

# Kompresie medicínských obrazových dat s vyšší kvalitou ve vybraných oblastech.

*Ing. Radomír Kurečka, Ing. Jiří Kozumplík, CSc.*  
Ústav biomedicínského inženýrství  
Fakulta elektrotechniky a informatiky VUT v Brně  
Purkyňova 118, 612 00 Brno  
e-mail:kurecka@dbme.fee.vutbr.cz

## Abstrakt

Implementace nových algoritmů pro rychlejší a kvalitnější kompresi obrazových dat, využití vlnkové transformace v těchto algoritmech a implementace algoritmů komprese obrazových dat s minimalizovanou chybou ve vybraných oblastech je současný trend výzkumu v oblasti zpracování obrazových dat.

Tento článek pojednává o implementaci algoritmu SPIHT pro kompresi obrazových dat s rozdílnou kvalitou ve vybraných oblastech.

Využití tohoto algoritmu se předpokládá především v oblastech, kde charakter obrazových dat umožňuje stanovit regiony, které jsou pro budoucí využití komprimovaného obrazu důležitější, nežli zbytek obrazových dat, přičemž je nutno i tento zbytek dat ve výsledném obraze v určité kvalitě zachovat. Typickým využitím tak mohou být medicínská obrazová data (UZV, CT, NMRi, RTG apod.), na kterých lékař vyznačí diagnosticky zajímavé oblasti, které je nutno zachovat s minimální chybou.

Při vývoji a testování algoritmů byl použit programový prostředek Matlab s wavelet toolboxem.

## Klíčová slova:

vlnky, vlnková transformace, komprese obrazů, vektorová kvantizace, SPIHT, snímání koeficientů, ROI - region of interest.

## 1 Kompresie obrazů použitím vlnkové transformace

Tato práce navazuje na předchozí výzkumy v oblasti komprese obrazových dat pomocí vlnkové transformace [1, 2, 3, 4]. Vlnková transformace byla zvolena pro své vynikající kvality ve srovnání s běžnou Fourierovou transformací. V této práci jsme se zabývali obecně ztrátovou kompresí. Při kompresi tedy dochází ke ztrátám informace, přičemž snahou je, aby tato ztráta byla co nejmenší při vysokém kompresním poměru.

### 1.1 Blokové schéma komprese obrazů

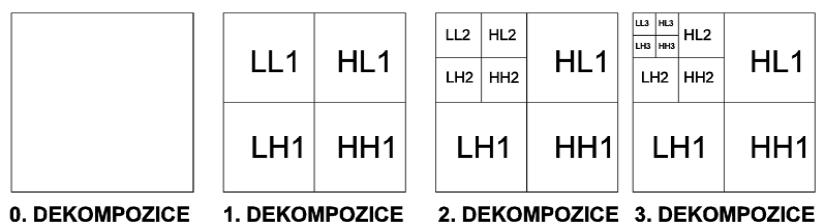
Návrh algoritmu ztrátové komprese s použitím vlnkové transformace lze v podstatě rozdělit na 3 části:

1. Volba konkrétního typu vlnkové transformace, tj. výběr vhodného typu použitých vlnků či korespondujících bank rozkladových a rekonstrukčních filtrů, a výběr vhodné stromové struktury rozkladu (dyadická, paketová).
2. Výběr strategie kvantování koeficientů.
3. Výběr způsobu bezztrátového kódování, které bývá posledním krokem kódovacího řetězce.

Vlastní kompresi obrazů použitím vlnkové transformace můžeme tedy rozdělit do tří samostatných částí, jak je ukázáno na obr. 1: transformace, kvantování koeficientů a komprese – odstranění redundance.



Obrázek 1: Blokové schéma komprese obrazů



Obrázek 2: Dekompozice obrazu

## 1.2 Transformace

V části transformace probíhá vlastní vlnková transformace, jejímž výstupem jsou koeficienty vlnkové transformace. Z původního obrazu se vytvoří  $3n+1$  podpásem (*subband, composition*). Uspořádání jednotlivých kompozic podpásem je zřejmé z obr. 2.

