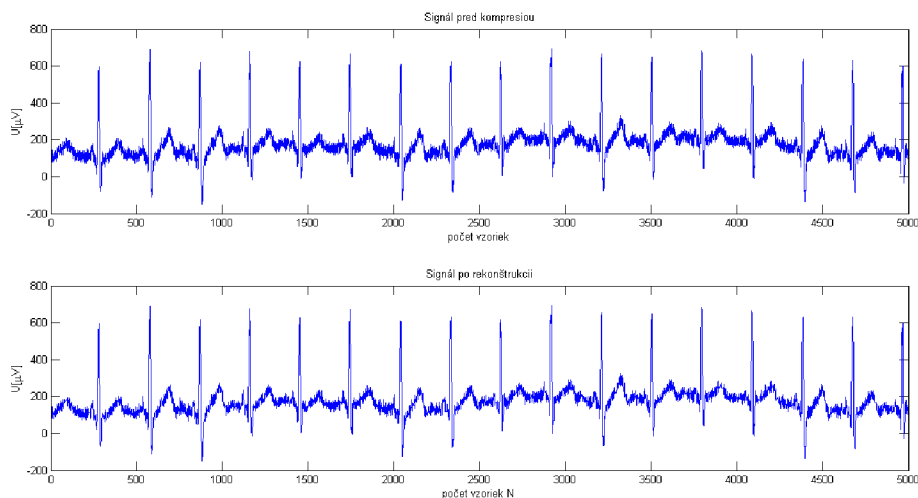
V tabuľkách 21 a 22 sú uvedené hodnoty CR a PRD pre počty pásiem 3, 4, 5, 6, 7, 8 a 9. V oboch tabuľkách je možné pozorovať maximálnu dosiahnutú hodnotu kompresného pomeru pri stupni dekompozície 5, do tejto hodnoty CR rastie a pri vyšších hodnotách klesá. Naopak je to u hodnôt PRD, skreslenie s rastúcim počtom pásiem najskôr klesá, od počtu pásiem 10 opäť mierne vzrastie a ďalej sa nemení.

Tabuľka 21: Vplyv počtu pásiem na hodnotu CR a PRD pri použití vlnky *bior4.4* a hodnote prahu $0,25\sigma$

Vlnka <i>bior4.4</i>, prah 0.25		
St. dekompozície	CR	PRD [%]
3	3.6452	5.6200
4	4.8722	2.9100
5	5.2840	1.9500
6	5.2605	1.4400
7	5.1897	1.2700
8	5.1100	1.1700
9	5.0375	1.1000

Pri nastavení vlnky *bior4.4* a hodnoty prahu $0,25\sigma$ bol najvyšší dosiahnutý kompresný pomer 5,2840 so skreslením 1,95 %. Avšak pri stupni rozkladu 6 bola hodnota CR nižšia iba o dve stotiny a skreslenie dosahovalo 1,44 %. Na základe týchto výsledkov bude *CSE* databáza komprimovaná pri nastavení vlnky *bior4.4* s hodnotou prahu v okolí $0,25\sigma$ a stupňom dekompozície 6.

Na obr. 13 je zobrazený prvý zvod EKG signálu zo súboru *MOI_003_12* pri danom nastavení, je možné na ňom porovnať signál pred kompresiou a po jeho rekonštrukcii. Na obrázku je viditeľné, že tvar signálu sa nezmenil, je však možné pozorovať vyhladenie signálu a mierne zmenšenie extrémov v signáli.

