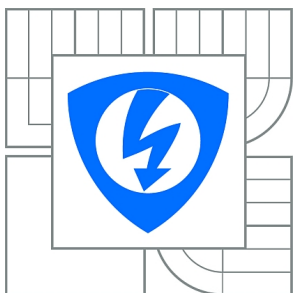


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF TELECOMMUNICATIONS

# **ZVÝRAZNĚNÍ BIOMEDICINSKÝCH OBRAZOVÝCH SIGNÁLŮ**

ENHANCEMENT OF BIO-MEDICAL IMAGE SIGNALS

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. MICHAL GREGOR**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. JIŘÍ PŘINOSIL, Ph.D.**

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav telekomunikací

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Telekomunikační a informační technika

**Student:** Bc. Michal Gregor

**ID:** 78064

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2009/2010

## NÁZEV TÉMATU:

**Zvýraznění biomedicinských obrazových signálů**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte současné metody zabývající se zvýrazněním biomedicinských obrazových signálů se zaměřením na waveletovou analýzu. Na základě zjištěných teoretických poznatků tyto metody implementujte v programovém prostředí Matlab, přičemž uvažte rovněž vliv mateřské vlnky, volby prahu apod. Dále pak stanovte vhodné parametry pro objektivní posouzení kvality zvýrazněných biomedicinských obrazových signálů. Pomocí těchto parametrů pak proveďte hodnocení jednotlivých implementovaných metod aplikovaných na obrazy z magnetické rezonance popř. sonografu.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Weeks, M.: Digital Signal Processing Using MATLAB and Wavelets, Jones & Bartlett Publishers, ISBN: 978-0977858200, 2006.

[2] Aldroubi, A., Unser, M.: Wavelets in Medicine and Biology, CRC-Press, ISBN: 978-0849394836, 1996.

**Termín zadání:** 29.1.2010

**Termín odevzdání:** 26.5.2010

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Přinosil, Ph.D.

**prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.**

*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**

Snímáním biomedicínských obrazů magnetickou rezonancí nebo ultrazvukovým snímáním jsou do obrazu zaneseny nežádoucí složky v podobě šumu. Pomocí různých metod lze tento šum z obrazu částečně odstranit. Metod ke snížení zašumění je mnoho a každá funguje na jiném principu. Z toho důvodu jsou výsledky těchto metod rozdílné a výsledek je třeba objektivně posoudit. V práci je pro úpravu obrazů využívána waveletová transformace a několik prahovacích technik. Kvalita výsledných obrazů je otestována metodami pro objektivní posouzení kvality. Testování je prováděno v prostředí programu MATLAB na snímcích z magnetické rezonance a snímcích z ultrazvuku.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

waveletová analýza, zpracování obrazu, prahování, MATLAB, magnetická rezonance, sonografie, kvalita obrazu

## **ABSTRACT**

When scanning biomedical images by magnetic resonance or ultrasound, unwanted elements in the form of noise are entered to the image. With help of various methods it is possible the noise from the image partially remove. There are many methods for noise reduction and every one works on a different principle. As a result of this the results of these methods are different and is necessary for them to be objectively assessed. There is use for the adjustment of the images wavelet transformation and some treshold techniques in the work. The quality of the resulting pictures is tested by the methods for objective quality tests. Testing was done in the MATLAB program environment on the pictures from magnetic resonance and pictures from ultrasound.

## **KEYWORDS**

wavelet analysis, image processing, thresholding, MATLAB, magnetic resonance, sonography, image quality

GREGOR, Michal *Zvýraznění biomedicinských obrazových signálů*: diplomová práce. BRNO: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav telekomunikací, 2010. 67 s. Vedoucí práce byl Ing. Jiří Přinosil, Ph.D.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Zvýraznění biomedicinských obrazových signálů“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

BRNO .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Jiřímu Přinosilovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>12</b>
<b>1 Snímání biomedicínských obrazů</b>	<b>13</b>
1.1 Magnetická rezonance . . . . .	13
1.2 Ultrasonografie . . . . .	15
<b>2 Waveletová transformace</b>	<b>17</b>
2.1 Banka kvadraturních zrcadlových filtrů . . . . .	19
2.2 Dekompozice a rekonstrukce obrazu . . . . .	20
2.3 Mateřské vlnky . . . . .	22
2.3.1 Haarova vlnka . . . . .	22
2.3.2 Daubechies vlnky . . . . .	23
2.3.3 Symlet a Coiflet vlnky . . . . .	23
2.3.4 Biortogonální vlnky . . . . .	23
2.3.5 Diskrétní Meyerova vlnka . . . . .	23
<b>3 Možnosti odstranění rušivých složek obrazu</b>	<b>24</b>
3.1 Vlastnosti a typy šumu . . . . .	24
3.2 Prahování wavelet koeficientů . . . . .	24
3.2.1 Rozsah prahování . . . . .	26
3.2.2 Výpočet hodnoty prahu . . . . .	27
3.3 Wienerův filtr . . . . .	27
<b>4 Metody objektivního posouzení kvality obrazu</b>	<b>28</b>
4.1 Relativní kontrast . . . . .	28
4.2 Poměr signál-šum . . . . .	29
4.3 Variance obrazového signálu . . . . .	29
4.4 Vznik map v obraze . . . . .	30
<b>5 Praktická část práce</b>	<b>31</b>
5.1 Testování metod na MR obrazech . . . . .	31
5.2 Experimentální metoda na ultrasonografických obrazech . . . . .	52
<b>6 Závěr</b>	<b>58</b>
<b>Literatura</b>	<b>60</b>

Seznam symbolů, veličin a zkratk	62
Seznam příloh	63
A Obsah DVD	64
B Použití MATLAB funkcí	65

# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Obraz pořízen magnetickou rezonancí. . . . .	14
1.2	Jeden snímek ze sekvence snímků pořízených ultrazvukovým vyšetřením. . . . .	16
2.1	Jeden krok dekompozice (vlevo) a následně jeden krok rekonstrukce (vpravo) za použití QMF. . . . .	19
2.2	Schéma dekompozice obrazového signálu. . . . .	20
2.3	Dekompozice z hlediska matic. . . . .	21
2.4	Dekompozice obrazu do úrovně $L = 2$ . . . . .	22
3.1	Poloměkké prahování (vlevo), hybridní prahování (vpravo). . . . .	25
3.2	Poloměkké prahování (vlevo), hybridní prahování (vpravo). . . . .	26
4.1	Oblasti v obraze s různou intenzitou. . . . .	28
4.2	Obraz obsahující čtvercové oblasti. . . . .	30
5.1	Oblasti pro posouzení $C_{rel}$ vlevo a oblast pro posouzení SNR vpravo. . . . .	31
5.2	Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 1$ . . . . .	33
5.3	Závislost $C_{rel}$ pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 1$ . . . . .	33
5.4	Závislost obrazové variance pro globální prahování úrovně $L = 1$ . . . . .	34
5.5	Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úrovně $L = 1$ . . . . .	34
5.6	Závislost SNR pro lokální prahování dekompozice úrovně $L = 1$ . . . . .	36
5.7	Závislost $C_{rel}$ pro lokální prahování dekompozice úrovně $L = 1$ . . . . .	36
5.8	Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně $L = 1$ . . . . .	37
5.9	Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně $L = 1$ . . . . .	37
5.10	Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 2$ . . . . .	39
5.11	Závislost $C_{rel}$ pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 2$ . . . . .	39
5.12	Závislost obrazové variance pro globální prahování úrovně $L = 2$ . . . . .	40
5.13	Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úrovně $L = 2$ . . . . .	40
5.14	Závislost SNR pro lokální prahování dekompozice úrovně $L = 2$ . . . . .	42
5.15	Závislost $C_{rel}$ pro lokální prahování dekompozice úrovně $L = 2$ . . . . .	42
5.16	Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně $L = 2$ . . . . .	43
5.17	Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně $L = 2$ . . . . .	43
5.18	Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 3$ . . . . .	45
5.19	Závislost $C_{rel}$ pro globální prahování dekompozice úrovně $L = 3$ . . . . .	45
5.20	Závislost obrazové variance pro globální prahování úrovně $L = 3$ . . . . .	46
5.21	Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úrovně $L = 3$ . . . . .	46
5.22	Závislost SNR pro lokální prahování úrovně $L = 3$ . . . . .	48
5.23	Závislost $C_{rel}$ pro lokální prahování dekompozice úrovně $L = 3$ . . . . .	48
5.24	Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně $L = 3$ . . . . .	49
5.25	Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně $L = 3$ . . . . .	49
5.26	Obrazy s vysokou hodnotou SNR a rozdílnou obrazovou variancí. . . . .	50

5.27	Obraz s vysokou hodnotou $C_{rel}$ (vlevo) a nízkou hodnotou $C_{rel}$ (vpravo).	51
5.28	Vznik čtvercových map. Použitá vlnka haar (vlevo), bior1.5 (vpravo).	51
5.29	Porovnání prahových hodnot. . . . .	52
5.30	Závislost prahových hodnot na použitých vlnkách. . . . .	53
5.31	Vyznačení oblastí pro relativní kontrast a SNR. . . . .	53
5.32	Závislost SNR pro upravené prahové hodnoty. . . . .	55
5.33	Závislost $C_{rel}$ pro upravené prahové hodnoty. . . . .	56
5.34	Závislost obrazové variance pro upravené prahové hodnoty. . . . .	56
5.35	Závislost vzniku map v obraze pro upravené prahové hodnoty. . . . .	57
5.36	a) Vstupní snímek. b) Použitá vlnka rbio6.8. c) Použitá vlnka haar. . . . .	57

## SEZNAM TABULEK

5.1	Globální prahování $L = 1$ . . . . .	32
5.2	Lokální prahování $L = 1$ . . . . .	35
5.3	Globální prahování $L = 2$ . . . . .	38
5.4	Lokální prahování $L = 2$ . . . . .	41
5.5	Globální prahování $L = 3$ . . . . .	44
5.6	Lokální prahování $L = 3$ . . . . .	47
5.7	Experimetální metoda globální prahování $L = 2$ . . . . .	54

# ÚVOD

Magnetická rezonance představuje moderní metodu, která může poskytnout informaci prakticky o všech orgánech lidského těla. Velmi výhodná je tato metoda především při zobrazení mozku a míchy. Doba vyšetření magnetickou rezonancí trvá řádově desítky minut, po které musí pacient vydržet v naprostém klidu, aby byly výsledné snímky kvalitní. Tyto požadavky nemusí být ale vždy splnitelné a získané obrazy mohou obsahovat nežádoucí složky v podobě šumu nebo mohou mít malý kontrast.

Další metodou, která se řadí k nejpoužívanějším pro získání biomedicínských obrazů, je ultrasonografické snímání (ultrazvuk). Tato metoda dovoluje zaznamenat na rozdíl od magnetické rezonance také pohyb, což může být v některých případech velmi důležité.

Tato práce je zaměřena na digitální zpracování signálu (DSP – Digital Signal Processing) pomocí waveletové transformace, která se řadí k základním matematickým prostředkům pro analýzu a zpracování nestacionárních signálů a obrazů. Použitím diskrétní waveletové transformace lze z obrazu odstranit některé nežádoucí složky a tím zlepšit kvalitu transformovaného obrazu. Postup odstranění těchto složek probíhá v několika krocích a je třeba dodržet určitá pravidla, aby nedocházelo k nechtěné degradaci obrazu. Výslednou kvalitu obrazu je třeba posoudit pomocí objektivních kritérií. Nastíněná problematika je obsažena v této práci zabývající se zvýrazněním biomedicínských obrazových signálů. V práci jsou použity snímky mozku z magnetické rezonance a videozáznam z ultrazvuku.

První kapitola práce popisuje waveletovou transformaci, její vlastnosti a podmínky, které musí splňovat. V této kapitole je popsána také problematika dekompozice a rekonstrukce obrazu pomocí banky kvadraturních zrcadlových filtrů. Dále jsou zde obsaženy nejčastěji používané mateřské vlnky pro zpracování obrazu a jejich základní vlastnosti. Další kapitola je již zaměřena na odstranění rušivých složek obrazu. Je zde popsáno několik prahovacích metod, výpočet prahové hodnoty a také odstranění nežádoucích složek wienerovou filtrací. Poslední, teoretická část práce je zaměřena na objektivní posouzení kvality obrazu. Pro toto posouzení jsou v práci využívány čtyři metody, a to metoda SNR, obrazová variance, relativní kontrast a metoda pro posouzení vzniku nechtěných čtvercových map v obraze.

Pro praktickou část této práce byly vytvořeny funkce v prostředí programu MATLAB, pomocí kterých byly otestované metody používány k odstranění rušivých složek v obraze z magnetické rezonance. Dále byl proveden experiment na videosekvenci získané ultrasonografickým snímáním.

# 1 SNÍMÁNÍ BIOMEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ

Následující kapitola slouží k seznámení s fyzikálními principy magnetické rezonance a sonografického snímání. Tyto metody jsou zaměřeny na získávání biomedicínských obrazových signálů, které jsou používány v práci.

## 1.1 Magnetická rezonance

Snímání magnetickou rezonancí MR (Magnetic Resonance) je založeno na zjišťování magnetických momentů souboru jader některých atomů v tkáních nebo jiném materiálu po aplikaci radiofrekvenčního RF impulsu [16].

Základ tvoří vlastnosti jader atomu vodíku, který obsahuje pouze jediný proton. V lidském těle se nachází více než 100 trilionů atomů vodíku a každý má vlastnosti spiny, tzn. mají spontánní rotaci kolem své osy v magnetickém poli různými směry (izotropně). Různé momenty magnetických momentů se navzájem ruší. Pokud se atomy vodíku nachází v silném magnetickém poli, orientují se podle tohoto pole a spiny jsou orientovány paralelně. Jsou-li současně stimulovány krátkými RF impulzy vysoké frekvence o určité vlnové délce, absorbují pak jejich energii a přecházejí do stavu vyšší energie (excitace). Tento jev se nazývá rezonance jader. Po odeznění impulsu se začne snižovat přidaná energie a nabuzené spiny se začnou vracet do své původní orientace v magnetickém poli. Při tomto jevu vydávají energii a dochází k tzv. relaxaci jader. Takto uvolněnou energii ve formě elektromagnetických vln lze měřit pomocí speciálních cívek, jež jsou orientované kolmo ke spinu jader, ve kterých se indukuje slabý elektrický proud známý jako MR signál. Celý jev je označován jako nukleární magnetická rezonance NMR (Nuclear Magnetic Resonance) [16].

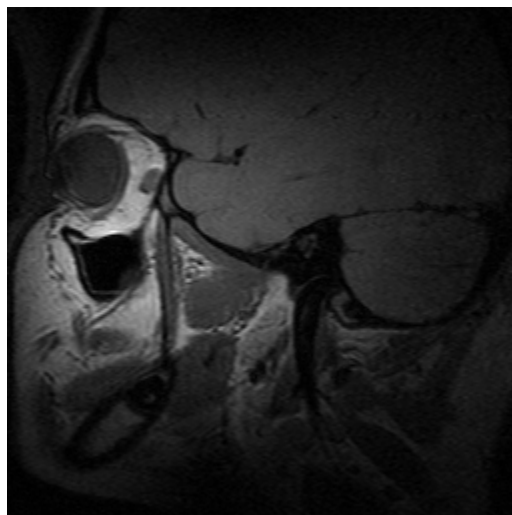
Obrazy magnetické rezonance MRI (Magnetic Resonance Imaging) jsou dány hustotou protonu vodíku v různých tkáních, které jsou modifikovány buněčnými, chemickými a dalšími vlastnostmi vyšetřovaných tkání. Vznik obrazu je závislý nejméně na třech faktorech:

- relaxační době  $T1$  (podélný relaxační čas),
- relaxační době  $T2$  (příčný relaxační čas),
- hustotě atomových jader v daném tkáňovém objemu.

Relaxační doby  $T1$  a  $T2$  závisí na biologických vlastnostech a také na magnetických vazbách mezi sebou a okolím. Přístroje MR umožňují potlačení relaxačních konstant  $T1$ ,  $T2$  a hustoty protonů. Díky tomu můžeme získat tři základní obrazy:  $T1$  vážený obraz  $T1W$ ,  $T2$  vážený obraz  $T2W$  a protonovou denzitu  $PD$  [16].

Samotné přístroje MR se skládají z pevného magnetu, vysílací části RF systému, přijímací části RF systému, RF stínění, cívek gradientního systému, řídicího počítače a obslužného pultu [16] [9]:

- Pevný magnet představuje největší a zároveň nejdražší část zařízení. Jedná se o dutý válec, který může být buď supravodivý, rezistivní nebo permanentní. V dnešní době je nejvíce používán supravodivý.
- Vysílací část RF systému tvoří syntetizátor, výkonový zesilovač a vysílací cívka.
- Přijímací část RF systému se skládá z přijímací cívky, předzesilovače a subsystému pro zpracování dat.
- RF stínění se používá jak k odstínění šumu přijímaného signálu, tak k odstínění RF šumu generovaného vysílací částí tomografu při vysílání radiofrekvenčních impulzů.
- Cívky gradientního systému narušují homogenitu základního magnetického pole, díky čemuž vznikají lokálně zjizvitelné rozdíly (gradienty).
- Řídicí počítač zachycuje a dále zpracovává naměřené údaje, z kterých poté vyhodnocuje obraz popř. spektrum.
- Obslužný pult slouží jako ovladač pro dialog s počítačem, pro zadávání úkolů, zobrazení dat, manipulaci s obrazem a způsobu jeho dokumentace.



Obr. 1.1: Obraz pořízen magnetickou rezonancí.

## 1.2 Ultrasonografie

Ultrasonografie se řadí k nejrozšířenějším a také nejvíce dostupným diagnostickým moderním metodám využívajícím ultrazvuk. Slyšitelnost lidského sluchu je v rozmezí 16 Hz – 16 kHz. Hodnoty vyšší než, je horní hranice slyšitelnosti, jsou označovány jako ultrazvuk. Rozmezí ultrazvuku je 16 kHz – 1 GHz. Diagnostické ultrazvukové přístroje pracují s kmitočty v rozsahu 1 – 20 MHz [9] [12].

Základní prvek každého ultrazvukového přístroje představuje sonda, která slouží k převodu elektrického vlnění na mechanické. Sonda může pracovat i jako snímač mechanického vlnění, které převádí na vlnění elektrické. Zpětné vlny jsou podmíněny akustickou impedancí jednotlivých tkání, do kterých je ultrazvukový signál vyslán. Pro diagnostiku je důležité zachytit zpětný ultrazvukový signál vznikající na akustickém rozhraní. Akustické rozhraní se nachází v místě dvou různých tkání, t.j. dvou tkání s různou akustickou intenzitou [12].

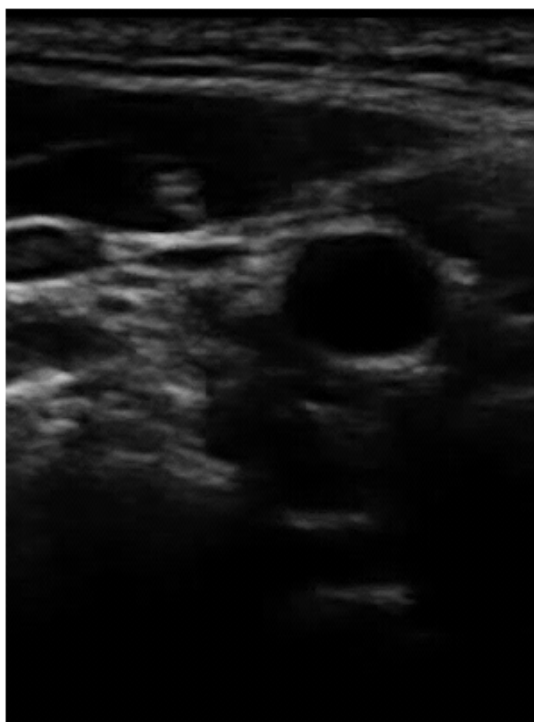
Jednotlivé tkáně nebo prostředí jsou z akustického hlediska charakterizované mnoha parametry. Mezi tři základní patří akustická impedance, útlum a fázová rychlost, která představuje rychlost šíření ultrazvukových vln v daném prostředí [12]. Tato rychlost je v lidském těle téměř konstantní s hodnotou  $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , výjimku tvoří pouze vzduch ( $330 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) a kosti ( $2,4\text{--}4,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) [9].