2-D filtrace rozděluje obraz do průměrného signálu (*average signal*)  $f_{LL}$  a tří detailních signálů (*detail signal*), které jsou směrově senzitivní:  $f_{LH}$  zdůrazňuje horizontální rysy obrazu, zatímco  $f_{HL}$  vertikální a  $f_{HH}$  diagonální. Symbol H značí filtraci horní propustí, L dolní propustí, první symbol v příslušném kvadrantu představuje filtraci po řádcích a druhý filtraci po sloupcích. Při dyadickém rozkladu je kvadrant LL1 (dolní frekvenční pásmo v obou směrech) dále rozkládán, podobně jako LL2, atd.

Všeobecně je dáována přednost biortogonálním vlnkám, tj. bankám rozkladových a rekonstrukčních filtrů se symetrickými impulsními charakteristikami. Důležitá je totiž lineární fázová charakteristika každého z těchto filtrů.[2].

Kromě volby vhodného typu rozkladových a rekonstrukčních filtrů je důležitá i volba počtu stupňů rozkladu obrazu.

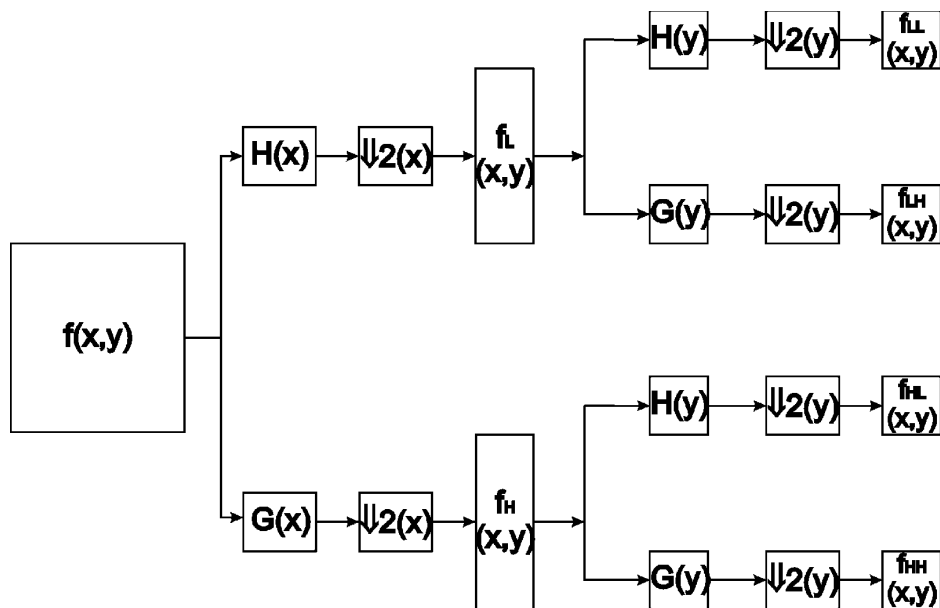
### 1.2.1 Ošetření přesahu

Filtrací vzniká přechodový děj, jehož délka roste s polovinou délky impulsní charakteristiky filtru. Lze tedy ukládat komprimovaná data i s okrajovými ději nebo ošetřit data před každou filtrací symetrickým rozšířením za okraje filtrovaného obrazu a ukládat data bez okrajových dějů. Poté je roven počet pixelů originálního obrazu počtu pixelů obrazu po WT.

Při realizaci WT v prostředí Matlabu se ukázalo, že tento produkt, přesněji řečeno jeho vlnková nastavba, neřeší problém přesahu koeficientů – okrajového efektu (*border effect*), resp. řeší jej nedostatečně. Bylo proto nutno použít přepracované funkce a procedury. Princip metody ošetření přesahu je podrobně popsán v [3] a [6]. Řeší se symetrickým zrcadlením okrajových pixelů vstupního obrazu ještě před vlastní filtrací. Pro aplikaci následujících algoritmů, především algoritmu SPIHT, popsaného v kapitole 1.5, je zapotřebí mít přesný požadovaný počet vzorků zvláště s respektem na dekompoziční strukturu zobrazenou na obr. 2.