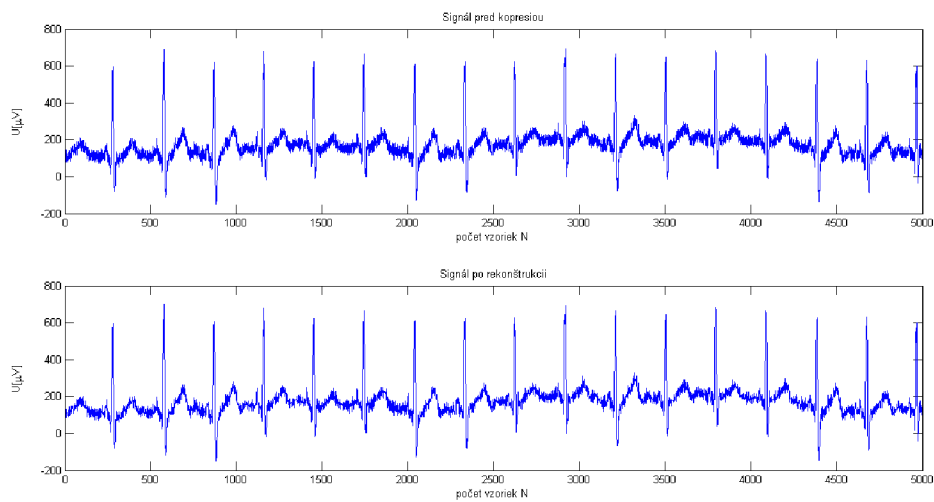


Obrázok 13: Signál pred kompresiou a po rekonštrukcii

Z tabuľky 22 je možné vyčítať, že pri použití vlnky *bior5.5* a nastavení prahu $0,26\sigma$ je opäť maximálna hodnota kompresného pomeru zaznamenaná pri stupni rozkladu 5, a to 5,6892 so skreslením 2,01%. Komprimácia *CSE databázy* bude s použitím vlnky *bior5.5* prebiehať pri nastavení prahu v okolí hodnoty $0,26\sigma$ a stupni dekompozície 7, kedy dosahovala hodnota kompresného pomeru 5,5833 a skreslenie 1,4%.

Tabuľka 22: Vplyv počtu pásiem na hodnotu *CR* a *PRD* pri použití vlnky *bior5.5* a hodnote prahu $0,26\sigma$

Vlnka <i>bior5.5</i>, prah 0.26		
St. dekompozície	CR	PRD [%]
3	3.7939	6.1800
4	5.1821	3.2500
5	5.6892	2.0100
6	5.6672	1.5700
7	5.5833	1.4000
8	5.4862	1.2600
9	5.3913	1.2700



Obrázok 14: Signál pred kompresiou a po rekonštrukcii

Na obr. 14 je opäť zobrazený prvý zvod signálu EKG zo súboru *MO1_003_12*, tentoraz pri nastavení materskej vlnky *bior5.5*, prahu $0,26\sigma$ a počte stupňa rozkladu 7. Na obrázku je opäť viditeľné, že rekonštruovaný signál je o niečo čistejší, jeho tvar však stále zodpovedá originálu.

6 KOMPRESIA CSE DATABÁZY

Táto kapitola je venovaná aplikovaniu nastavení, ktoré boli v kapitole 5 vyhodnotené ako najvhodnejšie pre komprimáciu databázy CSE. Táto databáza pozostáva približne z 1000 krátkych 12 alebo 15 zvodových EKG záznamov. Signály sú uložené v súbore *.mat, obsahuje 3750 riadkov, z ktorých každý predstavuje jeden zvod signálu, a každý zvod obsahuje 5000 vzoriek. Objem dát súboru CSE.mat je 27,9 MB.

6.1 Aplikovanie nastavení pri použití vlnky bior4.4

Kompresia prebiehala podľa nastavení uvedených v kapitole 5.1.3. Keďže bol pri kompresii CSE databázy s týmito nastaveniami dosiahnutý vyšší kompresný pomer a nižšie skreslenie, komprimácia prebiehala pre hodnoty prahu v okolí $0,25\sigma$. Výsledky efektivity a stratovosti kompresie sú uvedené v tabuľke 23, ktorá tiež obsahuje údaj o objeme dát po kompresii.

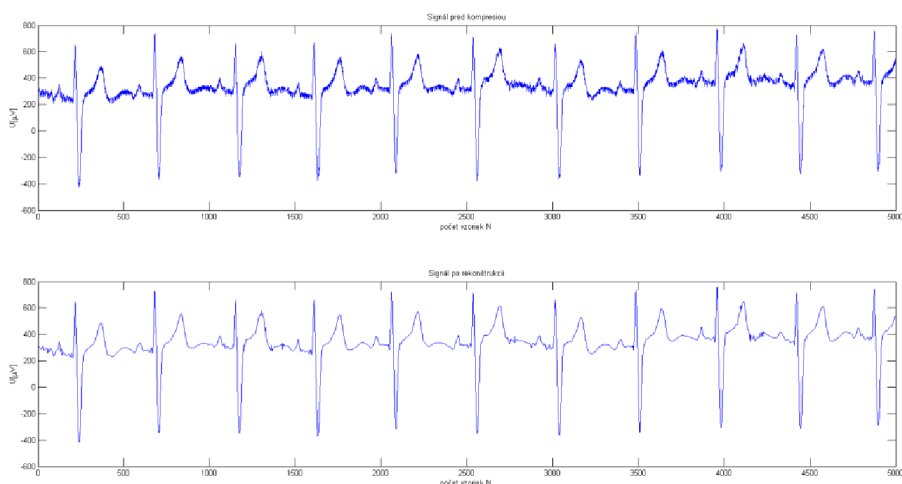
S rastúcou hodnotou prahu opäť rástol i kompresný pomer a skreslenie, dosiahnuté výsledky však bol lepšie, ako výsledky dosiahnuté u signálov na testovanie.