Ultrazvukové zobrazení se dělí do několika skupin [12]:

- A-typ (Amplitude) zobrazení. Nejjednodušší typ, při kterém je zobrazení jedno-rozměrné. Elektrický signál ultrazvukové sondy je převáděn do osciloskopu.
- B-typ (Brightness) zobrazení. Jedná se o dvourozměrný typ zobrazení. Existuje statický a dynamický typ tohoto zobrazení. V případě statického typu nelze z důvodu jedné piezoelektrické jednotky snímat pohyblivé struktury. V případě dynamického snímání obsahuje ultrazvuková sonda mnoho piezoelektrických jednotek v řadě za sebou. Tato konstrukce tedy umožňuje i snímání pohyblivé struktury.
- Harmonické zobrazení. Při tomto zobrazení se využívá intenzivního ultrazvukového impulzu. Nesnímají se odražená echa vysílací frekvence, ale echa s dvojnásobnou frekvencí tzv. harmonické kmity. Metoda slouží především pro zobrazení dokonalejšího obrazu tam, kde nestačí klasické metody.
- 3D zobrazení. Přístroje využívají pohybu vyšetřující sondy a následné matematické rekonstrukce k získání trojrozměrného obrazu.
- Dopplerovské zobrazení. Metoda je založena na principu Dopplerova akustického jevu. Tyto přístroje se používají především k vyšetření krevního toku. Díky jejich možnostem lze zaznamenat například rychlost a směr krevního toku.

Dopplerovské zobrazení lze dále rozdělit do několika skupin [12]:

- Duplexní metoda představuje kombinaci dopplerovského vyšetření s dvourozměrným zobrazením.
- Barevné duplexní zobrazení. Jedná se o kombinaci B dynamického zobrazení a barevného zobrazení. Barevně se zobrazují informace o pohybu vyšetřované tkáně.
- Barevné triplexní zobrazení. Používá se v případech, kdy je k barevnému duplexnímu zobrazení žádoucí doplnit informaci o celém rychlostním spektru ve vyšetřované oblasti. Je tedy třeba doplnit obraz separátně dopplerovským impulzním měřením.
- Barevné zobrazení rychlosti. Při tomto zobrazení se tok k sondě vyznačuje červenou barvou, tok od sondy modrou a turbulence se značí barvou zelenou. Jas barev se zvyšuje s rychlostí krve ve vyšetřované oblasti.
- Barevné zobrazení tkání. U původního dopplerovského vyšetření se echa filtrovala z důvodu rychlosti a směru toku krve. Tato metoda se liší tím, že echa dále zpracovává a zobrazuje.



Obr. 1.2: Jeden snímek ze sekvence snímků pořízených ultrazvukovým vyšetřením.

## 2 WAVELETOVÁ TRANSFORMACE

Waveletová transformace (WT) umožňuje analýzu nestacionárních signálů a je důležitou součástí číslicového zpracování signálu. Jde o obdobu krátkodobé Fourierovy transformace (STFT). Waveletovou transformací signálu lze získat dvourozměrnou funkci času a měřítka na rozdíl od STFT, při které vede transformace signálu k zisku času a kmitočtu. U WT nelze hovořit o kmitočtu z toho důvodu, že její báze funkce nepředstavují harmonické signály násobené časovým okénkem, ale jsou reprezentovány krátkými vlnkami (wavelets), které mění své časové měřítka a jsou posouvány v čase. Hlavní myšlenkou WT je tedy použití časově omezené funkce ve tvaru vlnky pro analýzu signálů [15].

Jak STFT tak WT poskytují informaci o frekvenčním obsahu signálu. Nevýhodou STFT je fakt, že pokud poskytuje přesnou frekvenční lokalizaci, neumožňuje přesnou časovou lokalizaci a naopak. WT tento problém řeší změnou velikostí „okna“, čímž se snaží dosáhnout optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a frekvenci. Pro vysoké frekvence je „okno“ širší a WT poskytuje horší frekvenční rozlišení ale lepší časové rozlišení. Naopak při nízkých frekvencích je „okno“ užší a WT poskytuje přesné frekvenční rozlišení a horší rozlišení časové. Toto „okno“ představuje mateřskou vlnku  $\psi(t)$  (mother wavelet). Mateřská vlnka musí mít nulovou střední hodnotu (1.1) a také vhodný frekvenční rozsah (1.2) [17].

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0, \quad (2.1)$$

$$\int_0^{\infty} \frac{|\psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty, \quad (2.2)$$

kde  $\psi(\omega)$  je Fourierův obraz  $\psi(t) \in L^2(R)$ . Základní vztah používaný pro odvození mateřských vlnek má tvar

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (2.3)$$

kde  $a, b \in R$ ,  $a \neq 0$ ,  $t$  je čas. Parametr  $a$  představuje dilataci a parametr  $b$  translaci. Člen  $\frac{1}{\sqrt{a}}$  slouží k zachování energie při změně měřítka. Báze wavelet funkcí by měla být ortogonální. To znamená, že skalární součin dvou waveletů z této báze je nulový.

$$\langle \psi_{a,b}(t), \psi_{c,d}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} \psi_{a,b}(t) \psi_{c,d}(t) dt = 0, \quad (2.4)$$

jestliže platí  $a, b, c, d \in R$  a  $a \neq c$ ,  $b \neq d$ .

Jsou známé tři druhy waveletové transformace:

- Spojitá waveletová transformace (CWT), jejíž parametry se mění spojitě. Wavelety i vstupní signál jsou také spojitě.
- Diskrétní waveletová transformace (DWT): parametry dilatace a translace se provádí diskrétně, wavelety i vstupní signál jsou spojitě.
- Diskrétní waveletová transformace s diskrétním časem (DTWT): parametry dilatace a translace se provádí diskrétně, wavelety i vstupní signál jsou také diskrétní.

U diskrétní transformace lze vhodnou dvojkovou závislostí parametrů vytvořit z vhodné vlnky  $\psi$  ortonormální bázi.

$$a = 2^m b = 2^m m, k \in \mathbb{Z}.$$

Potom

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - 2^m k}{2^m}\right). \quad (2.5)$$

Parametr  $a$  představuje měřítko a  $k$  polohu. Díky ortonormalitě je umožněna neredundantní dekompozice signálu tzv. analýza s mnoha rozlišeními (multiresolution analysis). Tento princip tvoří základ diskrétní vlnkové transformace [17].

Waveletová funkce  $\psi$  se chová jako horní propust, která filtruje vstupní signál kolem centrálního kmitočtu závislého na měřítku. Pro zvolené měřítko ale zůstane nepokryto pásmo od nižších kmitočtů do nuly. Z toho důvodu je od vlnky  $\psi$  odvozena měřítková funkce  $\phi(t)$  (scaling function), která plní funkci dolní propusti. V každém dalším měřítku je vždy filtrována pomocí waveletové funkce horní polovina pásma předchozí dolnofrekvenční části signálu. Stejně jako u vlnky musí  $\phi$  splňovat podmínku přípustnosti [17]

$$\int_{-\infty}^{\infty} \phi_{0,0}(t) dt = 1. \quad (2.6)$$

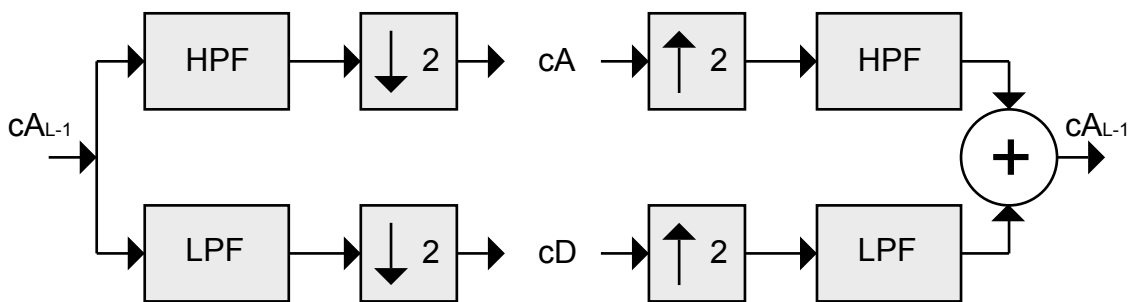
Diskrétní waveletová transformace musí dále splňovat také tyto kritéria [17]:

- Vzorkování časově-měřítkového prostoru musí probíhat na dvojkové mřížce.
- Použitá vlnka musí vytvářet ortonormální bázi analyzovaného prostoru.
- Analyzující vlnka musí mít kompaktní nosič.

## 2.1 Banka kvadrurních zrcadlových filtrů

Z pohledu zpracování signálů představuje DWT banku kvadrurních zrcadlových FIR filtrů (QMF) s rozkladem signálů do dílčích frekvenčních pásem. Z tohoto pohledu plní Wavelet funkce úlohu hornopropustního filtru (high-pass filter) a měřítková funkce slouží jako dolnopropustní filtr (low-pass filter). Výstupy filtrů jsou v obou případech podvzorkovány na polovinu původních vzorků. Díky tomuto kroku je počet koeficientů po jednom kroku dekompozice úrovně  $L = 1$  stejný jako počet vstupních vzorků. Horní propust poskytuje koeficienty tzv. detailů a dolní propust poskytuje tzv. aproximační koeficienty. Aproximační koeficienty lze použít pro další krok dekompozice a dostaneme tak koeficienty úrovně  $L = 2$ . Tento postup lze několikrát opakovat a získat tak několik sad koeficientů. Tento postup se nazývá Malatův pyramidový algoritmus. Jedná se o analýzu signálu v několika měřítkách, z toho důvodu je tato analýza označována jako mnohoměřítková (multiresolution, MR) nebo také víceúrovňová dekompozice (multilevel decomposition). Počet kroků je omezen délkou vstupního signálu [9].

Pro rekonstrukci signálu se používají stejné filtry jako pro dekompozici (neplatí pro biortogonální vlnky viz kap. 1.3.4). Pokud nebyl signál nijak upravován, dojde k rekonstrukci vstupního signálu v původní podobě. Nejprve jsou koeficienty nadvzorkovány a následně přivedeny na vstup rekonstrukčního filtru. Detailní koeficienty jsou rekonstruovány filtrem typu horní propusti a aproximační koeficienty filtrem typu dolní propusti. Oba výstupy z těchto filtrů jsou následně sečteny a získá se tak aproximační koeficient o úroveň nižší [9].

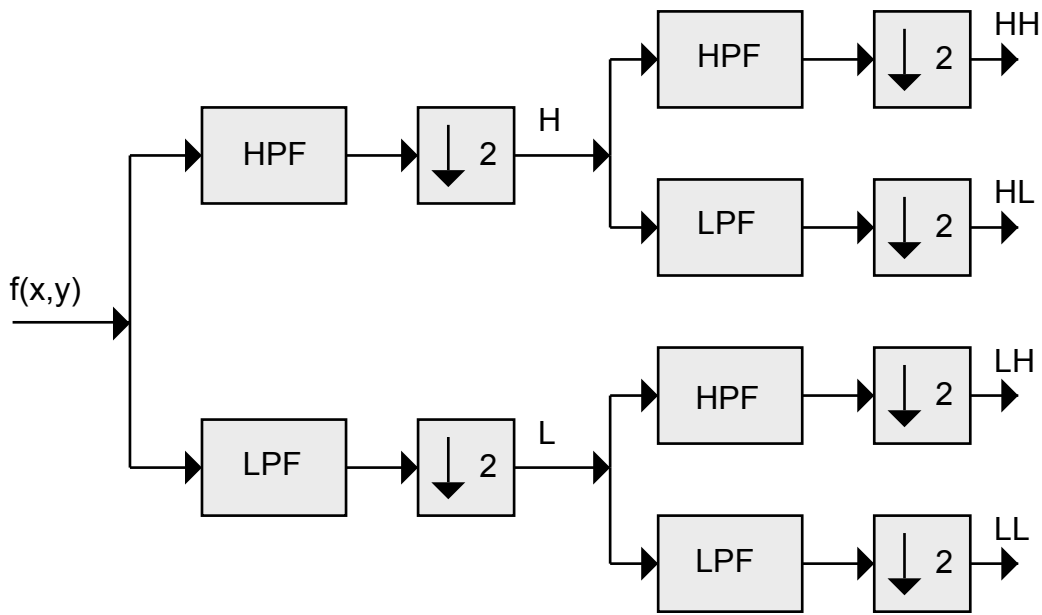


Obr. 2.1: Jeden krok dekompozice (vlevo) a následně jeden krok rekonstrukce (vpravo) za použití QMF.

## 2.2 Dekompozice a rekonstrukce obrazu

V případě zpracování obrazů je třeba pracovat s dvourozměrnou (2D) waveletovou transformací. Jedná se pouze o rozšíření jednorozměrné (1D) waveletové transformace. Princip spočívá v tom, že dvourozměrný obrazový signál lze nejprve zpracovat pomocí 1D transformace po sloupcích a následně po řádcích (nebo naopak) [9].

Při dekompozici obrazu dochází k rozložení obrazové matice o rozměrech  $[M, N]$  na aproximační složku ( $LL$ ) a detailní složky ( $HL, LH, HH$ ). Schéma dekompozice úrovně 1 je znázorněno na obr. 2.2.



Obr. 2.2: Schéma dekompozice obrazového signálu.

Prvním krokem dekompozice je podvzorkování obrazové matice po sloupcích a dále aplikace jednotlivých filtrů. Obrazová matice má rozměry  $[M/2^{L-1}, N/2^{L-1}]$ , kde  $L$  představuje úroveň dekompozice. Tento krok tedy vede k získání dvou matic s polovičním počtem řádků. V horní větvi se aplikuje vysokofrekvenční filtr a získá se tak matice o rozměrech  $[M/2^L, N/2^{L-1}]$  obsahující rychle proměnné složky [2]

$$\mathbf{H}((i+1)/2, j) = (\mathbf{f}(i, j) - \mathbf{f}(i+1, j))/2, \quad i = 1, 3 \dots M, j = 1, 2 \dots N. \quad (2.7)$$

Ve spodní větvi se aplikuje nízkofrekvenční filtr a získá se matice obsahující pomalu proměnné složky o rozměrech  $[M/2^L, N/2^{L-1}]$

$$\mathbf{L}((i+1)/2, j) = (\mathbf{f}(i, j) + \mathbf{f}(i+1, j))/2, \quad i = 1, 3 \dots M, j = 1, 2 \dots N. \quad (2.8)$$

V dalším kroku jsou získané matice  $\mathbf{H}$  a  $\mathbf{L}$  podvzorkované po řádcích, což znamená, že je snížen počet sloupců na polovinu. Na obě matice je aplikován vysokofrekvenční i nízkofrekvenční filtr a tak se získají čtyři matice o rozměrech  $[M/2^L, N/2^L]$

$$\mathbf{LL}(i, (j+1)/2) = (\mathbf{L}(i, j) + \mathbf{L}(i, j+1))/2, \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 3 \dots N, \quad (2.9)$$

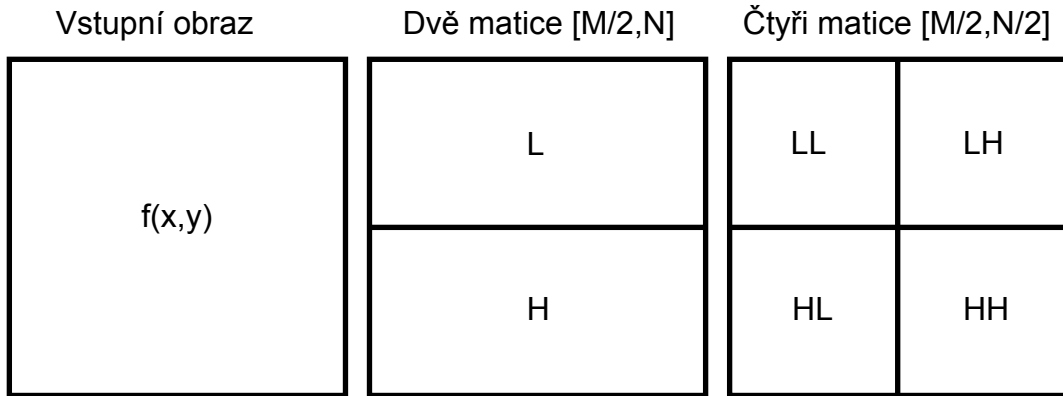
$$\mathbf{LH}(i, (j+1)/2) = (\mathbf{L}(i, j) - \mathbf{L}(i, j+1))/2, \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 3 \dots N, \quad (2.10)$$

$$\mathbf{HL}(i, (j+1)/2) = (\mathbf{H}(i, j) + \mathbf{H}(i, j+1))/2, \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 3 \dots N, \quad (2.11)$$

$$\mathbf{HH}(i, (j+1)/2) = (\mathbf{H}(i, j) - \mathbf{H}(i, j+1))/2, \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 3 \dots N. \quad (2.12)$$

Matice  $\mathbf{LL}$  představuje aproximační koeficienty, matice  $\mathbf{LH}$  horizontální detaily,  $\mathbf{HL}$  vertikální detaily a  $\mathbf{HH}$  diagonální detaily. Rozklad na jednotlivé matice je zobrazen na obr. 2.3. Pro další úrovně dekompozice se postup analogicky opakuje tak, že jako vstupní obraz slouží matice  $\mathbf{LL}$  [2].

Po provedení dekompozice lze detailní koeficienty upravovat a při následné rekonstrukci dostaneme obraz, který rozměrově odpovídá obrazu vstupnímu. Jsou-li koeficienty upravené např. pro potřebu potlačení šumu v obraze, dostáváme po následné rekonstrukci signál  $\mathbf{f}_m$  o rozměrech  $[M, N]$ . Pokud nejsou provedeny žádné změny detailních koeficientů, odpovídá signál po rekonstrukci signálu vstupnímu.



Obr. 2.3: Dekompozice z hlediska matic.

Rekonstrukce probíhá v následujících krocích [2]. Nejprve je provedena rekonstrukce z matic  $\mathbf{HH}$  a  $\mathbf{HL}$  po řádcích. Tímto krokem získáme matici  $\mathbf{H}$  o rozměrech  $[M/2^L, N/2^{L-1}]$ .

$$\mathbf{H}(i, 2j-1) = \mathbf{HL}(i, j) + \mathbf{HH}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N/2^L. \quad (2.13)$$

$$\mathbf{H}(i, 2j) = \mathbf{HL}(i, j) - \mathbf{HH}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N/2^L. \quad (2.14)$$

Z matic  $\mathbf{LL}$  a  $\mathbf{LH}$  se získá stejným způsobem matice  $\mathbf{L}$  o rozměrech  $[M/2^L, N/2^{L-1}]$ .

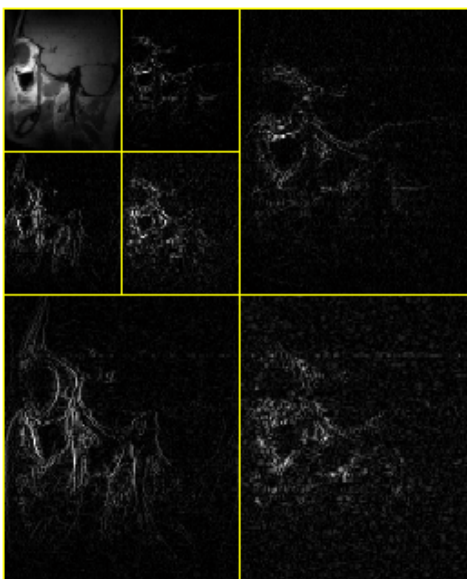
$$\mathbf{L}(i, 2j - 1) = \mathbf{LL}(i, j) + \mathbf{LH}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N/2^L. \quad (2.15)$$

$$\mathbf{L}(i, 2j) = \mathbf{LL}(i, j) - \mathbf{LH}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N/2^L. \quad (2.16)$$

Dále je provedena rekonstrukce po sloupcích. Po tomto kroku dostaneme matici o rozměrech  $[M/2^{L-1}, N/2^{L-1}]$ .

$$\mathbf{f}(2i - 1, j) = \mathbf{L}(i, j) + \mathbf{H}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N. \quad (2.17)$$

$$\mathbf{f}(2i, j) = \mathbf{L}(i, j) - \mathbf{H}(i, j), \quad i = 1, 2 \dots M/2^L, j = 1, 2 \dots N. \quad (2.18)$$



Obr. 2.4: Dekompozice obrazu do úrovně  $L = 2$ .