## 1.3 Kvantizace koeficientů

V této části probíhá vlastní komprese, částečně doplněná bezztrátovou kompresí v části kódování. V případě ztrátové komprese dochází v této části ke ztrátě informace. Po vlnkové



Obrázek 3: Dopředná vlnková transformace použitím QMF

transformaci je energie původního obrázku koncentrována v relativně malém počtu koeficientů. Vlastní komprese je zřetelná z přítomnosti velmi malého počtu koeficientů s velkou hodnotou.

#### 1.4 Kódování

Hlavním úkolem této sekce je odstranění redundance v datech. Při kódování přiřazujeme posloupnosti koeficientů jinou posloupnost symbolů - kódové znaky. V digitální sféře pracujeme výhradně s dvouznačkovou abecedou - 1 a 0. Pracujeme tedy s binárními kódy. Zdrojový znak pak vyjadřujeme posloupnosti těchto symbolů.

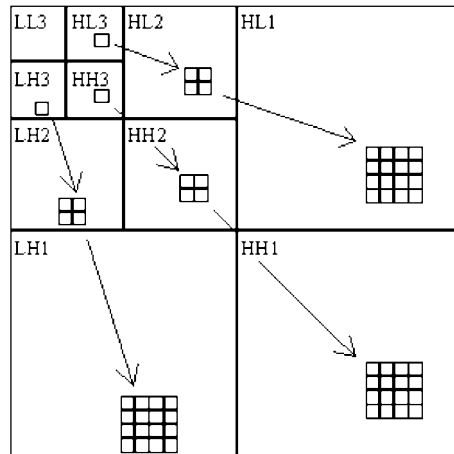
Ukazuje se, že i v této sekci probíhá komprese. Je to ovšem bezztrátová komprese (*lossless compression*). Mnoho koeficientů je po kvantizaci nulových. Pro efektivní kódování je nutno tyto koeficienty sdružit. Tomuto procesu se říká snímání koeficientů, v ang. literatuře *scanning*. Dosahuje se tak posloupnosti vysoce korelovaných koeficientů, což umožňuje mnohem efektivnější kódování.

#### 1.5 Algoritmus SPIHT

Algoritmy EZW a SPIHT jsou dva velmi dobře známé algoritmy vektorové kvantizace a zároveň snímání koeficientů. Algoritmus SPIHT (*Set partitioning in hierarchical trees*) [5] principiálně vychází ze Shapirova EZW. Algoritmus umožňuje přerušit kódovací proces v libovolném okamžiku. Důvodem k tomuto přerušení je nejčastěji dosažení požadovaného kompresního poměru.

Bitů jsou v datovém proudu uloženy v pořadí co do důležitosti, což má velký význam při přenosu. Rekonstrukce obrazu tak může probíhat transparentně - dochází ke zpřesňování obrazu a zvýraznění detailů tak, jak přicházejí do rekonstrukčního systému informace o těchto detailech.

Oproti běžným algoritmům je algoritmus SPIHT efektivnější, neboť si všímá i vzájemné závislosti mezi koeficienty (viz obr. 4). Nejen z tohoto důvodu dosahuje algoritmus SPIHT výborných výsledků při vyšších kompresních poměrech.



Obrázek 4: Závislost rodič-potomek v podpásmech

Základní idea algoritmu SPIHT vychází principiálně z následujícího faktu: pokud kvalitativně hodnotíme výsledný obraz podle kritérií jako např. PSNR, PRD, je patrné, že koeficienty s vyšší hodnotou by měly být přeneseny, a potažmo uloženy, jako první, neboť obsahují větší informaci. Informaci ve smyslu „o kolik se zmenší chyba přijetím této části kódované zprávy“. Autoři SPIHTu tento fakt dovádějí do úplné dokonalosti tím, že i z hlediska bitů v koeficientu nejdříve přenášejí nejvýznamnější bity těchto koeficientů.