V tabuľke je viditeľné, že najlepšie výsledky boli dosiahnuté pri hodnote prahu $0,32\sigma$, kedy bola vypočítaná hodnota kompresného pomeru 9,5965 so skreslením 1,97% a objemom dát po kompresii 2,9073 MB. Hodnota PRD do 1,5% bola dosahovaná pri nastavení prahu pod $0,27\sigma$ s najmenším objemom dát o hodnote 3,3546 MB.

Tabuľka 23: Výsledky kompresie CSE databázy pri použití vlnky bior4.4 a stupni dekompozície 6

St. dekompozície 6, bior4.4							
Prah	CR	PRD [%]	Objem dát po kompresii [MB]	Prah	CR	PRD [%]	Objem dát po kompresii [MB]
0.23	7.5817	1.22	3.6799	0.28	8.7683	1.63	3.1819
0.24	7.8351	1.31	3.5609	0.29	8.9872	1.72	3.1044
0.25	8.0781	1.38	3.4538	0.30	9.1938	1.78	3.0347
0.26	8.3169	1.45	3.3546	0.31	9.4038	1.90	2.9669
0.27	8.5432	1.54	3.2658	0.32	9.5965	1.97	2.9073

Na obr. 15 je zobrazený prvý zvod druhého signálu z *databázy CSE*, ktorého kompresia prebiehala pri nastavení materskej funkcie *bior4.4*, prahu $0,27\sigma$ a stupni dekompozície 6. Obrázok porovnáva signál pred kompresiou a po rekonštrukcii. Rekonštruovaný signál opäť tvarovo zodpovedá signálu pôvodnému a jeho priebeh je čistejší a hladší.



Obrázok 15: Prvý zvod signálu č.2 z databázy CSE

6.2 Aplikovanie nastavení pri použití vlnky *bior5.5*

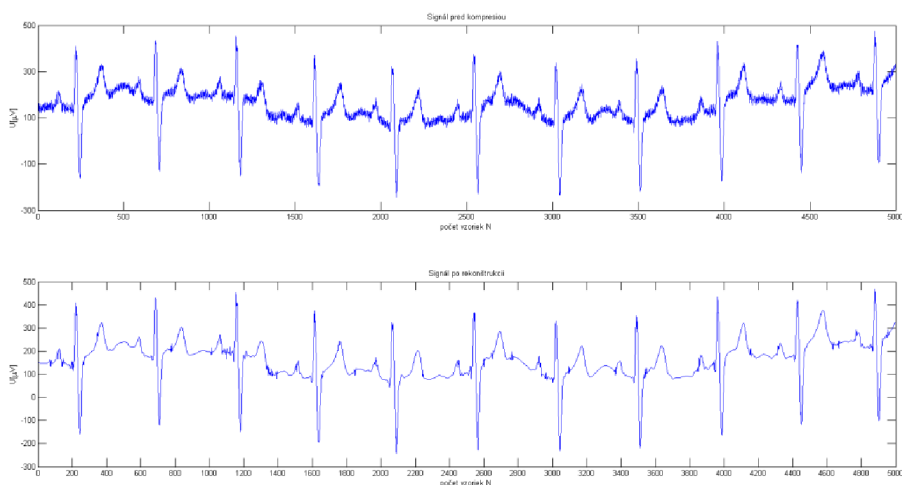
Ďalšie meranie prebiehalo s nastavením materskej funkcie *bior5.5*, počtom pásiem 7 a v okolí, resp. od hodnoty prahu $0,26\sigma$. Výsledky tohto merania s uvedené v tabuľke 24. Je možné z nej vyčítať, že skreslenie do hodnoty 2% je dosiahnuté s nastavením prahu po hodnotu $0,35\sigma$ a zároveň je v tejto hodnote dosiahnutý kompresný pomer $10,4436$ s objemom dát $2,6715$ MB.