## 2.3 Matěřské vlnky

Tato kapitola obsahuje nejčastěji používané vlnky pro analýzu obrazových dat. Ve většině případů se jedná o rodinu vlněk, které mají různé vlastnosti. Všechny zde popisované vlnky lze zobrazit v prostředí MATLAB po zadání příkazu `wavemenu` v příkazovém okně a následně výběrem `wavelet display` z nabídky.

### 2.3.1 Haarova vlnka

Haarova vlnka představuje jednoduchý příklad ortonormální vlnky a je často označována jako Daubechies řádu 1. Jedná se o velmi jednoduchou vlnku, která neumožňuje hladkou rekonstrukci signálu. Tato vlnka je symetrická, ortogonální a má

kompaktní nosič [17]. Průběh wavelet funkce je popsán vztahem [1]

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & 0 \leq t < \frac{1}{2}, \\ -1 & \frac{1}{2} \leq t < \frac{3}{4}, \\ 0 & \text{jinak.} \end{cases} \quad (2.19)$$

### 2.3.2 Daubechies vlnky

Daubechies vlnky představují rodinu vlnek řádu  $N \geq 1$ . Tyto vlnky nemají (kromě vlnky řádu  $N = 1$ ) explicitní vyjádření  $\psi(t)$ . Vlnka je nesymetrická (kromě vlnky řádu  $N = 1$ ), ortogonální a má kompaktní nosič řádu  $N-1$  [14].

### 2.3.3 Symlet a Coiflet vlnky

Jedná se o modifikaci rodiny Daubechies vlnek. Klade se zde zesilující důraz na symetrii. Absolutní symetrie však tyto vlnky nedosahují [8]. Vlnky jsou blíže symetrické, ortogonální a mají kompaktní nosič.

### 2.3.4 Biortogonální vlnky

Pro některé aplikace je kladen požadavek na použití symetrické vlnky. Tento způsob nabízejí právě biortogonální vlnky. Místo jedné vlnky se používají vlnky dvě, kdy jedna je použita pro dekompozici a druhá pro rekonstrukci signálu. Další vlastnost představuje, že může být použita vlnka symetrická nebo antisymetrická [1].

Prostředí MATLAB nabízí dva druhy biortogonálních vlnek. První se značí jako „bior“ (biorthogonal), kde se pro dekompozici signálu používá rozdílná vlnka než pro rekonstrukci, jak je popsáno výše. Druhá skupina vlnek je značena jako „rbio“ (reverse biorthogonal). Tato skupina vlnek používá pro dekompozici vlnky, které „bior“ používá pro rekonstrukci, a pro rekonstrukci vlnky používané u „bior“ pro dekompozici.

### 2.3.5 Diskrétní Meyerova vlnka

Meyerova vlnka je definována pouze ve frekvenční oblasti a nemá explicitní vzorec pro oblast časovou. V originálním tvaru nelze realizovat pomocí FIR filtrů pro DWT, a proto je vytvořena diskrétní aproximace pro horní a dolní propust [4]. V tomto tvaru už se jedná o diskrétní Meyerovu vlnku. Vlnka je symetrická, ortogonální a má kompaktní nosič.

## 3 MOŽNOSTI ODSTRANĚNÍ RUŠIVÝCH SLOŽEK OBRAZU

Tato kapitola popisuje vlastnosti šumu v obraze a dále několik přístupů vedoucích ke snížení zašumění obrazu.

### 3.1 Vlastnosti a typy šumu

Šum je definován jako nová informace přidaná během pořízení či transportu obrazu. Může být multiplikativní nebo aditivní podle způsobu, jakým byl do obrazu přidán. Pro oddělení je třeba znát původní funkci, což ale není častý příklad. Obraz je definován jako množina bodů, nikoliv jako spojitá funkce. Metody sloužící pro odstranění šumu s ním nakládají stejně jako s jakoukoliv jinou vysokofrekvenční informací v obraze. Těmito informacemi může být tedy hrana nebo textura s velkým rozdílem intenzit okolních bodů.

Šum je popisován pomocí teorie pravděpodobnosti. Při stejné pravděpodobnosti výskytu šumu pro všechny frekvence se jedná o bílý šum. Ideální bílý šum má ve frekvenčním spektru zastoupeny všechny frekvence. Za tento šum jsou ale považovány i funkce frekvenčně omezené. Dalším typem je Gaussův šum, který je dán pravděpodobností výskytu Gaussovým rozložením. Posledním zmíněným typem je impulsní šum, který se vyznačuje vysokou energií s krátkým trváním. Nejznámější varianta tohoto šumu se nazývá „sůl a pepř“, který se projevuje náhodnou změnou intenzity některých bodů na bílou a černou barvu [7].

### 3.2 Prahování wavelet koeficientů

Dekompozicí obrazového signálu do zvolené úrovně získáme několik sad detailních a aproximačních koeficientů. Detailní koeficienty lze dále upravovat vhodnou metodou, např. prahováním lze dosáhnout potlačení nežádoucího šumu v obraze za cenu ztráty určitého množství informace. Z toho důvodu je nutné volit velikost prahu tak, aby byly co nejvíce zachovány důležité informace a zároveň byl v co největší míře potlačen šum.

Existují dva základní typy prahování tzv. měkké prahování (soft thresholding) a tvrdé prahování (hard thresholding) [9]. Měkké prahování je dáno vztahem

$$\hat{c}[k] = \begin{cases} \operatorname{sgn}(c[k])(|c[k]| - T) & \text{pro } |c[k]| \geq T, \\ 0 & \text{pro } |c[k]| < T, \end{cases} \quad (3.1)$$

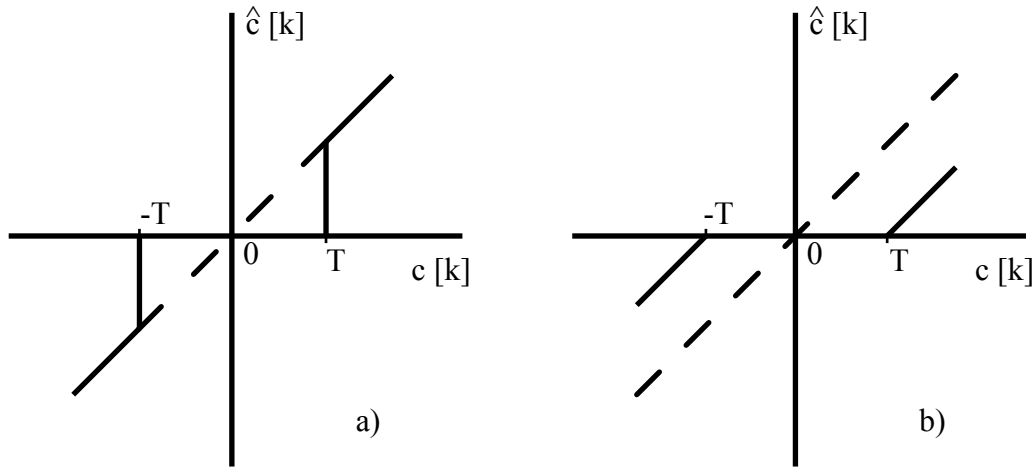
kde  $\hat{c}[k]$  jsou detailní koeficienty po prahování,  $c[k]$  jsou koeficienty před prahováním,  $T$  je hodnota prahu a  $sgn(\cdot)$  je znaménková funkce, pro kterou platí

$$sgn = \begin{cases} 1 & \text{pro } c[k] > 0, \\ 0 & \text{pro } c[k] = 0, \\ -1 & \text{pro } c[k] < 0. \end{cases} \quad (3.2)$$

Jak je patrné ze vztahu (3.1), hodnoty pod úrovní prahu jsou nulovány. U hodnot větších, než je hodnota prahu, je prahová hodnota od původní odečtena. Použitím této metody jsou upraveny všechny hodnoty wavelet koeficientů.

Tvrdé prahování opět nuluje hodnoty menší, než je hodnota nastaveného prahu, ale hodnoty větší, než je prah ponechá nezměněné. Pro tvrdé prahování tedy platí

$$\hat{c}[k] = \begin{cases} c[k] & \text{pro } |c[k]| \geq T, \\ 0 & \text{pro } |c[k]| < T. \end{cases} \quad (3.3)$$



Obr. 3.1: Poloměkké prahování (vlevo), hybridní prahování (vpravo).

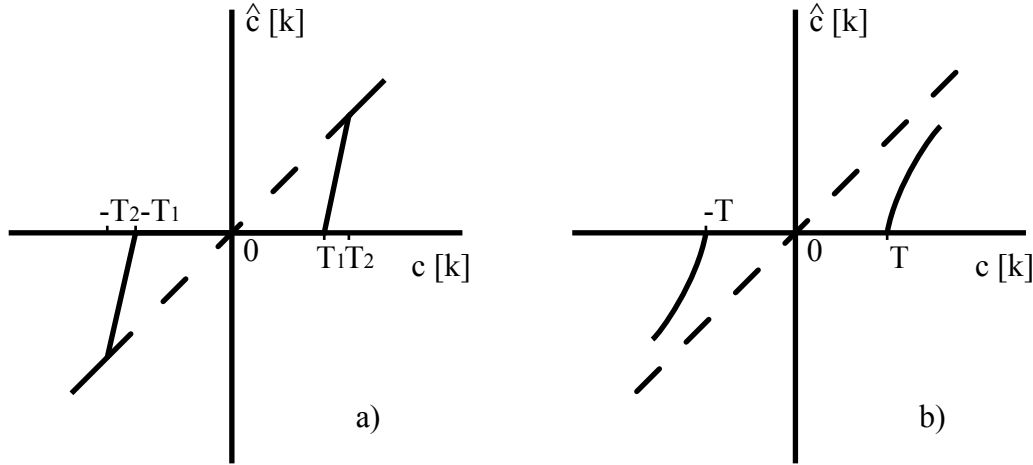
Z hlediska použitelnosti se pro odstraňování rušivých složek více hodí měkké prahování. Tvrdé prahování se používá spíše ke kompresi [5].

Dalšími typy prahování používanými v této práci jsou prahování poloměkké a prahování hybridní. Poloměkké prahování používá dvě prahové hodnoty  $T_1$  a  $T_2$ . Přičemž platí, že  $T_1 < T_2$ , prahování je popsáno následujícím vztahem

$$\hat{c}[k] = \begin{cases} c[k] & \text{pro } |c[k]| \geq T_2, \\ \text{sgn}(c[k]) \frac{(|c[k]| - T_1)T_2}{T_2 - T_1} & \text{pro } T_1 \leq |c[k]| < T_2, \\ 0 & \text{pro } |c[k]| < T_1. \end{cases} \quad (3.4)$$

Hybridní prahování představuje kompromis mezi tvrdým a měkkým prahováním. Pro hodnoty těsně nad prahem se jeho průběh blíží měkkému prahování a pro hodnoty větší se blíží tvrdému prahování [6]

$$\hat{c}[k] = \begin{cases} c[k] - \frac{T^2}{c[k]} & \text{pro } |c[k]| \geq T, \\ 0 & \text{pro } |c[k]| < T. \end{cases} \quad (3.5)$$



Obr. 3.2: Poloměkké prahování (vlevo), hybridní prahování (vpravo).

### 3.2.1 Rozsah prahování

Po dekompozici obrazu waveletovou transformací je třeba určit, v jakém rozsahu budou detailní koeficienty prahovány. Prahují se všechny detailní koeficienty ze všech úrovní dekompozice.

Z hlediska rozsahu prahových hodnot rozlišujeme několik typů prahování [10]. Nejčastěji se můžeme setkat s těmito dvěma typy:

- **Globální prahování:** Je určen jeden práh pro všechny skupiny detailních koeficientů, kterým jsou všechny koeficienty následně prahované.
- **Lokální prahování:** Pro každou skupinu detailních koeficientů je určená prahová hodnota a každá skupina je prahována samostatně.

### 3.2.2 Výpočet hodnoty prahu

Prahová hodnota může být odhadnuta, ale výsledky po prahování nemusí být uspokojivé. Z toho důvodu byly navrženy postupy pro výpočet prahové hodnoty [10]. Univerzální prahová hodnota je definována jako [1]

$$\lambda_U = \sigma\sqrt{2\ln N}, \quad (3.6)$$

kde  $\sqrt{2\ln N}$  představuje maximální hodnotu sekvence bílého šumu,  $\sigma$  je směrodatná odchylka koeficientů určených k prahování a  $N$  je počet nenulových hodnot koeficientů.

Hodnota  $\sigma$  ale není známa, z toho důvodu je zaveden MAD odhad absolutních hodnot aditivního šumu [10]. MAD představuje medián absolutních hodnot počítaný z detailních wavelet koeficientů nejmenšího měřítka dělený hodnotou 0,6745, který slouží ke kalibraci se směrodatnou odchylkou Gaussova rozložení. Univerzální prah je pak dán vztahem [1]

$$\lambda_U = \frac{\sqrt{2\ln N}\text{MAD}}{0,6745}. \quad (3.7)$$

MAD je definován vztahem [11]

$$\text{MAD}((w_i)_i) = \text{median}(|w_i|_i), \quad (3.8)$$

kde  $w_i$  představuje wavelet koeficienty.

### 3.3 Wienerův filtr

Kromě standardních metod, které odstraňují šum pomocí nastavené prahové úrovně, existuje také technika používající Wienerův filtr aplikovaný na detailní koeficienty získané wavelet dekompozicí. Tato metoda je popsána [11] [13]

$$\hat{c}[k] = \alpha[k].c[k], \quad (3.9)$$

kde  $\hat{c}[k]$  je hodnota detailního koeficientu po filtraci,  $c[k]$  je hodnota detailního koeficientu před filtrací. Hodnotu  $\alpha[k]$  lze vyjádřit jako

$$\alpha[k] = \frac{|c[k]^2 - \sigma^2|}{|c[k]|^2}, \quad (3.10)$$

kde  $\sigma$  je směrodatná odchylka šumu. Jak je patrné z rovnice (2.10)  $\alpha[k]$  může nabývat pouze kladných hodnot. Protože směrodatná odchylka není opět známá, můžeme použít odhad absolutních hodnot aditivního šumu MAD. Tento odhad je dán vztahem

$$\text{odhad} = \left( \frac{\text{MAD}}{0,6745} \right)^2. \quad (3.11)$$

## 4 METODY OBJEKTIVNÍHO POSOUZENÍ KVALITY OBRAZU

V této kapitole jsou popsány metody pro posouzení kvality, které jsou následně používány pro zhodnocení kvality obrazu po waveletové transformaci na obrazech z magnetické rezonance.

### 4.1 Relativní kontrast

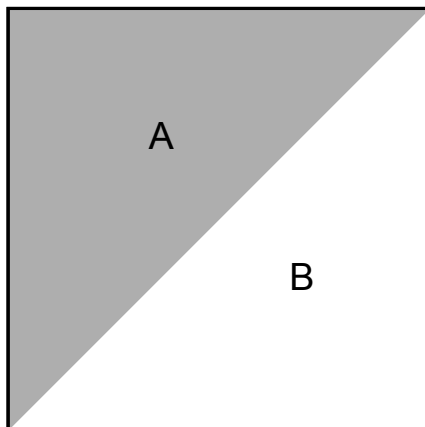
Kontrast v obraze je definován jako rozdíl mezi vizualními vlastnostmi objektu rozeznatelnými od jiných objektů a od pozadí. Kontrast intenzity v obraze je tedy definován jako [13]

$$C_{AB} = |I_A - I_B|, \quad (4.1)$$

kde  $I_A$  a  $I_B$  jsou intenzity obrazu v oblasti A a B. Relativní kontrast  $C_{\text{ref}}$  (3.5) je definován jako kontrast intenzity v obraze dělený referenční intenzitou  $I_{\text{ref}}$ . Tyto vztahy lze tedy vyjádřit

$$I_{\text{ref}} = \frac{I_A + I_B}{2}, \quad (4.2)$$

$$C_{\text{rel}} = 2 \frac{|I_A - I_B|}{I_A + I_B}. \quad (4.3)$$



Obr. 4.1: Oblasti v obraze s různou intenzitou.

## 4.2 Poměr signál-šum

Obecným kritériem pro posouzení kvality signálu při odtraňování šumu je poměr signálu k šumu SNR (Signal-to-noise ratio). SNR může být brán jako kritérium pro hodnocení kvality obrazu. Definice není bohužel doposud sjednocena[3]. SNR v MR obraze je v této práci počítán jako druhá mocnina průměrné intenzity z vybrané oblasti vztažené k druhé mocnině změny Gaussova šumu. SNR je tedy definované jako [13]

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{I_{mean}^2}{\sigma^2} \right), \quad (4.4)$$

kde  $I_{mean}$  je průměrná hodnota intenzity  $I$  v homogenní oblasti zájmu ROI (region-of-interest) vybrané oblasti obsahující signál a  $\sigma$  představuje standartní odchylku šumu v ROI. Pro  $I_{mean}$  tedy platí

$$I_{mean} = \frac{1}{MN} \sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N I_{(i,j)}. \quad (4.5)$$

Výpočet standartní odchylky šumu je dán vztahem

$$\sigma = \frac{1}{MN} \sqrt{\sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N (I_{(i,j)} - I_{mean})^2}. \quad (4.6)$$

## 4.3 Variance obrazového signálu

Variance obrazového signálu vychází ze skutečnosti, že obrazy jsou vysoce korelované. Jestliže existuje významný vztah mezi následujícími vzorky, mělo by být možné předpovídat hodnotu daného vzorku s určitou přesností z některého z předcházejících vzorků [18]. Z hlediska zpracování obrazů lze tedy pro predikci využít předchozí pixel  $u(x, y - 1)$  aktuálního pixelu  $u(x, y)$ . Rozdíl mezi aktuálním prvkem a prvkem předpovídaným je pak dán vztahem

$$g(x, y) = u(x, y) - u(x, y - 1). \quad (4.7)$$

Celková variance je pak vyvozena vztahem

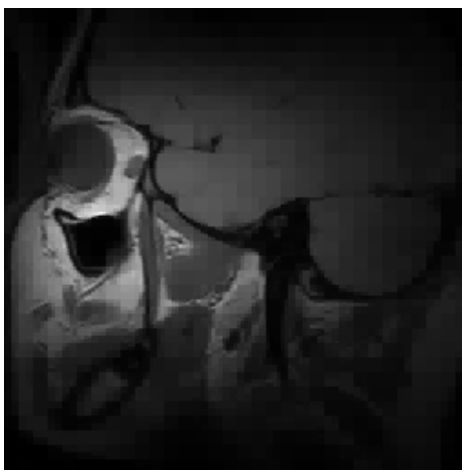
$$\sigma_p^2 = \frac{1}{M(N-1)} \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^{N-1} [g(x, y) - \bar{g}]^2, \quad (4.8)$$

kde  $\bar{g}$  představuje průměrnou hodnotu z  $g(x, y)$ .

Tato metoda je vhodná pro posouzení globální ostrosti obrazu. Obecně platí, že variance ostrého obrazu dosahuje vyšších hodnot než variance obrazu rozmazaného [18]. V této práci jsou hodnoty vypočtené variance z upravených obrazů vztažené k varianci obrazu neupraveného (vstupního). Výhodou zmíněné metody je jednoduchost a nízká výpočetní náročnost.