## 2 Komprese obrazových dat s ROI

U medicínských ale i jiných obrazových dat se těžiště informací nachází v různých oblastech. Příkladem mohou být právě medicínská obrazová data, kde je pro lékaře důležitá informační hodnota lokalizována v diagnosticky zajímavých oblastech. Přičemž je ale nutno zachovat i oblasti, které již z diagnostických důvodů tolik potřebné nejsou. Diagnosticky zajímavá oblast musí být zachována ve vysoké kvalitě, zatímco zbytek obrazu je důležitý pouze v kontextu, neboť napomáhá orientovat se v obraze, nalézt v něm pozici diagnosticky zajímavé oblasti apod. Je zřejmé, že v medicínských obrazech pouze malá část obrazu může být diagnosticky zajímavá, ale cena za chybnou interpretaci je vysoká. [7]

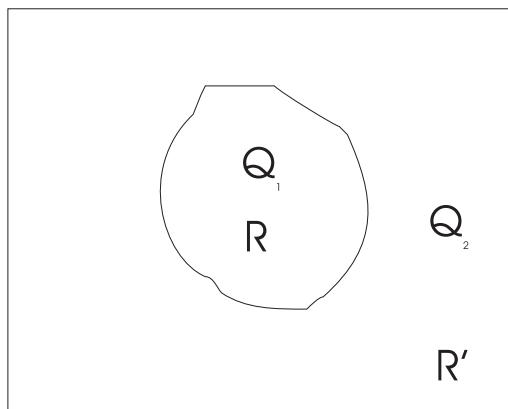
Řešením mohou být algoritmy, které provádějí kompresi obrazových dat s minimalizovanou chybou ve vybraných oblastech. Díky těmto algoritmům můžeme efektivně přenášet a ukládat nejen zmíněná medicínská data, ale tato metoda se hodí i pro kompresi obecných obrazových dat.

### 2.1 Kódování a reprezentace vybraných oblastí

Vybrané oblasti v obrazových datech, označované zkratkou ROI z anglického *Region Of Interest*, mohou být v algoritmech reprezentovány dvěma způsoby: jednak bitovou maskou, kde symbol 1 označuje příslušnost daného pixelu k ROI, nebo lze použít reprezentaci hranice ROI pomocí funkce - uzavřené křivky.

ROI se mohou vybírat dvěma způsoby - dynamicky a automaticky. Výběr metod je silně závislý na použití a prostředí komprese, především však na charakteru obrazových dat.

Na obr. 5 je vidět vybraná oblast ROI a naznačena kvalita ( $Q_1$  a  $Q_2$ ) jednotlivých částí v obraze. Pokud za ROI pokládáme oblast  $R$ , pak kvalita  $Q_1$  této oblasti bude zřejmě vyšší než kvalita  $Q_2$  části  $R'$ . Část  $R'$  se často označuje jako oblast nROI. Z kvalitativního hlediska jsou obě oblasti obecně různé, předpokládá se, že  $Q_1 > Q_2$ .



Obrázek 5: Obraz s vyznačenou oblastí ROI - oblast  $R$

### 3 Návrh algoritmů SPIHT s ROI

Při vytváření algoritmu SPIHT s využitím ROI byla maximální snaha o to, aby zůstala možnost používat dosavadní algoritmus jak s ROI, tak i bez ROI. Byly navrženy dva algoritmy, které využívají vlnkovou transformaci a algoritmus SPIHT.

#### 3.1 1. algoritmus

Byla volena koncepce, která v podstatě znamená dvojitý průchod algoritmem SPIHT. V prvním průchodu se kódují koeficienty nROI na zadaný počet bitů, v druhém průchodu se kódují koeficienty ROI.