Skreslenie do hodnoty 1,5% je možné dosiahnuť nastavením hodnoty prahu pod $0,30\sigma$, a to s maximálnou hodnotou kompresného pomeru $9,2935$ a najmenším objemom dát $3,0021$ MB.

Tabuľka 24: Výsledky kompresie CSE databázy pri použití vlnky bior5.5 a stupni dekompozície 7

<i>St. dekompozície 7, bior5.5</i>							
Prah	CR	PRD [%]	Objem dát po kompresii [MB]	Prah	CR	PRD [%]	Objem dát po kompresii [MB]
0.26	8.6134	1.27	3.2391	0.31	9.7054	1.63	2.8747
0.27	8.8447	1.33	3.1544	0.32	9.8944	1.74	2.8198
0.28	9.0721	1.39	3.0754	0.33	10.0846	1.81	2.7666
0.29	9.2935	1.46	3.0021	0.34	10.2614	1.89	2.7189
0.30	9.5001	1.55	2.9368	0.35	10.4436	1,98	2.6715

Obr. 16 zobrazuje porovnanie pôvodného a rekonštruovaného signálu, konkrétne sa jedná o prvý zvod prvého signálu z databázy CSE. Opäť je na obrázku možné pozorovať zachovanie tvaru a vyhladenie priebehu signálu.



Obrázok 16: Prvý zvod signálu č.1 z databázy CSE

Na záver je možné konštatovať, že najlepšie výsledky kompresie boli dosiahnuté pri použití vlnky *bior5.5*. Ďalej je možné podľa požiadaviek a maximálnej prípustnej hodnoty skreslenia upravovať stupeň dekompozície a nastavenia hodnoty prahu.

ZÁVER

Táto práca bola venovaná kompresii EKG signálov. Teoretická časť sa zaoberala popisom princípu elektrokardiografie, kompresných metód, vlnkovej transformácie a kompresie prúdovým kódovaním.

V rámci praktickej časti tejto práce bol navrhnutý algoritmus pre kompresiu a dekompresiu EKG signálov, resp. CSE databázy. Algoritmus bol vytvorený v programovacom rozhraní MATLAB a prevedený aplikovaním vlnkovej transformácie, ktorá je prostriedkom na prevedenie signálu do časovo-frekvenčnej oblasti a jej výstupom sú koeficienty. Práve na tie bolo aplikované prahovanie, proces, v ktorom sú koeficienty o hodnotách nižších ako požadovaný prah nahradené nulou, čím vznikajú dlhé nulové sekvencie dát. Takto upravené dáta sú vhodné pre kompresiu prúdovým kódovaním, ktoré bolo uplatnené ako ďalší krok. Výstupom kompresie sú komprimované dáta. Proces rekonštrukcie je realizovaný inverznými procesmi a to prúdovým dekódovaním a inverznou vlnkovou transformáciou. Nakoľko je tento kompresný algoritmus stratový, bola sledovaná hodnota relatívnej strednej kvadratickej chyby PRD. Efektivita kompresie bola hodnotená kompresným pomerom CR.

Ďalej bol testovaný vplyv nastavení vlnkovej transformácie na výslednú hodnotu CR a PRD. Najskôr prebiehali testy vplyvu materských funkcií, na základe ich výsledkov boli ako najvhodnejšie pre ďalšie použitie vyhodnotené biortogonálne vlnky s označením *bior4.4* a *bior5.5*, pri použití ktorých bol zaznamenaný najvyšší dosiahnutý kompresný pomer, resp. najnižšie skreslenie. S týmto nastavením nasledovalo testovanie vplyvu hodnoty prahu, ktoré prebiehalo pre hodnoty od $0,01\sigma$ do $0,6\sigma$. Tieto hodnoty boli zvolené z dôvodu, že pri vyšších hodnotách prahu dochádza k vysokému skresleniu, ktoré je neprimerané dosiahnutému kompresnému pomeru. Nastavenie hodnoty prahu však závisí na tom, aká maximálna hodnota PRD je povolená. V tejto práci to bolo 1,5%, a 2% vzhľadom k dosiahnutému kompresnému pomeru a ďalej sa pracovalo s hodnotami prahu v okolí, resp. nad $0,25\sigma$.