## 4.4 Vznik map v obraze

Některé mateřské vlnky neumožňují hladkou rekonstrukci obrazu [1]. Po odstranění nežádoucích složek prahováním nebo wienerovou filtrací pak při rekonstrukci dochází ke vzniku čtvercových map. Tato nechtěná degradace obrazu vzniká především u Haarovi vlnky (Daubechies řádu 1) a u některých biortogonálních vlnek, které používají pro rekonstrukci skokové funkce.



Obr. 4.2: Obraz obsahující čtvercové oblasti.

Pro objektivní posouzení takto degradovaných obrazů byl v této práci vytvořen algoritmus, který slouží k vyhledání počtu čtvercových popř. obdélníkových oblastí v obraze. Čtvercovou oblast představují pixely v oblasti velikosti  $M \times N$  za podmínky  $M = N$  a všechny pixely jsou stejné intenzity. Další možností je shoda intenzit v oblastech  $M \times N$  v případech, kdy  $M > N$  popř.  $M < N$ . V případě diagonální shodnosti není shoda považována za oblast. Jako oblast může být tedy posouzen samostatný pixel, který nemá v horizontálním nebo vertikálním směru shodného souseda, nebo oblasti čtvercového či obdélníkového tvaru.

Posouzení kvality z pohledu vzniku map je v této práci prezentováno jako počet oblastí vzniklých v obraze vydělený celkovým počtem pixelů obrazu. Z toho vyplývá, že obrazy, ve kterých je hodnota  $\text{Map} = 1$ , neobsahují žádné mapy. V obrazech, kde platí  $\text{Map} < 1$ , tedy mapy vznikají.

## 5 PRAKTICKÁ ČÁST PRÁCE

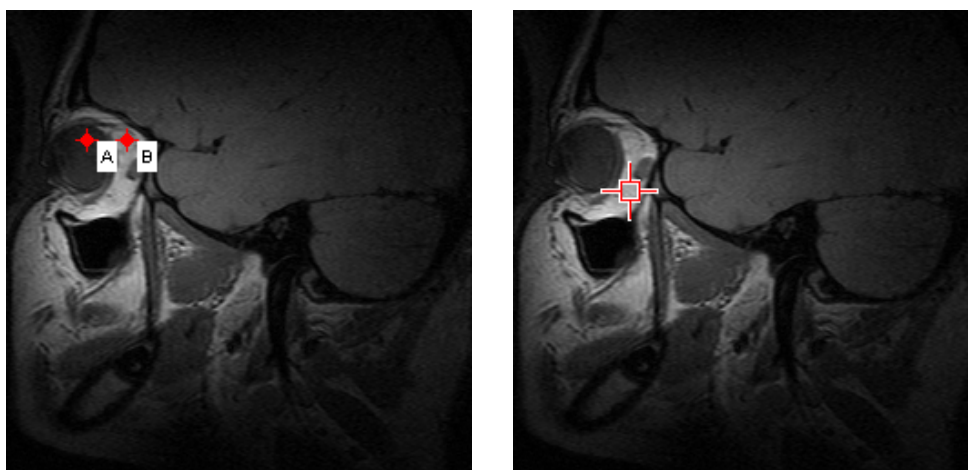
V následující kapitole je prezentována praktická část práce. Veškeré testování bylo provedeno pomocí funkcí vytvořených v prostředí programu MATLAB.

### 5.1 Testování metod na MR obrazech

Pro testování metod sloužících k odstranění nežádoucích složek v obraze v podobě šumu a dále metod pro objektivní posouzení kvality obrazu z MR byl použit obr. 1.1. Při testování byly uplatněny všechny čtyři prahovací metody popsané v kap. 3.2 a také metoda využívající Wienerův filtr. Testování je prováděno jak pro lokální, tak i pro globální prahování detailních koeficientů získaných waveletovou transformací úrovní 1–3. Prahová hodnota je počítána pomocí vztahu (3.7) pro výpočet univerzální prahové hodnoty. Problém nastává u poloměkkého prahování, kdy je třeba určit dvě hodnoty prahu. V této práci je daný problém řešen tak, že je nejprve vypočtena hodnota univerzálního prahu  $T_1$  a hodnota prahu  $T_2$  je pak nastavena jako  $T_2 = 2T_1$ .

Pro waveletovou transformaci jsou z vlnek, které nabízí program MATLAB, vybrány vlnky haar, db4 a db8, sym4 a sym8, coif2 a coif5, dmey, bior1.5 a bior6.8, rbio1.5 a rbio6.8.

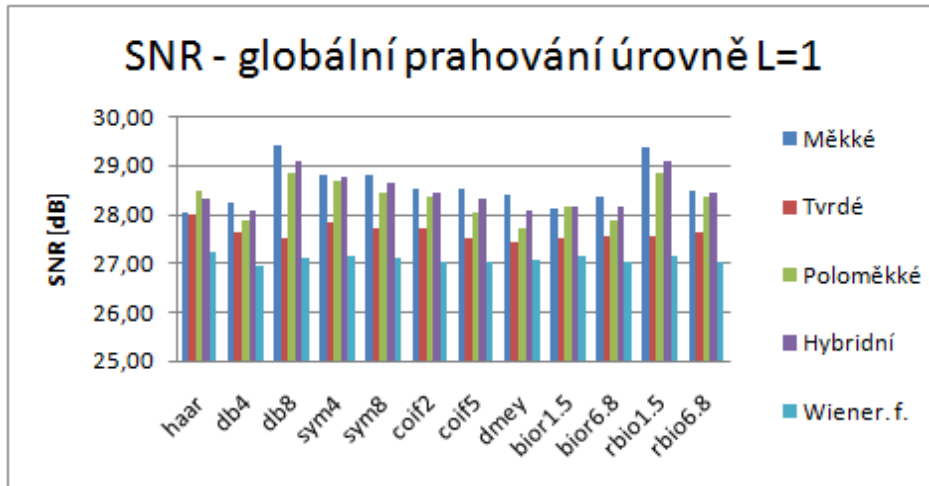
Pro objektivní posouzení kvality jsou použity všechny čtyři metody popsané v kap. 4. Pro relativní kontrast bylo třeba v obraze vybrat dva body z různých oblastí. Byl zvolen bod z oblasti A o souřadnicích [45, 72] a bod z oblasti B [67, 102] viz obr. 5.1 vlevo. Oblast pro posouzení SNR je označena na obr. 5.1 vpravo.



Obr. 5.1: Oblasti pro posouzení  $C_{rel}$  vlevo a oblast pro posouzení SNR vpravo.

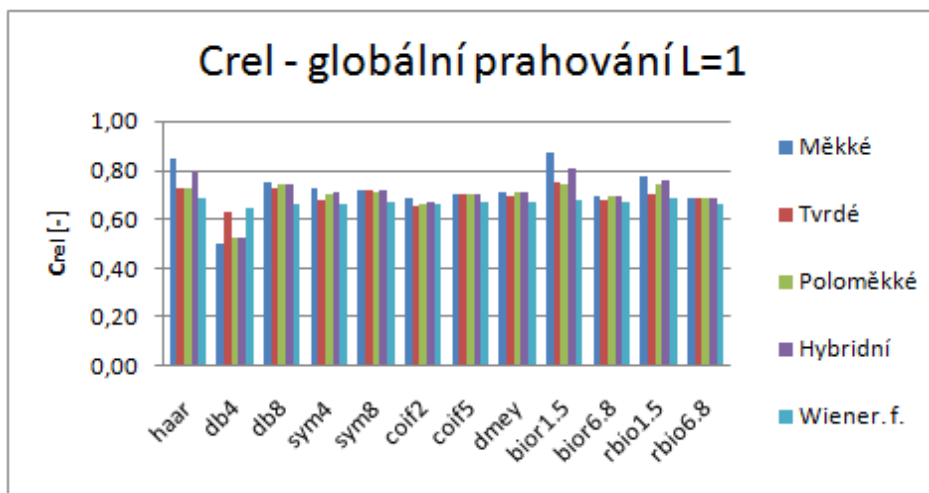
Typ vlnky		Globální prahování úroveň dekompozice $L = 1$																													
		Měkké						Tvrdé						Poloměkké						Hybridní						Wienerův filtr					
		SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var						
	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-						
haar	28,04	0,84	0,28	0,93	27,99	0,73	0,28	1,00	28,48	0,73	0,28	0,97	28,33	0,79	0,28	0,94	27,21	0,68	0,58	0,95											
db4	28,23	0,50	1,00	0,83	27,60	0,63	1,00	0,91	27,85	0,52	1,00	0,88	28,06	0,52	1,00	0,86	26,92	0,64	1,00	0,95											
db8	29,40	0,75	1,00	0,82	27,50	0,72	1,00	0,90	28,83	0,74	1,00	0,86	29,06	0,75	1,00	0,85	27,09	0,66	1,00	0,95											
sym4	28,80	0,72	1,00	0,82	27,83	0,68	1,00	0,91	28,67	0,70	1,00	0,87	28,74	0,71	1,00	0,85	27,12	0,66	1,00	0,94											
sym8	28,80	0,72	1,00	0,83	27,71	0,71	1,00	0,90	28,45	0,71	1,00	0,87	28,61	0,71	1,00	0,85	27,09	0,67	1,00	0,95											
coif2	28,49	0,68	1,00	0,82	27,70	0,66	1,00	0,91	28,34	0,66	1,00	0,87	28,44	0,67	1,00	0,85	27,04	0,66	1,00	0,95											
coif5	28,51	0,70	1,00	0,83	27,49	0,70	1,00	0,91	28,04	0,70	1,00	0,87	28,31	0,70	1,00	0,85	27,02	0,67	1,00	0,95											
dmey	28,40	0,71	1,00	0,85	27,43	0,70	1,00	0,91	27,71	0,71	1,00	0,88	28,07	0,71	1,00	0,87	27,05	0,67	1,00	0,96											
bior1.5	28,11	0,87	0,29	1,10	27,50	0,75	0,29	1,10	28,13	0,74	0,29	1,10	28,14	0,81	0,29	1,08	27,15	0,68	0,71	0,98											
bior6.8	28,36	0,69	1,00	0,82	27,56	0,68	1,00	0,90	27,87	0,69	1,00	0,86	28,16	0,69	1,00	0,85	27,01	0,67	1,00	0,95											
rbio1.5	29,37	0,77	1,00	0,77	27,55	0,71	1,00	0,87	28,83	0,75	1,00	0,82	29,08	0,75	1,00	0,80	27,13	0,68	1,00	0,93											
rbio6.8	28,47	0,69	1,00	0,84	27,62	0,69	1,00	0,91	28,34	0,68	1,00	0,88	28,42	0,69	1,00	0,86	27,02	0,66	1,00	0,95											

Tab. 5.1: Globální prahování  $L = 1$ .



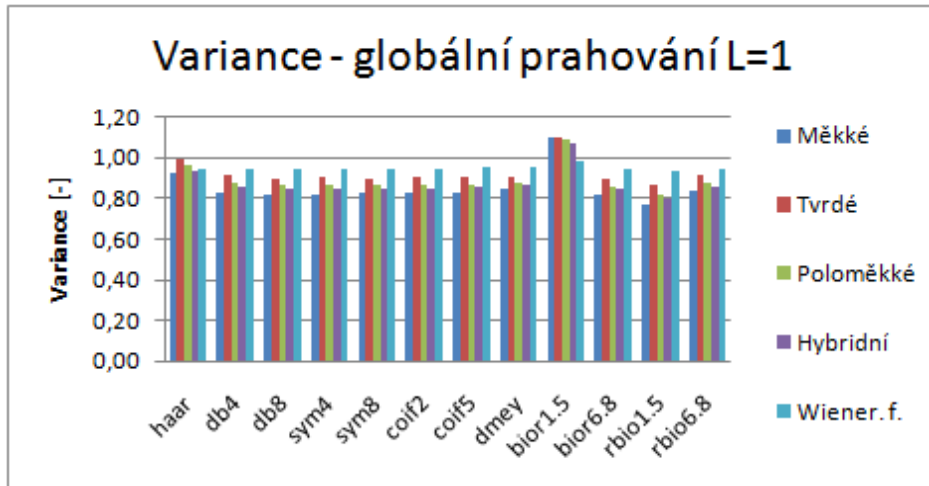
Obr. 5.2: Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 1$ .

Z grafu 5.2 je patrné, že nejvyšších hodnot SNR bylo dosaženo při použití vlnky db8 a rbior1.5. Ve většině případů použitých vlnek vycházely nejvyšší hodnoty pro měkké prahování. Naopak ve všech případech byly naměřeny nejnižší hodnoty za použití Wienerova filtru.



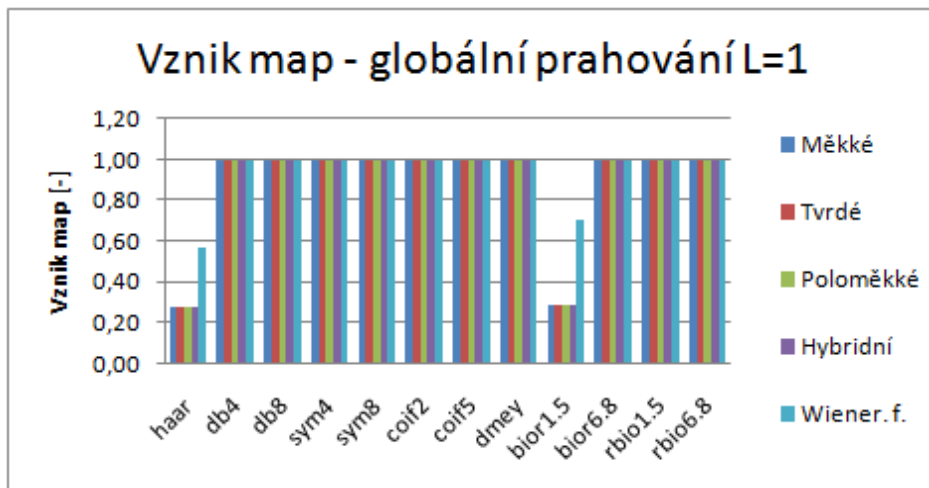
Obr. 5.3: Závislost  $C_{rel}$  pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 1$ .

Z hlediska relativního kontrastu viz 5.3 vycházely hodnoty pro všechny vlnky velmi podobné, pouze u vlnky db4 byly naměřené hodnoty nižší. Jednotlivé vlnky měly nejvyšší hodnoty opět při použití měkkého prahování.



Obr. 5.4: Závislost obrazové variance pro globální prahování úroveň  $L = 1$ .

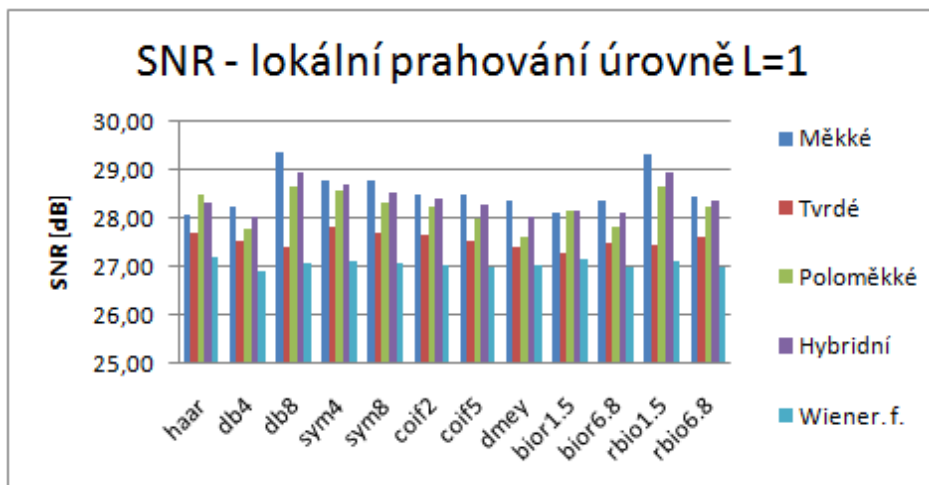
Hodnoty obrazové variance vycházely pro všechny vlnky velmi podobné. Výjimku tvoří vlnky haar a bior1.5, u kterých byly naměřené hodnoty vyšší viz obr. 5.4, což značí menší rozmazání obrazu. Tyto dvě vlnky mají na rozdíl od ostatních podobu skokové funkce a díky tomu může docházet k lepším vlastnostem z pohledu ostrosti obrazu. Jejich značnou nevýhodou je ovšem vznik velkého množství čtvercových map v rekonstruovaném obraze viz obr. 5.5.



Obr. 5.5: Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úroveň  $L = 1$ .

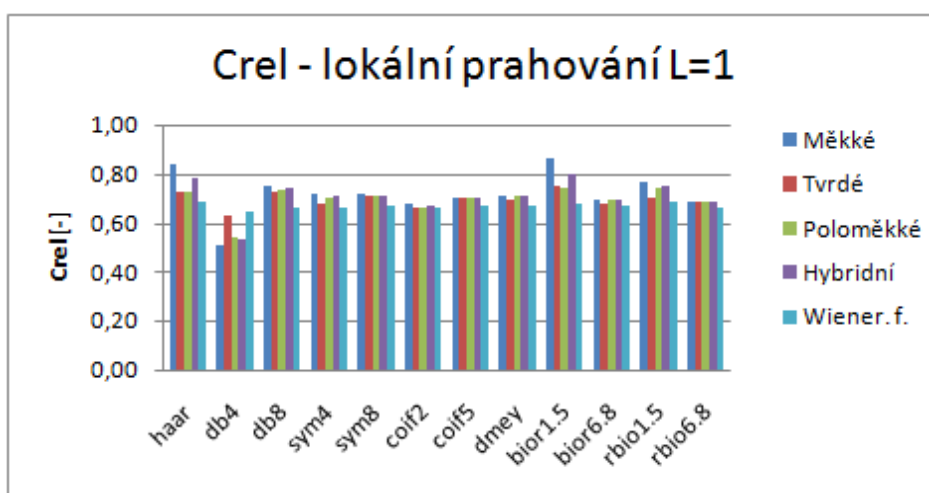
Typ vlnky		Lokální prahování úroveň dekompozice $L = 1$																													
		Měkké						Tvrdé						Poloměkké						Hybridní						Wienerův filtr					
		SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var						
	dB	-	-	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-				
haar	28,08	0,84	0,28	0,92	27,72	0,73	0,28	0,99	28,49	0,73	0,28	0,97	28,35	0,78	0,28	0,94	27,21	0,68	0,58	0,95											
db4	28,24	0,51	1,00	0,83	27,52	0,63	1,00	0,92	27,80	0,54	1,00	0,88	28,06	0,53	1,00	0,86	26,92	0,64	1,00	0,95											
db8	29,36	0,75	1,00	0,83	27,42	0,72	1,00	0,90	28,67	0,74	1,00	0,87	28,95	0,74	1,00	0,85	27,09	0,66	1,00	0,95											
sym4	28,80	0,72	1,00	0,82	27,84	0,67	1,00	0,91	28,59	0,70	1,00	0,87	28,70	0,71	1,00	0,85	27,12	0,66	1,00	0,94											
sym8	28,78	0,72	1,00	0,83	27,70	0,71	1,00	0,91	28,33	0,71	1,00	0,87	28,56	0,71	1,00	0,85	27,09	0,67	1,00	0,95											
coif2	28,50	0,68	1,00	0,83	27,69	0,66	1,00	0,91	28,27	0,66	1,00	0,87	28,41	0,67	1,00	0,85	27,04	0,66	1,00	0,95											
coif5	28,51	0,70	1,00	0,83	27,56	0,70	1,00	0,91	27,99	0,70	1,00	0,87	28,28	0,70	1,00	0,86	27,02	0,67	1,00	0,95											
dmey	28,38	0,71	1,00	0,85	27,40	0,69	1,00	0,92	27,64	0,71	1,00	0,88	28,03	0,71	1,00	0,87	27,05	0,67	1,00	0,96											
bior1.5	28,14	0,86	0,30	1,09	27,29	0,75	0,30	1,09	28,15	0,74	0,30	1,09	28,17	0,80	0,30	1,07	27,15	0,68	0,71	0,98											
bior6.8	28,36	0,69	1,00	0,82	27,48	0,68	1,00	0,90	27,82	0,69	1,00	0,87	28,13	0,69	1,00	0,85	27,01	0,67	1,00	0,95											
rbio1.5	29,33	0,77	1,00	0,77	27,44	0,71	1,00	0,88	28,67	0,74	1,00	0,83	28,98	0,75	1,00	0,81	27,13	0,68	1,00	0,93											
rbio6.8	28,48	0,69	1,00	0,84	27,62	0,69	1,00	0,92	28,27	0,68	1,00	0,88	28,39	0,69	1,00	0,86	27,02	0,66	1,00	0,95											

Tab. 5.2: Lokální prahování  $L = 1$ .