Byla zvolena implementace dle následujícího schématu: vstupní obraz po vlnkové transformaci se násobí invertovanou maskou, čímž dostaneme nulové hodnoty na pozicích koeficientů ROI. Takto upravený obraz podrobíme klasickému algoritmu SPIHT na zadaný počet bitů pro oblast nROI. Poté vstupní obraz násobíme maskou, čímž dostaneme nulové hodnoty na pozicích koeficientů nROI a takto upravený obraz podrobíme algoritmu SPIHT na zadaný počet bitů. Jelikož se uchovává informace o počtu bitů jednotlivých částí, můžeme oba výstupy spojit do jednotného počtu bitů.

Počet bitů v jednotlivých částech (ROI, resp. nROI) je dán jednak celkovým počtem bitů, kterého chceme dosáhnout, resp. požadovaným kompresním poměrem, jednak koeficientem poměru mezi částí ROI a nROI.

Ukládat speciálně masku v tomto případě algoritmus nepotřebuje, neboť pozice masky je uložena v průchodu algoritmu SPIHT.

#### 3.2 2. algoritmus

Základní idea druhého algoritmu je následující: v originálním obraze před vlnkovou transformací, resp. po ní, se u koeficientů, které nenáležejí masce odečte určitá hodnota. Tento obraz se podrobí klasickému algoritmu SPIHT a po rekonstrukci se ve výsledném obraze ke koeficientům, které nenáležejí oblasti ROI přičte původně odečtená hodnota. Tato hodnota se určuje u každého koeficientu jako poměrná část na základě zvoleného koeficientu  $K$ , který je definován poměrem kvality oblastí ROI a nROI, viz obr. 5. jehož definice byla uvedena v předchozích kapitolách. Pro jednoduchost a kompatibilitu s předchozí implementací byl každý koeficient v oblasti nROI dělen tímto koeficientem.



(a) Originál lena 256x256



(b) Kompresi s ROI CR=16, K=10



(c) CR=16, K=5



(d) CR=16, K=1

Obrázek 6: Kompresi s ROI - Lena 256x256

Z návrhů této implementace je zřejmé, že před vlastním zpracováním dochází k potlačení koeficientů v oblasti nROI. Jelikož se jim zmenšuje hodnota, jsou v procesu kvantování a kódování významově posunuty níže. V případě algoritmu SPIHT to znamená, že jejich hodnoty budou kódovány později a s menší přesností. V případě tohoto algoritmu jsme nuceni ukládat celou masku a to co nejpřesněji.

## 4 Hodnocení algoritmů a výsledky

Algoritmy byly testovány na mnoha typech obrázků. Uvedeny jsou testy na představitelí základního typu obrázků: světoznámá lena.

Pro srovnání je nutno upravit hodnotící kritéria. Byla samozřejmě zvolena metrika PSNR, jakožto základního ukazatele kvality výsledného obrazu. Pro účely testování oblastí ROI je nutno tento ukazatel upravit následovně:

$$PSNR_{roi} = 10 \log \frac{255^2}{MSE_{roi}}, \quad [dB] \quad (1)$$

kde

$MSE_{roi}$  je střední kvadratická chyba v oblasti ROI;

$$MSE_{roi} = \frac{1}{bwarea(BW)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M [f(i, j) - \hat{f}(i, j)]^2 \quad (2)$$

BW je maska

$bwarea(BW)$  je počet pixelů/koefficientů, které maska zabírá

M,N jsou výška a šířka obrazu

$f$  je originální obraz skalárně násobený maskou BW

$\hat{f}$  obraz po rekonstrukci skalárně násobený maskou

n počet bitů na pixel (*bits per pixel - bpp*) (např. 8bpp u šedotónových obrazů).

Na obr. 6 vidíme základní ukázkou komprese obrázku lena 256x256 s použitím ROI. Maska byla zvolena tak, aby zahrnovala vlastní obličej a klobouk dívky a oddělovala tak popředí od pozadí. Je patrný rozdíl mezi jednotlivými obrazy. Se snižujícím se koeficientem se kvalita pozadí zlepšuje, kvalita oblasti ROI se zhoršuje. Toho jsme také chtěli dosáhnout - lepší kvality oblasti ROI vůči okolí.