Následne bol testovaný vplyv stupňa dekompozície a bolo zvolené nastavenie algoritmu pre kompresiu databázy CSE. Databáza CSE s objemom dát 27,9 MB bola komprimovaná pri rôznych nastaveniach algoritmu, a to pri nastavení materskej funkcie *bior4.4* so stupňom dekompozície 6, a pri nastavení vlnky *bior5.5* so stupňom dekompozície 7, v oboch prípadoch pre rôzne hodnoty prahu. Lepší kompresný pomer s nižším skreslením bol dosiahnutý v prípade použitia vlnky *bior5.5*, kedy bol pri skreslení 1,98% dosiahnutý kompresný pomer 10,4436 a objem komprimovaných dát dosahoval 2,6715 MB.

Kompresný pomer by bolo ďalej možné zvýšiť zaradením kvantizácie koeficientov vlnkovej transformácie do kompresného algoritmu, resp. dekvantizácie do dekompresného algoritmu. Cenou za lepší kompresný pomer by však bolo väčšie skreslenie.

Zoznam použitej literatúry

- [1] KOZUMPLÍK, J.: *Analýza biologických signálů [online]*, Dostupné z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz>.
- [2] HABERL, R.: *EKG do kapsy*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2012, 281 s. ISBN 9788024741925.
- [3] HAMPTON, J. R.: *EKG stručně, jasně, přehledně*. 7. vyd. Praga: Grada, 2013, 192 s. IBSN 978-80-247-4246-5.
- [4] ŠIMURDA, J.: *Bioelektrické javy [online]*, Dostupné z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz>.
- [5] SAYOOD, K.: *Encyclopedia of Information Systems, Volume 1. Data Compression*. Elsevier Science, USA. 2003, 22 s.
- [6] SALOMON, D. *Data Compression - The Complete Reference*. London: Springer, 2007. 1092 p. 4.ed. ISBN 1-84628-602-5.
- [7] SAYOOD, K.: *Introduction to Data Compression*. University of Nebraska, Morgan Kaufmann. 2006. 703 p. 3.ed. ISBN 978-0-12-620862-7.
- [8] ABO-ZAHHAD, M.: *Discrete Wavelet Transforms - Theory and Applications: ECG Signal Compression Using Discrete Wavelet Transform*. University of Assiut, Egypt. 2011. 27s.
- [9] HRUBEŠ, J., VÍTEK, M., KOZUMPLÍK, J.: *Vliv komprese signálů EKG na diagnózu [online]*. *ÚBMI, Vysoké učení technické*. 2010. ISSN 1213-1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz>.
- [10] BLELLOCH, G. E.: *Introduction to Data Compression [online]*. Carnegie Mellon University. 2013. Dostupné z: <http://cmu.edu>.
- [11] KOZUMPLÍK, J.: *Pokročilá analýza biologických signálů: Vlnková transformace - komprese dat*. *Prednáška, Vysoké učení technické*. Dostupné z: <http://www.vutbr.cz/elearning>.

- [12] ŠMÍD, R.: *Úvod do vlnkové transformace [online]*. Dostupné z: <http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/wavelet-intro-html.html>.
- [13] KOZUMPLÍK, J.: *Multitaktní systémy [online]*. *ÚBMI, Vysoké učení technické*. 2005. 57 s. Dostupné z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz>.
- [14] KOZUMPLÍK, J.: *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Habilitační práce. Brno, *Vysoké učení technické*. 2005. 27 s. ISBN 80-214-3045-1.
- [15] RAJOUB, B.A.: *An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. roc. 49, c. 4, 2002. s. 355-362. ISSN 0018-9294.
- [16] MISITI, M., MISITI, Y., OPPENHEIM, G., POGGI, J.M.: *MATLAB: Wavelet toolbox, User's Guide [online]*. 2014. 617 s. Dostupné z: <http://www.mathworks.com>.
- [17] PRIYANKA, SAINI, I.: *Analysis ECG Data Compression Techniques*. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*. 2013. 5 s. ISSN 2250-2459
- [18] SHOEB, G., CLIFFORD, G.: *Wavelets, Multiscale Activity in Physiological signal*. *Biomedical signal and Image Processing*. 2006. 29 s.
- [19] BLANCO-VELASCO, M., CRÚZ.ROLDÁN, F., et al.: *On the use of PRD and CR parameters for ECG compression*. *Medical Engineering and Physics*. 2005. 5s. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com>.

Prílohy

Priložené CD obsahuje elektronickú verziu bakalárskej práce, použitý program, resp. skript, prostredníctvom ktorého sa program spúšťa, a použité funkcie. Ďalej sú na CD priložené signály databázy CSE.