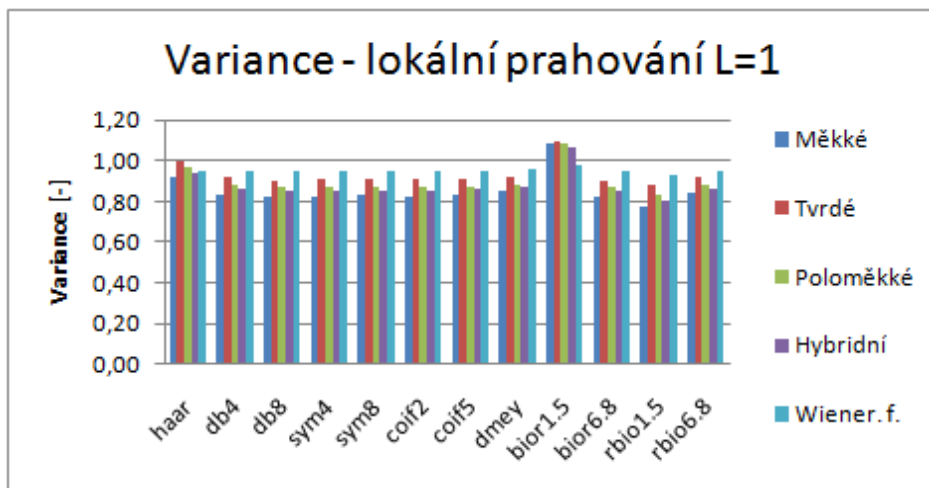
Obr. 5.6: Závislost SNR pro lokální prahování dekompozice úrovně  $L = 1$ .

Rozdíly mezi globálním a lokálním prahováním jsou při prahování detailních koeficientů v úrovni dekompozice  $L = 1$  pouze nepatrné. Nejlepších výsledků z pohledu SNR obr. 5.6 opět dosahuje ve většině případů měkké prahování. Dobré výsledky byly získány i při použití poloměkkého a hybridního prahování, naopak při použití tvrdého prahování a wienerova filtru byly hodnoty SNR poměrně nízké.



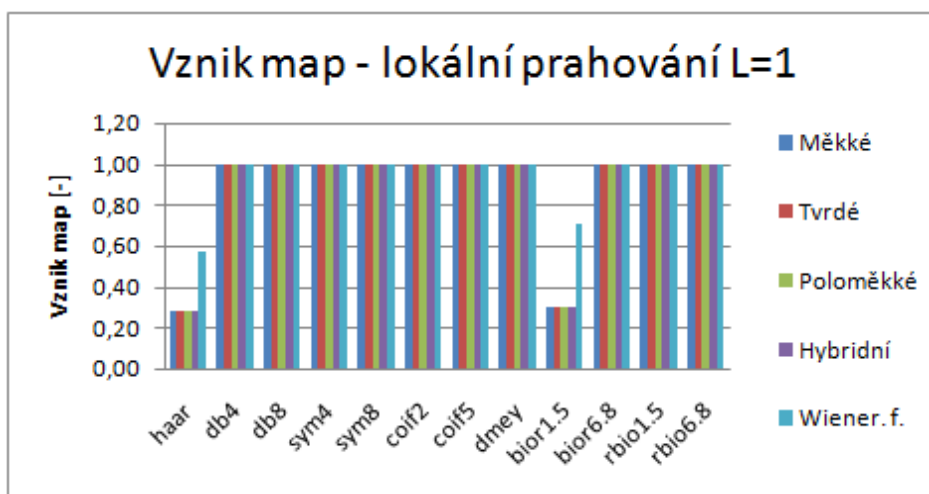
Obr. 5.7: Závislost  $C_{rel}$  pro lokální prahování dekompozice úrovně  $L = 1$ .

Hodnoty relativního kontrastu obr. 5.7 jsou v porovnání s globálním prahováním mírně zvýšené, jedná se však řádově pouze o setiny. Nejnižší hodnoty byly neměřeny pro některé typy prahovacích metod opět u vlnky db4.



Obr. 5.8: Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně  $L = 1$ .

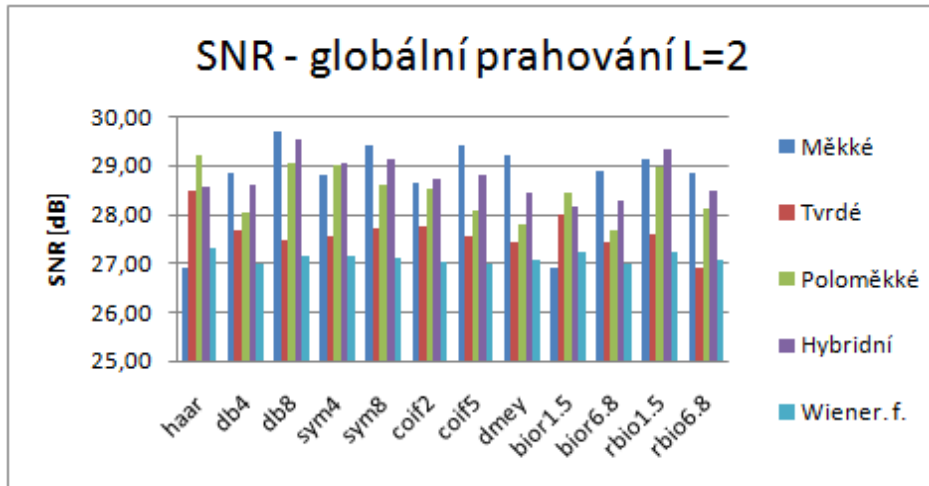
Variance obrazového signálu obr. 5.8 je stejně jako vznik čtvercových oblastí v obraze obr. 5.9 téměř totožná v porovnání s globálním prahováním v této úrovni dekompozice.



Obr. 5.9: Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně  $L = 1$ .

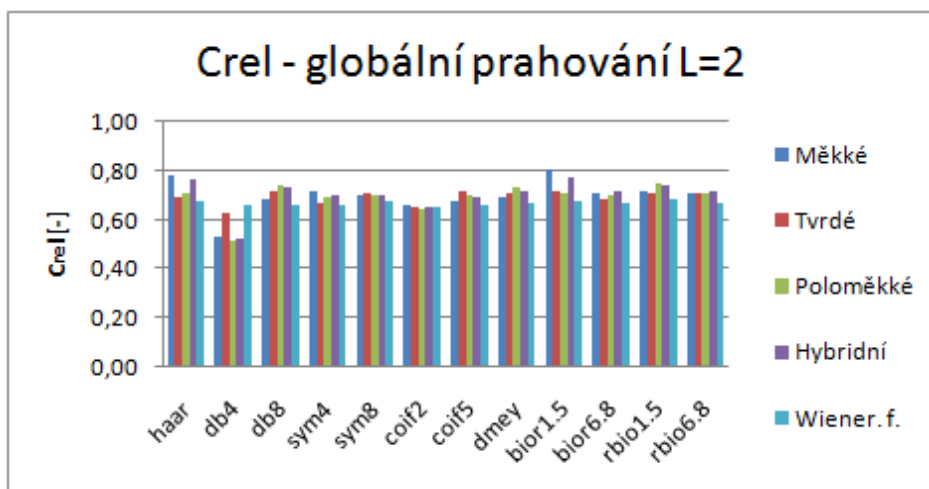
Globální prahování úroveň dekompozice $L = 2$																					
Typ vlnky	Měkké					Tvrdé					Poloměkké			Hybridní			Wienerův filtr				
	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	SNR	Crel	Map	SNR	Crel	Map	SNR	Crel	Map	Var
	dB	-	-	-	dB	-	-	-	dB	-	-	dB	-	-	dB	-	-	dB	-	-	-
haar	26,91	0,79	0,15	0,74	28,51	0,69	0,14	0,96	29,22	0,71	0,15	0,91	28,58	0,77	0,15	0,84	27,30	0,68	0,55	0,93	
db4	28,87	0,53	1,00	0,62	27,69	0,63	1,00	0,87	28,06	0,52	1,00	0,81	28,60	0,53	1,00	0,74	27,01	0,66	1,00	0,93	
db8	29,71	0,69	1,00	0,62	27,48	0,72	1,00	0,87	29,06	0,74	1,00	0,80	29,57	0,73	1,00	0,74	27,16	0,66	1,00	0,93	
sym4	28,82	0,71	1,00	0,62	27,57	0,67	1,00	0,87	29,03	0,69	1,00	0,80	29,05	0,70	1,00	0,74	27,15	0,66	1,00	0,93	
sym8	29,45	0,70	1,00	0,62	27,73	0,71	1,00	0,87	28,61	0,70	1,00	0,80	29,13	0,70	1,00	0,74	27,10	0,68	1,00	0,93	
coif2	28,66	0,66	1,00	0,62	27,74	0,65	1,00	0,87	28,53	0,65	1,00	0,80	28,74	0,66	1,00	0,74	27,05	0,65	1,00	0,93	
coif5	29,44	0,68	1,00	0,63	27,54	0,72	1,00	0,87	28,08	0,70	1,00	0,81	28,83	0,70	1,00	0,75	27,00	0,66	1,00	0,94	
dmey	29,22	0,69	1,00	0,65	27,42	0,71	1,00	0,88	27,79	0,73	1,00	0,82	28,45	0,72	1,00	0,77	27,07	0,67	1,00	0,95	
bior1.5	26,90	0,80	0,19	0,90	28,02	0,72	0,19	1,07	28,45	0,71	0,19	1,05	28,17	0,77	0,19	0,98	27,25	0,68	0,71	0,96	
bior6.8	28,90	0,71	1,00	0,63	27,44	0,69	1,00	0,87	27,69	0,70	1,00	0,80	28,31	0,72	1,00	0,75	27,00	0,67	1,00	0,94	
rbio1.5	29,16	0,71	1,00	0,58	27,60	0,71	1,00	0,83	29,00	0,75	1,00	0,76	29,34	0,74	1,00	0,69	27,24	0,69	1,00	0,95	
rbio6.8	28,85	0,71	1,00	0,62	26,89	0,71	1,00	0,88	28,11	0,71	1,00	0,81	28,51	0,72	1,00	0,75	27,06	0,67	1,00	0,93	

Tab. 5.3: Globální prahování  $L = 2$ .



Obr. 5.10: Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 2$ .

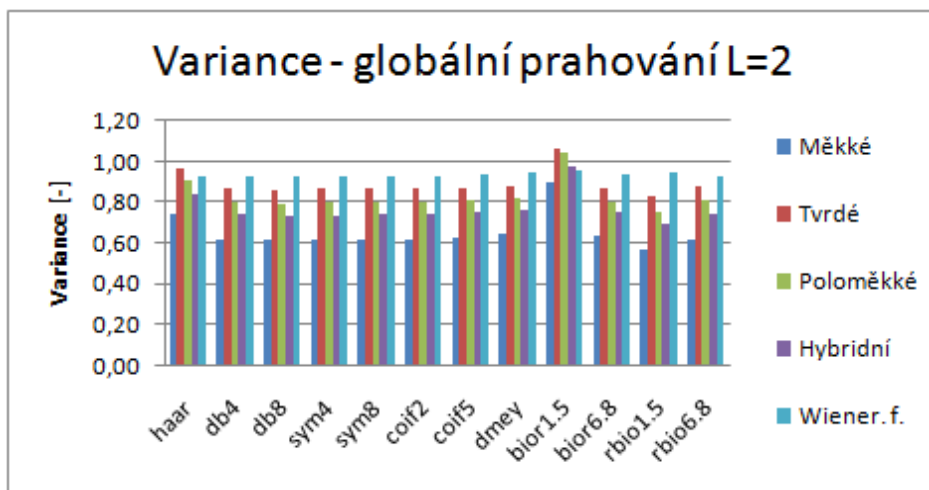
Jak je patrné z grafu na obr. 5.10 pro globální prahování do úrovně dekompozice  $L = 2$ , SNR dosahuje vyšších hodnot než v případě dekompozice úrovně  $L = 1$ . Nejvyšší hodnota je naměřena pro měkké prahování při použití vlnky db8. Při použití měkkého prahování je u většiny vlnek naměřena nejvyšší hodnota, výjimkou jsou vlnky haar a bior1.5, kde je hodnota SNR v porovnání s ostatními metodami nejnižší, a to i v porovnání s wienerovým filtrem, který má u všech ostatních vlnek hodnoty jednoznačně nejnižší. Celkem vysoké hodnoty SNR byly zjištěny také při použití hybridního prahování.



Obr. 5.11: Závislost  $C_{rel}$  pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 2$ .

Z pohledu relativního kontrastu obr. 5.11 jsou nejvyšší hodnoty naměřené v případě

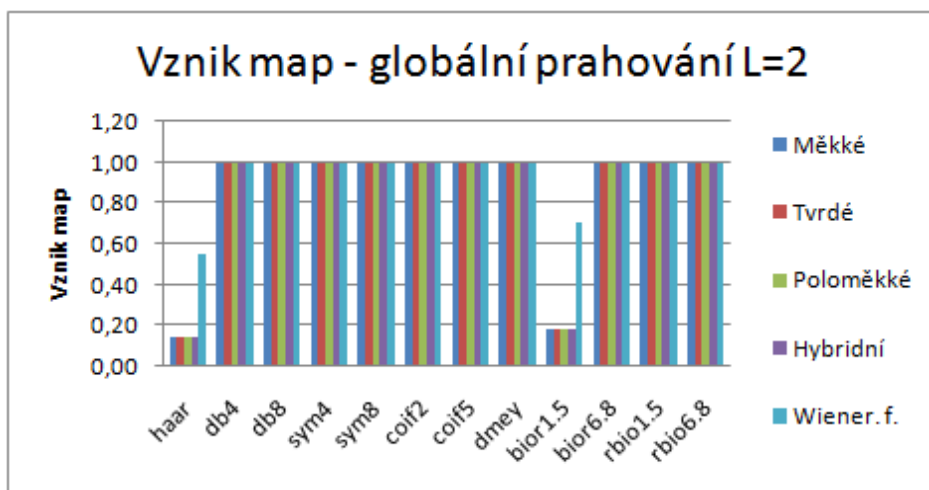
vlnky haar a bior1.5, a to především při použití měkkého a hybridního prahování. Nejnižší hodnoty byly zjištěny pro vlnku db4.



Obr. 5.12: Závislost obrazové variance pro globální prahování úrovně  $L = 2$ .

Obrazová variance obr. 5.12 dosahuje nejvyšších hodnot u vlnky bior1.5, a to především pro tvrdé a poloměkké prahování. Pro ostatní vlnky je nejvyšší hodnota ve většině případů dosažena pro měkké prahování.

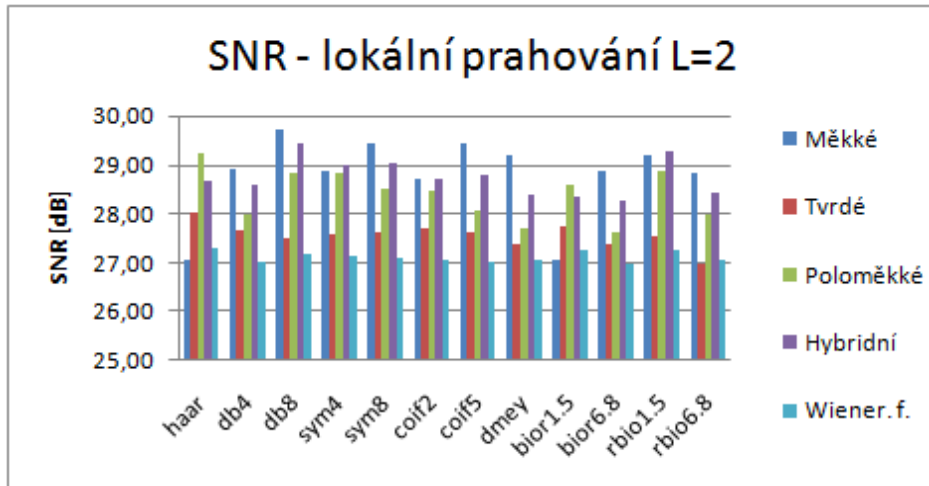
U vlnek haar a bior1.5 vznikají opět čtvercové mapy v obraze viz obr. 5.13, a to ještě v ještě větší míře než v případě urovně dekompozice  $L = 1$ .



Obr. 5.13: Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úrovně  $L = 2$ .

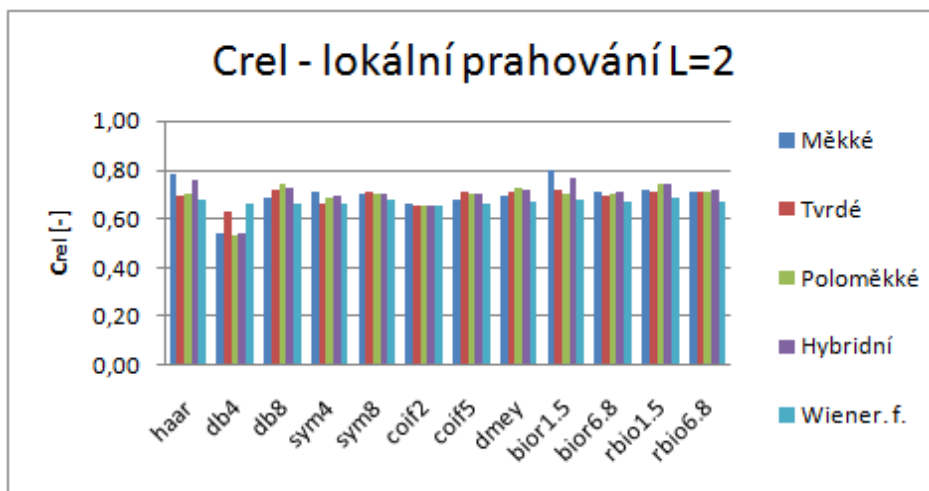
Typ vlnky		Lokální prahování úroveň dekompozice $L = 2$																													
		Měkké						Tvrdé						Poloměkké						Hybridní						Wienerův filtr					
		SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var						
	dB	-	-	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-				
haar	27,07	0,78	0,15	0,74	28,03	0,69	0,15	0,96	29,24	0,70	0,15	0,91	28,68	0,76	0,15	0,84	27,30	0,68	0,55	0,93	27,30	0,68	0,55	0,93							
db4	28,90	0,54	1,00	0,63	27,66	0,63	1,00	0,88	27,97	0,53	1,00	0,82	28,58	0,54	1,00	0,75	27,01	0,66	1,00	0,93	27,01	0,66	1,00	0,93							
db8	29,70	0,69	1,00	0,62	27,48	0,72	1,00	0,87	28,83	0,74	1,00	0,81	29,44	0,73	1,00	0,75	27,16	0,66	1,00	0,93	27,16	0,66	1,00	0,93							
sym4	28,85	0,71	1,00	0,63	27,57	0,66	1,00	0,87	28,84	0,69	1,00	0,81	28,98	0,70	1,00	0,75	27,15	0,66	1,00	0,93	27,15	0,66	1,00	0,93							
sym8	29,43	0,70	1,00	0,63	27,64	0,71	1,00	0,87	28,50	0,70	1,00	0,81	29,04	0,71	1,00	0,75	27,10	0,68	1,00	0,93	27,10	0,68	1,00	0,93							
coif2	28,70	0,66	1,00	0,63	27,72	0,66	1,00	0,88	28,45	0,65	1,00	0,81	28,72	0,66	1,00	0,75	27,05	0,65	1,00	0,93	27,05	0,65	1,00	0,93							
coif5	29,42	0,68	1,00	0,64	27,61	0,71	1,00	0,88	28,07	0,70	1,00	0,82	28,78	0,70	1,00	0,76	27,00	0,66	1,00	0,94	27,00	0,66	1,00	0,94							
dmey	29,18	0,69	1,00	0,66	27,36	0,71	1,00	0,89	27,69	0,73	1,00	0,83	28,37	0,71	1,00	0,78	27,07	0,67	1,00	0,95	27,07	0,67	1,00	0,95							
bior1.5	27,07	0,80	0,20	0,90	27,74	0,72	0,19	1,06	28,61	0,70	0,20	1,04	28,33	0,77	0,20	0,97	27,25	0,68	0,71	0,96	27,25	0,68	0,71	0,96							
bior6.8	28,89	0,71	1,00	0,64	27,37	0,69	1,00	0,88	27,61	0,70	1,00	0,81	28,28	0,71	1,00	0,76	27,00	0,67	1,00	0,94	27,00	0,67	1,00	0,94							
rbio1.5	29,19	0,71	1,00	0,59	27,55	0,71	1,00	0,84	28,86	0,74	1,00	0,77	29,27	0,74	1,00	0,70	27,24	0,69	1,00	0,92	27,24	0,69	1,00	0,92							
rbio6.8	28,84	0,71	1,00	0,63	26,99	0,71	1,00	0,88	28,00	0,71	1,00	0,82	28,41	0,72	1,00	0,76	27,06	0,67	1,00	0,93	27,06	0,67	1,00	0,93							

Tab. 5.4: Lokální prahování  $L = 2$ .