CR	PSNR <sub>roi</sub>	PSNR
3,77	43,03	39,41
4,77	42,35	37,14
10,00	37,97	29,94
11,96	36,27	28,43
22,64	30,32	24,57
39,53	27,20	22,52
51,68	26,00	22,07

a) algoritmus č.1

CR	PSNR <sub>roi</sub>	PSNR
4,96	43,34	38,90
5,59	42,08	38,14
8,38	38,52	35,11
15,26	33,54	31,07
22,19	30,81	28,76
31,34	28,92	27,36
43,08	25,93	26,50

b) algoritmus č.2

Tabulka 1: Srovnání kvality částí ROI a nROI obraz Lena 256x256

V tabulce 1 jsou uvedeny hodnoty PSNR<sub>roi</sub> a PSNR pro jednotlivé kompresní poměry. Test byl proveden při K=3 a masce, která zahrnovala hlavu Leny. Z uvedených hodnot je patrné, že lepší kvalita oblasti ROI je vždy na úkor kvality pozadí, čili oblasti nROI. Srovnáme-li tyto hodnoty s hodnotami "čistého" algoritmu SPIHT, vidíme, že při použití algoritmu s ROI je v oblasti ROI dosažena kvalita lepší, nežli u algoritmu bez použití ROI. Kvalita nROI oblasti je ale vždy znatelně horší než je tomu u algoritmu bez ROI. Tento fakt se dal očekávat. Je vždy nutno citlivě volit jak oblast ROI, tak především veškeré parametry jako kompresní poměr, koeficient ROI/nROI a další tak, abychom dosáhli výsledku, který je pro nás žádoucí, potřebný.

## 5 Závěr

V prostředí Matlab s využitím Wavelet toolboxu byly navrženy a implementovány dva algoritmy pro kompresi obrazů s rozdílnou kvalitou ve vybraných oblastech. Prostředek Matlab se při výzkumu velmi osvědčil. Výhrady lze mít pouze k nedostatečnému ošetření okrajových dějů 1.2.1 ve Wavelet toolboxu. Některé funkce byly z důvodů vyšší rychlosti přeprány do jazyka C/C++ a do prostředí Matlab importovány pomocí knihoven DLL.

## Poděkování

Tato práce byla podporována grantovým výzkumem Grantové agentury České republiky 102/99/1228 a výzkumným záměrem CEZ J22/98:262200011.

## Odkazy

- [1] Fedra Petr, Kozumplík Jiří, Slezák Jan: *Kompresa obrazů založena na vlnkové transformaci*  
Zpráva k projektu OK 46-185 (1997).
- [2] Jan Jiří a kol.: *Algoritmy zpracování obrazů, vhodné pro implementaci v integrovaných obvodech velké integrace*  
Závěrečná zpráva projektu OK 46-185 (1996-1998) přidruženého k projektu COPERNICUS CP940223, WP1 a WP4, Brno, listopad 1998
- [3] Kurečka Radomír: *Snímání koeficientů vlnkové transformace při kompresi obrazových dat.*  
Ročníkový projekt, BMI a IVT FEI VUT Brno, 1998.
- [4] Kurečka Radomír: *Algoritmus EZW a jeho použití při kompresi obrazových dat.*  
Sborník prací studentů a doktorandů FEI VUT, IV., s.49-50.
- [5] Said Amir, Pearlman William A.: *A New Fast and Efficient Image COdec Based on Set Partitioning in Hierarchical Trees*  
IEEE Transaction on Circuits and Systems for Video Technology, Vol. 6, June 1996
- [6] Strang Gilbert, Nguyen Truong: *Wavelets and Filter Banks*  
ISBN 0-9614088-7-1, Wellesley-Cambridge Press
- [7] Ström, J., Cosman, P.C.: Medical image compression with lossless regions of interest. *Signal Processing*, 59, 1997, s. 155-171 Dokument dostupný na URL <http://www.icg.lsy.liu.se/~jacobs/documents/medicalcompr.ps.gz> (duben 1999)