Obr. 5.14: Závislost SNR pro lokální prahování dekompozice úrovně  $L = 2$ .

Pro lokální prahování úrovně  $L = 2$  obr. 5.14 je u SNR vidět u funkce haar oproti globálnímu prahování nižší hodnota pro tvrdé prahování a naopak vyšší hodnota pro prahování měkké. Tvrdé prahování je mírně nižší také u ostatních vlnek. Nejvyšší hodnota byla naměřena u vlnky db8 pro měkké prahování. Nejnižší hodnoty se vyskytly u většiny vlnek opět za použití wienerova filtru.

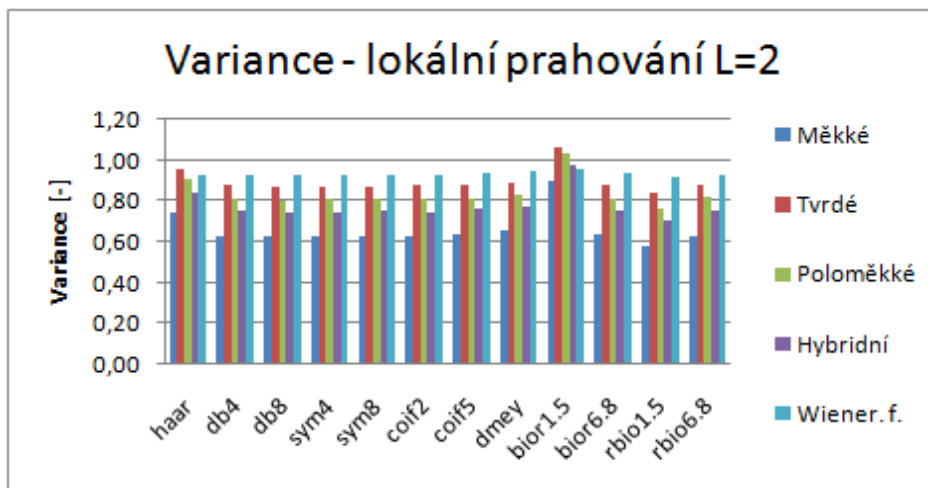


Obr. 5.15: Závislost  $C_{rel}$  pro lokální prahování dekompozice úrovně  $L = 2$ .

V této úrovni dekompozice byl relativní kontrast obr. 5.15 nejvyšší pro vlnky haar a bior1.5, a to pro měkké a hybridní prahování. Pro vlnku db4 jsou hodnoty nižší. Je zde ale zřejmý znatelný rozdíl při použití tvrdého prahování a wienerova

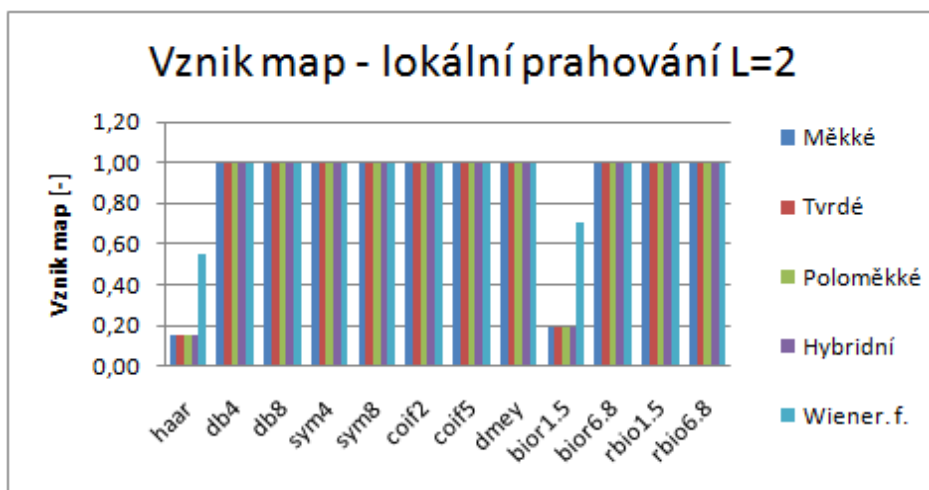
filtru, kde jsou hodnoty vyšší než při použití ostatních prahovacích metod.

U obrazové variance obr. 5.1 jsou stejně jako v předešlých případech nejvyšší naměřené hodnoty pro vlnku haar a bior1.5, a to pro tvrdé prahování. U ostatních vlnek jsou ve většině případů zaznamenány nejvyšší hodnoty pro měkké prahování.



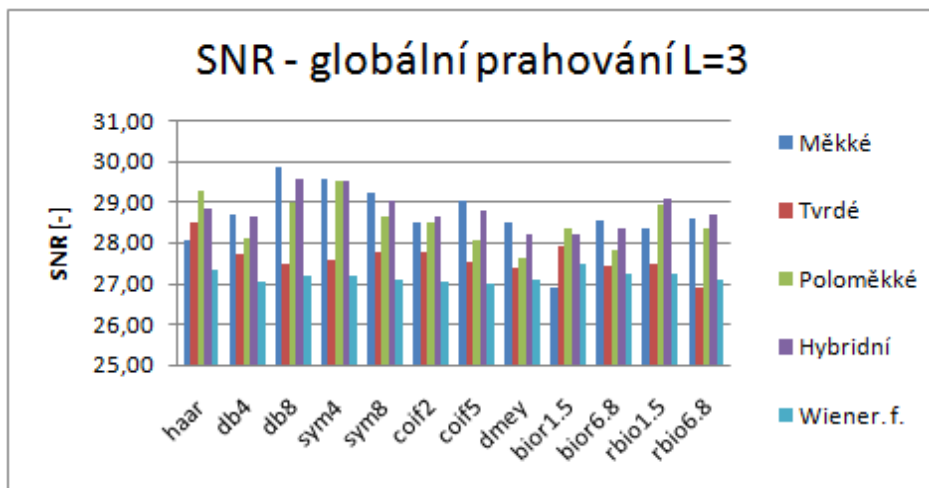
Obr. 5.16: Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně  $L = 2$ .

U vlnek haar a bior1.5 je opět zaznamenán velký vliv na vznik čtvercových map v rekonstruovaném obraze viz obr. 5.17. Nejmenší vliv na vznik těchto oblastí má metoda používající wienerův filtr.



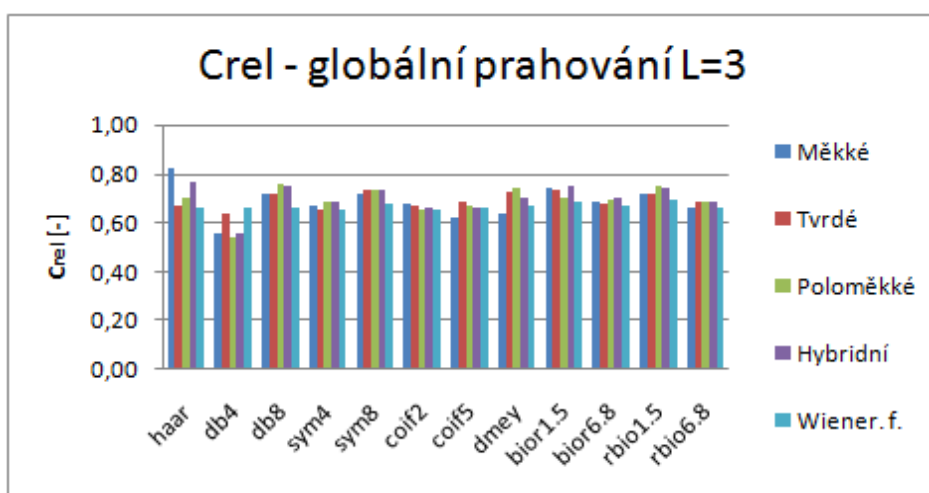
Obr. 5.17: Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně  $L = 2$ .





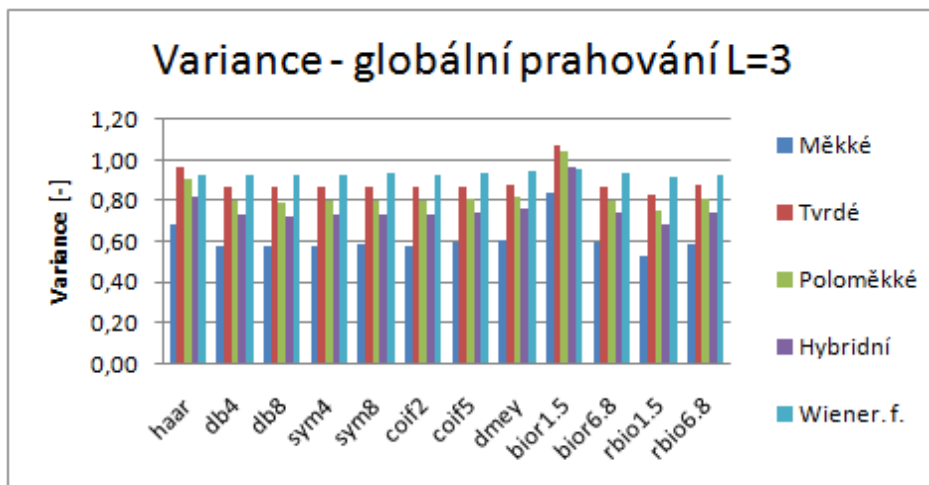
Obr. 5.18: Závislost SNR pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 3$ .

V porovnání s předchozími úrovněmi jsou hodnoty SNR pro úroveň  $L = 3$  mírně vyšší. Nejvyšší hodnota je naměřena pro měkké prahování u vlnky db8 viz obr. 5.18. Velký rozdíl oproti úrovni  $L=1$  je patrný u vlnky rbio1.5 pro měkké prahování. V první úrovni dosahovala tato metoda hodnot přesahující 30dB. Nízké hodnoty byly naměřeny především při použití wienerova filtru a tvrdého prahování.



Obr. 5.19: Závislost  $C_{rel}$  pro globální prahování dekompozice úrovně  $L = 3$ .

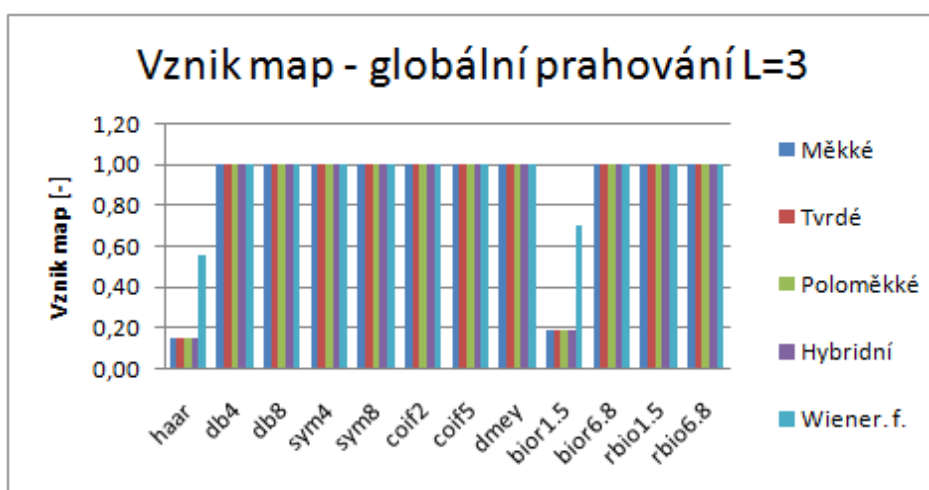
Nejvyšší hodnota relativního kontrastu obr. 5.19 byla naměřena pro vlnku haar v kombinaci s měkkým prahováním, naopak nejnižší pro vlnku db4 v kombinaci s poloměkkým prahováním. Oproti předchozím úrovním se hodnoty mírně snížily.



Obr. 5.20: Závislost obrazové variance pro globální prahování úrovně  $L = 3$ .

Variance obrazu obr. 5.20 vyšla v této úrovni opět nejvyšší pro vlnku bior1.5, a to v kombinaci s tvrdým prahováním. Nejnížší hodnoty jsou naměřeny ve všech případech při použití měkkého prahování. Naopak při použití metody s wienerovým filtrem jsou hodnoty variance pro většinu vlnek nejvyšší.

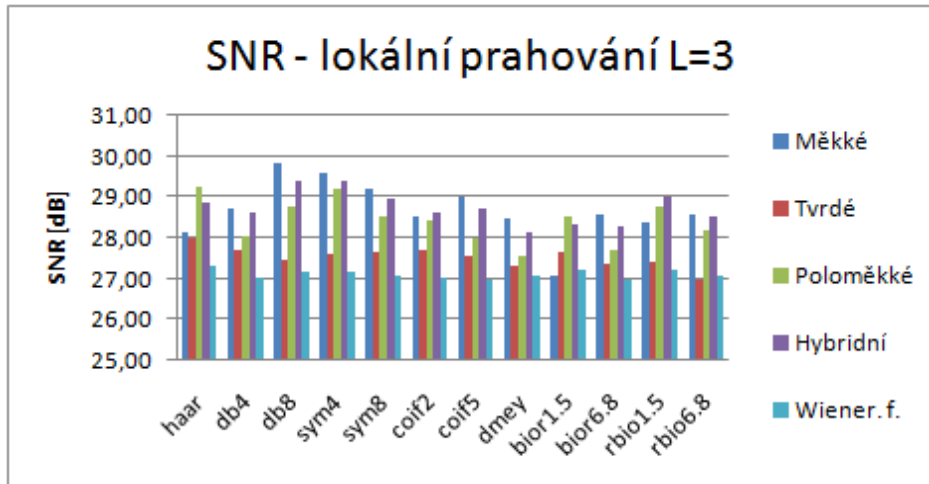
Čtvercové mapy vznikají stejně jako v předchozích případech pro vlnky haar a bior1.5 viz obr. 5.21, což je dáno, jak již bylo zmíněno, jejich tvarem, který je skokový. Wienerův filtr vychází opět oproti prahovacím metodám lépe.



Obr. 5.21: Závislost vzniku map v obraze pro globální prahování úrovně  $L = 3$ .

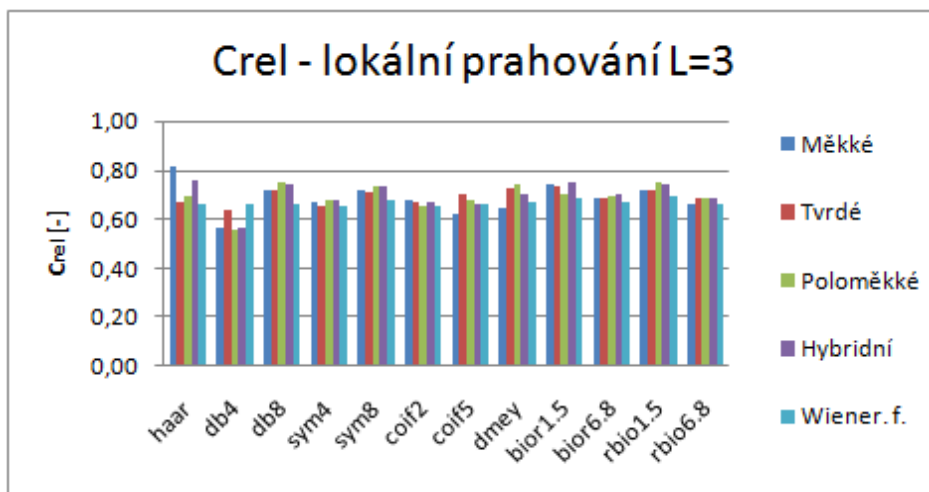
Typ vlnky		Lokální prahování úroveň dekompozice $L = 3$																													
		Měkké						Tvrdé						Poloměkké						Hybridní						Wienerův filtr					
		SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var						
	dB	-	-	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-	dB	-	-	-	-				
haar	28,16	0,81	0,15	0,68	27,98	0,67	0,15	0,96	29,27	0,69	0,15	0,91	28,87	0,76	0,15	0,82	27,30	0,66	0,56	0,93	27,30	0,66	0,56	0,93	27,30	0,66	0,56	0,93			
db4	28,72	0,56	1,00	0,59	27,70	0,64	1,00	0,88	28,02	0,55	1,00	0,81	28,61	0,56	1,00	0,74	27,02	0,66	1,00	0,93	27,02	0,66	1,00	0,93	27,02	0,66	1,00	0,93			
db8	29,83	0,72	1,00	0,58	27,49	0,72	1,00	0,87	28,76	0,75	1,00	0,80	29,42	0,74	1,00	0,74	27,17	0,66	1,00	0,93	27,17	0,66	1,00	0,93	27,17	0,66	1,00	0,93			
sym4	29,57	0,67	1,00	0,59	27,60	0,65	1,00	0,87	29,22	0,68	1,00	0,81	29,39	0,68	1,00	0,74	27,18	0,66	1,00	0,93	27,18	0,66	1,00	0,93	27,18	0,66	1,00	0,93			
sym8	29,19	0,72	1,00	0,59	27,65	0,71	1,00	0,87	28,53	0,73	1,00	0,81	28,95	0,73	1,00	0,74	27,10	0,68	1,00	0,93	27,10	0,68	1,00	0,93	27,10	0,68	1,00	0,93			
coif2	28,53	0,68	1,00	0,59	27,72	0,67	1,00	0,87	28,43	0,65	1,00	0,81	28,63	0,67	1,00	0,74	27,04	0,66	1,00	0,93	27,04	0,66	1,00	0,93	27,04	0,66	1,00	0,93			
coif5	29,04	0,62	1,00	0,60	27,57	0,70	1,00	0,88	28,02	0,67	1,00	0,81	28,71	0,66	1,00	0,75	27,00	0,66	1,00	0,94	27,00	0,66	1,00	0,94	27,00	0,66	1,00	0,94			
dmey	28,50	0,65	1,00	0,62	27,33	0,72	1,00	0,89	27,56	0,74	1,00	0,83	28,13	0,70	1,00	0,77	27,07	0,67	1,00	0,95	27,07	0,67	1,00	0,95	27,07	0,67	1,00	0,95			
bior1.5	27,07	0,74	0,20	0,84	27,66	0,73	0,20	1,06	28,52	0,70	0,20	1,04	28,33	0,75	0,20	0,96	27,25	0,68	0,71	0,96	27,25	0,68	0,71	0,96	27,25	0,68	0,71	0,96			
bior6.8	28,56	0,69	1,00	0,61	27,35	0,68	1,00	0,88	27,69	0,69	1,00	0,81	28,31	0,70	1,00	0,75	26,99	0,67	1,00	0,93	26,99	0,67	1,00	0,93	26,99	0,67	1,00	0,93			
rbio1.5	28,40	0,72	1,00	0,54	27,41	0,72	1,00	0,84	28,77	0,75	1,00	0,76	29,02	0,74	1,00	0,69	27,23	0,69	1,00	0,91	27,23	0,69	1,00	0,91	27,23	0,69	1,00	0,91			
rbio6.8	28,59	0,66	1,00	0,59	26,97	0,68	1,00	0,88	28,17	0,68	1,00	0,81	28,56	0,69	1,00	0,75	27,07	0,66	1,00	0,93	27,07	0,66	1,00	0,93	27,07	0,66	1,00	0,93			

Tab. 5.6: Lokální prahování  $L = 3$ .



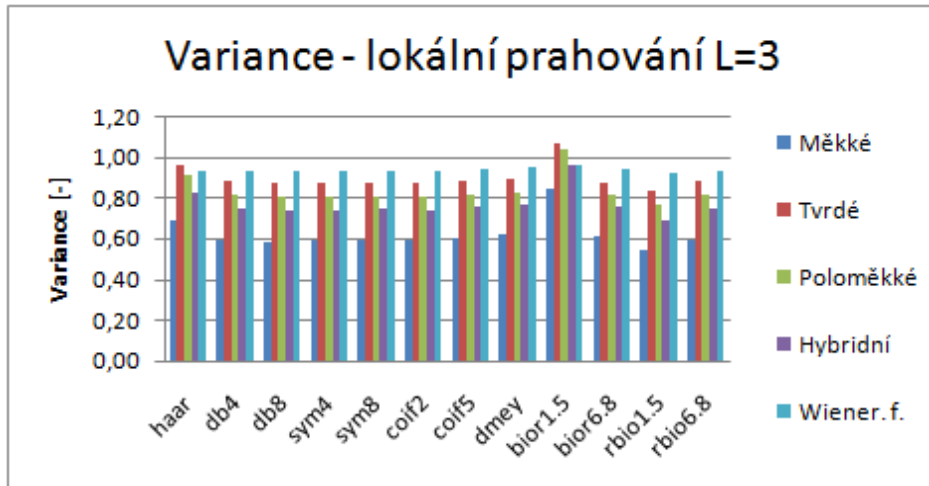
Obr. 5.22: Závislost SNR pro lokální prahování úrovně  $L = 3$ .

Lokální prahování do úrovně dekompozice  $L = 3$  nepřináší oproti globálnímu prahování této úrovně téměř žádné změny viz obr. 5.22. Nejvyšší hodnoty byly naměřeny při použití měkkého, poloměkkého popř. hybridního prahování. Nižší hodnoty byly opět získány s použitím tvrdého prahování nebo wienerova filtru. Výjimkou je především vlnka bior1.5, u které je hodnota získaná s použitím měkkého prahování ještě nižší než pro prahování tvrdé i pro wienerův filtr.



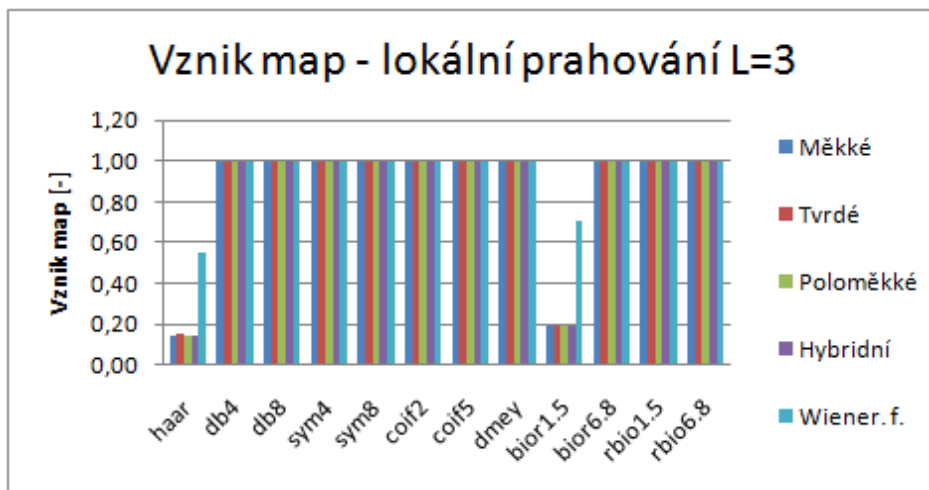
Obr. 5.23: Závislost  $C_{rel}$  pro lokální prahování dekompozice úrovně  $L = 3$ .

Změny v hodnotách relativního kontrastu obr. 5.23 jsou oproti globálnímu prahování jen minimální. Nejvyšší hodnota je naměřena pro vlnku haar v kombinaci s měkkým prahováním.



Obr. 5.24: Závislost obrazové variance pro lokální prahování úrovně  $L = 3$ .

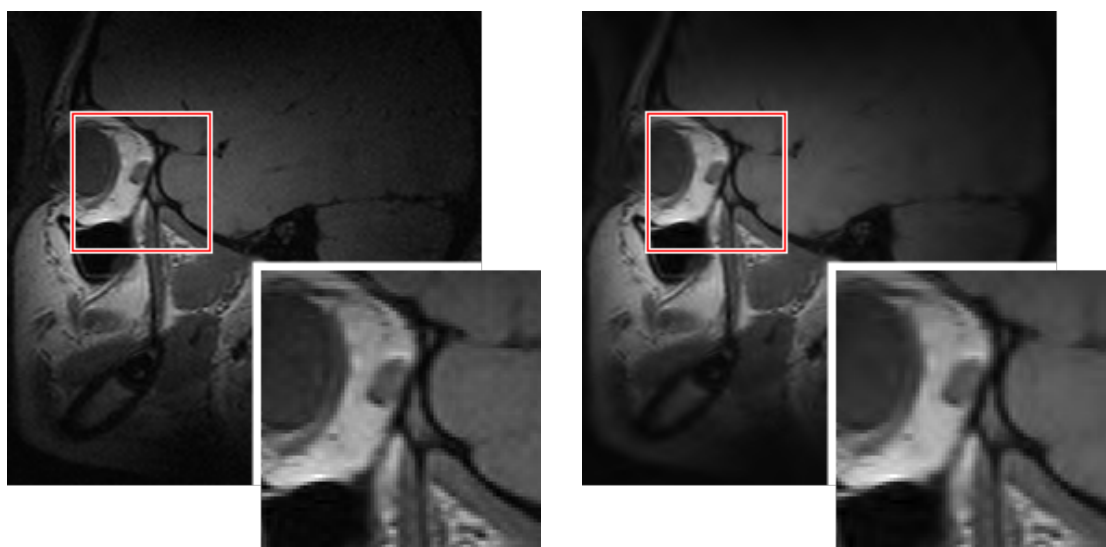
Hodnoty obrazové variance obr. 5.24 jsou v porovnání s globálním prahováním také bez větších změn. Nejvyšší hodnoty jsou naměřeny u vlnky bior1.5 pro tvrdé a poloměkké prahování. Ostatní vlnky jsou si pro jednotlivé prahovací metody velmi podobné. Nejnižší hodnoty byly zaznamenány při aplikaci měkkého prahování.



Obr. 5.25: Závislost vzniku map v obraze pro lokální prahování úrovně  $L = 3$ .

Čtvercové mapy vznikají stejně jako ve všech ostatních případech u vlnek haar a bior1.5 jak je znázorněno na obr. 5.25. V porovnání s globálním prahováním je však patrné mírné zlepšení. Přesto jsou tyto hodnoty v porovnání s ostatními vlnkami velmi nízké, a to i v případě použití wienerova filtru.

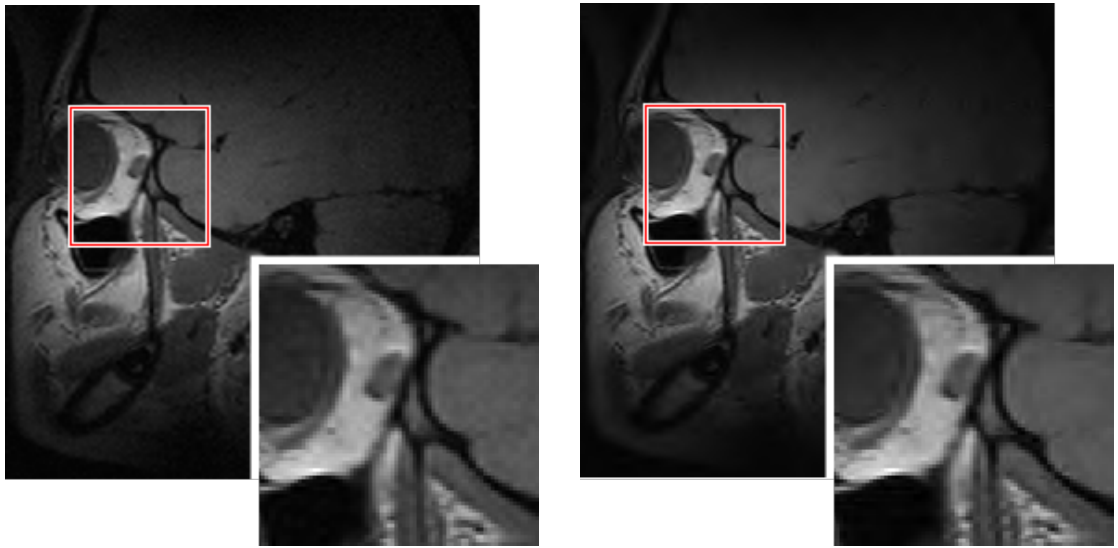
Jak je zřejmé z naměřených hodnot a grafů, vybrat obraz, který by byl z pohledu objektivní kvality nejlepší, je velmi obtížné. Ve většině případů nastává situace, kdy při uspokojivých hodnotách jednoho z kritérií nedosahuje obraz vyhovujících hodnot některého z dalších kritérií. Jako ilustrace výše zmíněného je uveden obr. 5.26, který znázorňuje dva obrazy s vysokou hodnotou SNR s tím rozdílem, že obraz vlevo má navíc vysokou hodnotu variance oproti obrazu vpravo, který má hodnotu variance nižší. Obraz vpravo byl pořízen s použitím vlnky db8 lokálním hybridním prahováním do úrovně dekompozice  $L = 3$  (hodnoty viz tab.5.6). Obraz vlevo byl taktéž pořízen s použitím vlnky db8, avšak pomocí globálního měkkého prahování do úrovně dekompozice  $L = 1$  (hodnoty viz tab. 5.1).



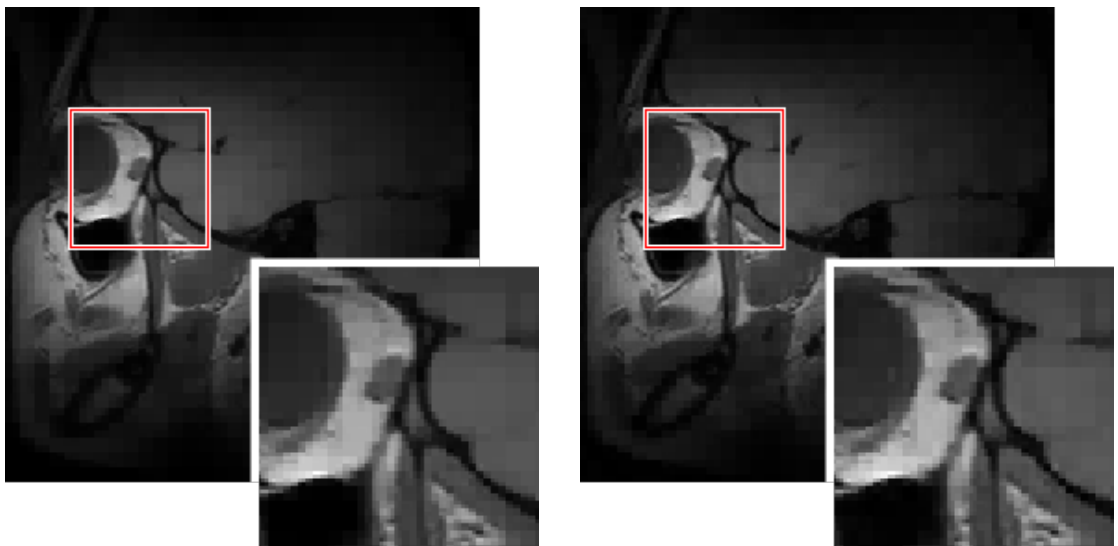
Obr. 5.26: Obrazy s vysokou hodnotou SNR a rozdílnou obrazovou variancí.

Na obr. 5.27 je znázorněn rozdíl mezi dvěma obrazy s různým relativním kontrastem  $C_{rel}$ . Na vytvoření obrazu vlevo byla použita vlnka rbio1.5 a lokální měkké prahování do úrovně dekompozice  $L = 3$  viz tab. 5.5. Obraz vpravo byl pořízen s použitím vlnky db4 a globálním poloměkkým prahováním do úrovně dekompozice  $L = 1$  viz tab. 5.2.

Jak bylo popsáno v kapitole 4.4, při použití některých mateřských vlnek vznikají po úpravách detailních koeficientů a následné rekonstrukci obrazu čtvercové mapy. Tento jev je znázorněn na obr. 5.28. Oba obrazy byly pořízeny za použití globálního měkkého prahování do úrovně dekompozice  $L = 3$  viz tab. 5.5 s tím rozdílem, že obrázek vlevo používá jako mateřskou vlnku funkci haar a obraz vpravo funkci bior1.5.



Obr. 5.27: Obraz s vysokou hodnotou  $C_{rel}$  (vlevo) a nízkou hodnotou  $C_{rel}$  (vpravo).



Obr. 5.28: Vznik čtvercových map. Použítá vlnka haar (vlevo), bior1.5 (vpravo).

## 5.2 Experimentální metoda na ultrasonografických obrazech

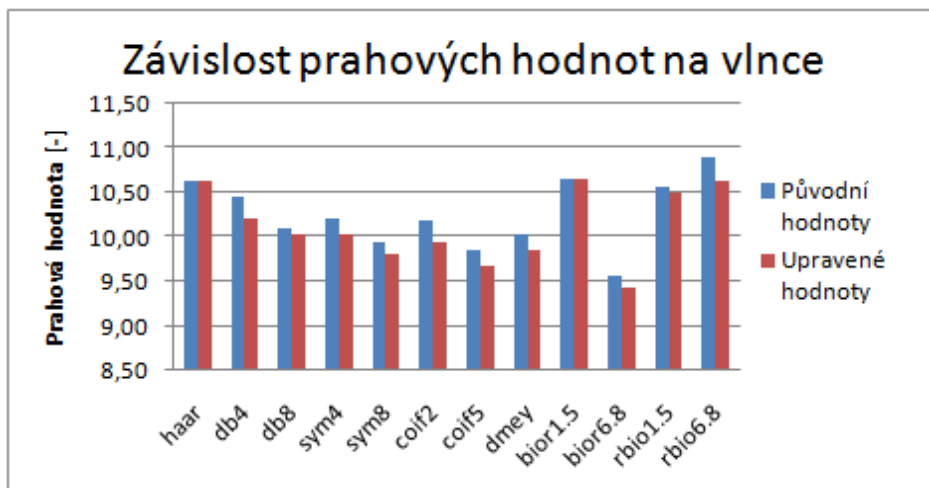
Následující část práce je zaměřena na experiment aplikovaný na obraz získaný ultrasonografickým snímáním. Jak bylo popsáno v kapitole 1.2, pomocí tohoto typu snímání lze zaznamenat i pohyb, který je zachycen na sekvenci snímků tvořících videozáznam. Pro úpravu celého videozáznamu za pomoci waveletové transformace je třeba pro každý snímek vypočítat prahovou hodnotu pro danou úroveň dekompozice a dále aplikovat prahovací metodu pro úpravu koeficientů.

Cílem experimentu, který je popsán v této kapitole, je zjistit, zda se změny hodnoty pro posouzení kvality vybraného testovaného obrazu, je-li vypočtená hodnota prahu pro daný obraz závislá také na předešlých a následujících snímcích.

Pro testování byl použit videozáznam, který byl následně pomocí programu MATLAB rozdělen na 179 snímků. Pro celou sekvenci snímků byla nejprve vypočtena prahová hodnota jednotlivých snímků a jako experiment také hodnoty závislé na předcházejících a následujících snímcích. Výpočet byl proveden tím způsobem, že na první dva a poslední dva snímky v sekvenci byla použita prahová hodnota pro dané snímky a od třetího snímku až po třetí snímek od konce byla vždy pro daný snímek vypočtena průměrná hodnota ze dvou předchozích, aktuálního a dvou následujících snímků. Porovnání prahových hodnot obou metod je znázorněno na obr. 5.29. Pro waveletovou transformaci byla použita v tomto případě vlnka  $rbio6.8$  do úrovně dekompozice  $L = 1$ . Jak je vidět na obr. 5.30 prahové hodnoty jsou pro různé vlnky na jednotlivých snímcích rozdílné.

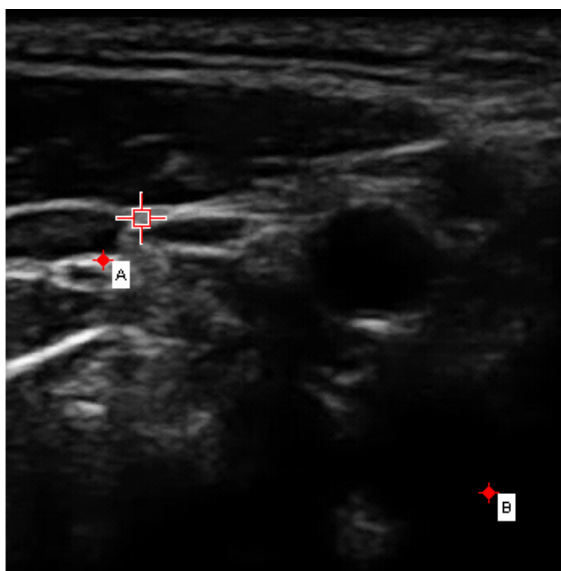


Obr. 5.29: Porovnání prahových hodnot.



Obr. 5.30: Závislost prahových hodnot na použitých vlnkách.

Pro testování bylo opět třeba vybrat oblasti v obraze pro posouzení relativního kontrastu a SNR. Tato místa jsou znázorněna na obrázku 5.31. Souřadnice bodu A jsou [156, 61] a bodu B jsou [300, 300]. Oblast pro posouzení SNR je velikosti 10x10 pixelů. Levý horní roh má souřadnice [125, 80]. Tyto souřadnice byly vybrány konkrétně pro tento snímek a na jiný snímek ze sekvence by nemusely být použitelné, což je zřejmé, protože na videozáznamu je zaznamenaný pohyb a jednotlivé snímky se tak více či méně liší.

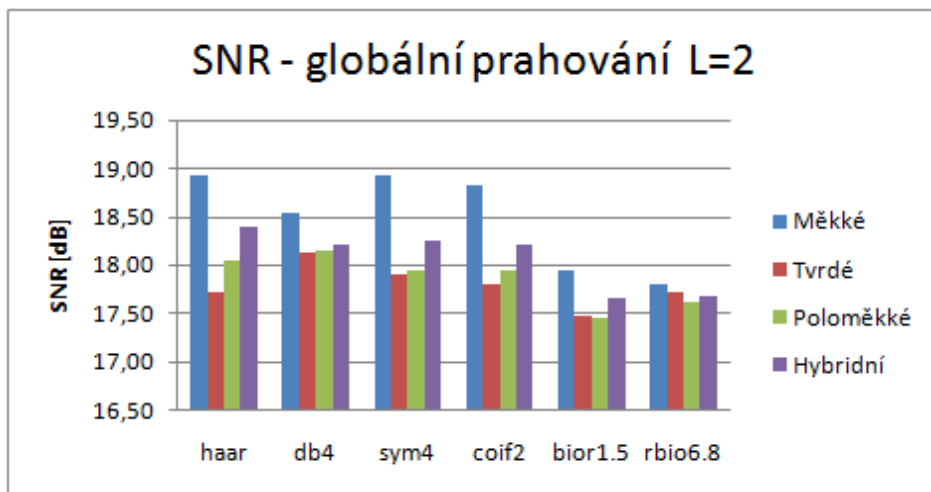


Obr. 5.31: Vyznačení oblastí pro relativní kontrast a SNR.

Globální prahování úroveň dekompozice $L = 2$ , původní prahové hodnoty.																
Typ vlnky	Měkké			Tvrdé			Poloměkké			Hybridní						
	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var
	dB	-	-	-	dB	-	-	-	dB	-	-	-	dB	-	-	-
haar	18,93	1,98	0,16	0,75	17,72	1,98	0,16	0,84	18,05	1,98	0,16	0,81	18,38	1,98	0,16	0,77
db4	18,53	1,98	0,98	0,40	18,06	1,98	0,98	0,49	18,14	1,98	0,98	0,45	18,21	1,98	0,98	0,43
sym4	18,94	1,98	1,00	0,40	17,90	1,98	1,00	0,49	17,94	1,98	1,00	0,45	18,25	1,98	1,00	0,43
coif2	18,85	1,98	1,00	0,40	17,80	1,98	1,00	0,49	17,95	1,98	1,00	0,45	18,23	1,98	1,00	0,43
bior1.5	17,93	1,98	0,19	0,90	17,47	1,98	0,19	0,94	17,44	1,98	0,20	0,94	17,66	1,98	0,19	0,90
rbio6.8	17,80	1,98	1,00	0,39	17,68	1,98	1,00	0,48	17,60	1,98	1,00	0,44	17,67	1,98	1,00	0,42
Globální prahování úroveň dekompozice $L = 2$ , upravené prahové hodnoty.																
Typ vlnky	Měkké			Tvrdé			Poloměkké			Hybridní						
	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var	SNR	Crel	Map	Var
	dB	-	-	-	dB	-	-	-	dB	-	-	-	dB	-	-	-
haar	18,93	1,98	0,16	0,75	17,72	1,98	0,16	0,84	18,05	1,98	0,16	0,81	18,38	1,98	0,16	0,77
db4	18,53	1,98	0,98	0,40	18,12	1,98	0,98	0,49	18,15	1,98	0,98	0,45	18,21	1,98	0,98	0,43
sym4	18,92	1,98	1,00	0,40	17,90	1,98	1,00	0,49	17,94	1,98	1,00	0,45	18,24	1,98	1,00	0,43
coif2	18,82	1,98	1,00	0,40	17,80	1,98	1,00	0,49	17,94	1,98	1,00	0,45	18,21	1,98	1,00	0,43
bior1.5	17,93	1,98	0,19	0,90	17,47	1,98	0,19	0,94	17,44	1,98	0,19	0,94	17,66	1,98	0,19	0,90
rbio6.8	17,80	1,98	1,00	0,39	17,71	1,98	1,00	0,48	17,61	1,98	1,00	0,44	17,68	1,98	1,00	0,42

Tab. 5.7: Experimentální metoda globální prahování  $L = 2$ .

Pro testování obrazu byly vybrány vlnky haar, db4, sym4, coif2, bior1.5 a rbio6.8. Jak je uvedeno v tabulce 5.7, hodnoty pro objektivní posouzení kvality vyšly až na několik případů, kde se jednalo o změnu v setinách, totožné. Experiment tedy nepřinesl téměř žádné nové poznatky. Z toho důvodu jsou v následujících grafech zaneseny pouze závislosti pro upravené prahové hodnoty. Při testování bylo použito globální prahování do úrovně dekompozice  $L = 2$ .

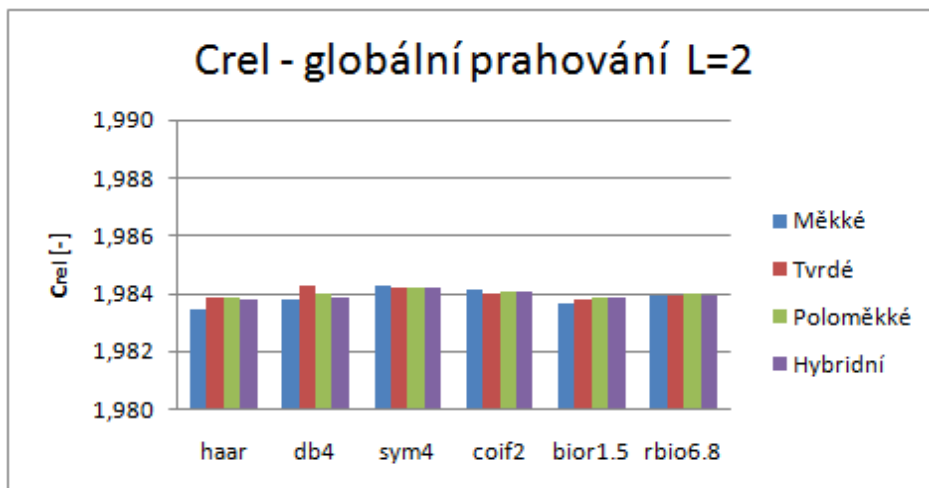


Obr. 5.32: Závislost SNR pro upravené prahové hodnoty.

Nejvyšší hodnoty SNR byly naměřeny při použití poloměkkého prahování pro všechny vybrané vlnky. Poměrně vysoké hodnoty byly v porovnání s ostatními metodami neměřeny také pro hybridní prahování. V případě tvrdého prahování byly, stejně jako u většiny případů při testování MR obrazů, zjištěny hodnoty nižší než pro zbylé prahovací metody. Výjimku představují v tomto případě biortogonální vlnky, u kterých není sice pro tvrdé prahování naměřena nejnižší hodnota, ale hodnoty pro všechny metody jsou celkově nižší než u ostatních vlnek.

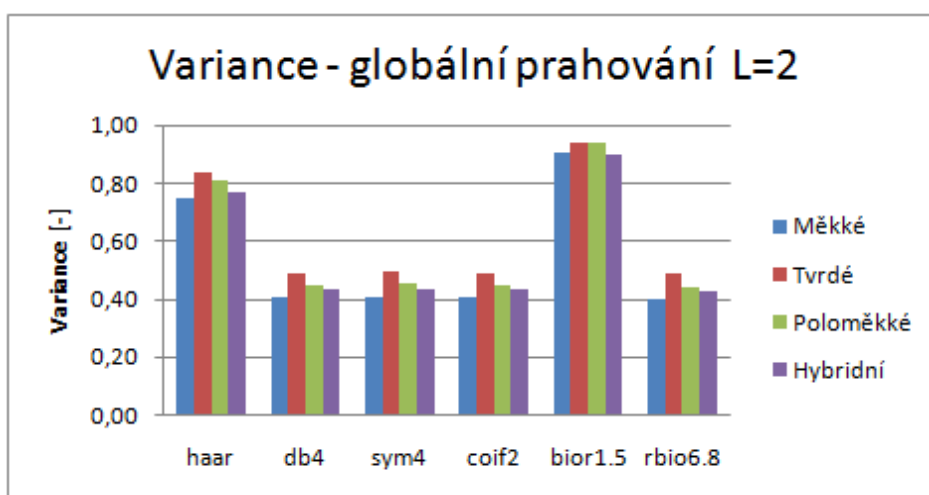
Jak je patrné, v případě obrazu pořízeného ultrasonografickým snímáním jsou naměřené hodnoty SNR mnohem nižší než v případě MR obrazů. To je dáno tím, že obraz požitý pro experiment je více zašumělý a z toho důvodu jsou také výsledné hodnoty pro odstup signál-šum poměrně nízké.

Relativní kontrast obr. 5.33 vyšel pro všechny vlnky jen s minimálními rozdíly, a to v případě všech použitých prahovacích metod.



Obr. 5.33: Závislost Crel pro upravené prahové hodnoty.

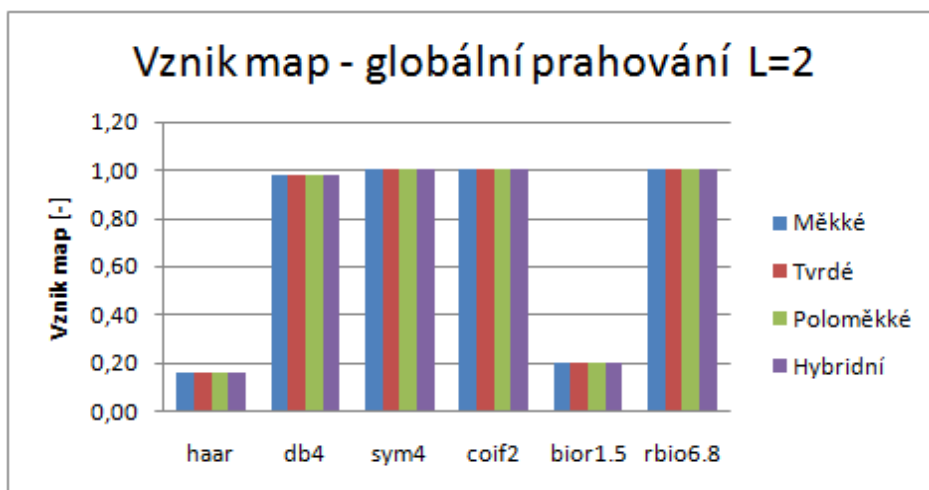
Nejvyšší hodnoty obrazové variance obr. 5.34 byly naměřeny pro vlnky haar a bior1.5, což je opět pravděpodobně dáno skokovým tvarem těchto funkcí. Pro jednotlivé vlnky vycházely nejnižší hodnoty u měkkého prahování a naopak nejvyšší hodnoty pro prahování tvrdé. Tento jev je dán skutečností, že tvrdé prahování jako jediná prahovací metoda upravuje detailní koeficienty pouze v případě, jsou-li hodnoty bodu v obraze nižší než nastavená prahová hodnota. Ostatní prahovací metody upravují všechny obrazové body viz kap. 3.2.



Obr. 5.34: Závislost obrazové variance pro upravené prahové hodnoty.

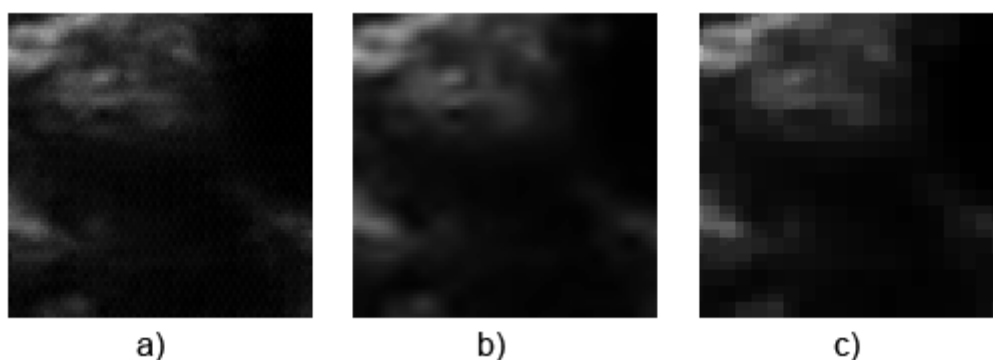
Vlnky haar a bior1.5 tedy z pohledu obrazové variance, která souvisí s rozmazáním obrazu, obstály oproti ostatním vlnkám velmi dobře. Jak již bylo popsáno

výše, tento jev je patrně dán tvarem jejich funkce, která sebou nese i nevýhodu patrnou na obr. 5.35, protože pro tyto vlnky vzniká v obraze velké množství čtvercových map, stejně jako tomu bylo v případě testovaných MR obrazů. V tomto případě vznikly čtvercové oblasti také pro vlnku db4, ale pouze v malé míře.



Obr. 5.35: Závislost vzniku map v obraze pro upravené prahové hodnoty.

Na obr. 5.36 jsou zobrazeny ukázky částí výsledných snímků po dvojnásobném přiblížení. V případě obr 5.36a) se jedná o část vstupního neupraveného snímku. Na obr. 5.36b) byla použita vlnka rbio6.8 a na obr 5.36c) byla použita vlnka haar. V obou případech bylo aplikováno měkké prahování do úrovně dekompozice  $L = 2$ . Rozdíl mezi jednotlivými snímky je viditelný. Snímek pořízen vlnkou rbio6.8 působí rozmazaně, avšak na rozdíl od vlnky haar v něm nevznikají čtvercové mapy.



Obr. 5.36: a) Vstupní snímek. b) Použitá vlnka rbio6.8. c) Použitá vlnka haar.

## 6 ZÁVĚR

Úkolem této diplomové práce bylo nastudovat problematiku zvýraznění biomedicínských obrazových signálů za použití waveletové analýzy a stanovit vhodné parametry pro objektivní posouzení kvality. Praktickým úkolem bylo navrhnout funkci v prostředí programu MATLAB a otestovat zjištěné teoretické poznatky na biomedicínských obrazech.

První kapitola práce se zabývá waveletovou transformací. Jsou zde popsány typy waveletové transformace a podmínky, které musí být splněny. V této kapitole je nastíněna také souvislost waveletové transformace a banky kvadraturních zrcadlových filtrů, dále pak s touto problematikou spojená rekonstrukce a dekompozice obrazových dat. Součástí je také seznámení s waveletovými funkcemi používanými v této práci. Další kapitola se již zabývá odstraněním rušivých složek obrazových dat po provedení dekompozice waveletovou transformací. Jsou zde obsaženy vlastnosti šumu v obraze a čtyři prahovací metody vedoucí ke snížení zašumění obrazu. Těmito metodami jsou měkké a tvrdé prahování řadící se k základním prahovacím metodám. Dalšími typy prahování jsou poloměkké prahování, které používá dvě prahové hodnoty, a hybridní prahování. Pro správnou funkci prahovacích metod je třeba použít vhodnou prahovou hodnotu. Za tu je v práci považován univerzální práh. Prahování se provádí vždy pro všechny detailní koeficienty, a to ve všech úrovních dekompozice. Může být prováděno buď globálně, kdy je vypočítána pouze jedna prahová hodnota pro všechny detailní koeficienty z jednotlivých úrovní, nebo lokálně, kdy se počítá pro jednotlivé detailní koeficienty samostatná prahová hodnota. V práci je používána také metoda využívající k odstranění šumu Wienerův filtr. Poslední teoreticky zaměřená kapitola se zabývá metodami pro objektivní posouzení kvality. Pro tuto problematiku jsou v práci použity metody pro výpočet SNR, relativního kontrastu, obrazové variance a metoda zabývající se vznikem čtvercových map v obraze.

Pro praktickou část práce byly navrženy funkce v prostředí programu MATLAB, které poskytují možnost testování použitých metod sloužících k odstranění nežádoucích složek v obraze za použití waveletové transformace. Testování na MR obrazech bylo provedeno pro dvanáct vybraných wavelet funkcí. Waveletová transformace byla provedena jednotlivě pro úroveň 1–3, a to pro globální i lokální prahování detailních wavelet koeficientů. V případě experimentu na videozáznamu z ultrazvuku bylo použito méně vlnek a testování nepřineslo téměř žádné změny oproti klasickému postupu.

Z výsledků jednotlivých testů je patrné, že pro jednotlivé metody v kombinaci s různými vlnkami může docházet k rozdílným výsledkům vzhledem ke konkrétnímu obrazu. Z pohledu SNR se v mnoha případech jeví jako nejlepší měkké prahování, ale pro obrazovou varianci jsou výsledky této metody ve většině případů nejnižší

a jeví se zde jako nejvhodnější prahování tvrdé. Při testech relativního kontrastu vycházeli hodnoty vždy velmi podobné pro všechny případy. I přesto, že většina obrazů po rekonstrukci nevykazovala vznik čtvercových oblastí, je tato objektivní metoda velmi důležitá, protože, především u vlnek používajících pro dekompozici skokovou funkci, je vznik těchto nechtěných map velmi vysoký.

Z výsledků práce je patrné, že pro daný obraz je vždy třeba vybrat vhodnou waveletovou funkci v kombinaci s metodou pro odstranění nežádoucích složek v obraze vedoucích ke zvýraznění těchto obrazů. V některých případech je třeba volit určitý kompromis.

## LITERATURA

- [1] ABDISON, P. S. *The Illustrated Wavelet Handbook*, Napier University, Edinburgh 2002.
- [2] GAVLASOVÁ, A. *Wavelet transformace v analýze a číslicovém zpracování biomedicínských signálů a obrazů*, diplomová práce, VŠCHT, Praha 2004.
- [3] GESCHEIDTOVÁ, E.; BARTUŠEK; K., LIBERDA, O. *Kritéria pro výběr vlnek při zpracování MR obrazů* [online]. 2009. Dostupné z URL: <<http://www.elektrorevue.cz/cz/download/kriteria-pro-vyber-vlnek-pri-zpracovani-mr-obrazu/>>.
- [4] GIESEL, J. *Fraktální komprese statických obrazů pomocí waveletové transformace*, diplomová práce, UTB, Zlín 2007.
- [5] HOŠŤÁLKOVÁ, E.; PROCHÁZKA, A. *Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace* [online]. 2007. VŠCHT, Praha. Dostupné z URL: <<http://www.automatizace.cz/article.php?a=1790>>.
- [6] KOZUMPLÍK, J. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*, habilitační práce, VUT, Brno 2004.
- [7] KUBÍNEK, J. *Techniky používané pro ostření a rozmazávání obraz*, bakalářská práce, VUT, Brno 2007.
- [8] MAREŠ, J. *Časově-frekvenční analýza nestacionárních signálů*, disertační práce, TUL, Liberec 2009.
- [9] MATOUŠEK, L. *Waveletová analýza a zvýrazňování MR tomografických a ultrazvukových obrazů*, diplomová práce, VUT, Brno 2008.
- [10] MĚŘÍNSKÝ, Z.; GAVLASOVÁ, A.; HOŠŤÁLKOVÁ, E. *Užití diskrétní wavelet transformace v potlačování rušivých složek biomedicínských obrazů* [online]. VŠCHT, Praha. Dostupné z URL: <[http://dsp.vscht.cz/konference\\_matlab/MATLAB08/prispevky/071\\_merinsky.pdf](http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB08/prispevky/071_merinsky.pdf)>.
- [11] NEVINE, J.; ALINE, M. *Image Denoising In The Wavelet Domain Using Wiener Filtering* [online]. 2004. Dostupné z URL: <[http://homepages.cae.wisc.edu/ece533/project/f04/jacob\\_martin.pdf](http://homepages.cae.wisc.edu/ece533/project/f04/jacob_martin.pdf)>.
- [12] PEŠTÁL, A. *Detekce plicních lézí peroperačním ultrazvukovým vyšetřením*, disertační práce, MU, Brno 2007.

- [13] PŘINOSIL, J.; SMÉKAL, Z.; BARTUŠEK, K. *Wavelet Thresholding Techniques in MRI Domain*. In Proceedings of the First International Conference on Biosciences BioSciencesWorld 2010. IEEE Computer Society Conference Publishing Services, 2010. s. 58-63. ISBN: 978-0-7695-3968- 3.
- [14] RYŠAVÝ, L. *Využití filtračních metod v NMR měřeních*, bakalářská práce, VUT, Brno 2009.
- [15] SMÉKAL, Z. *Číslíkové zpracování signálů (MCSI)*, elektronické texty VUT, ústav telekomunikací FEKT VUT Brno. Poslední aktualizace 2009.
- [16] SRP, A. *Výpočetní tomografie a magnetická rezonance v urologii*[online],3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Radiodiagnostická klinika, Dostupné z URL: <<http://www.urologieprostudenty.cz/uploads/pdf/vypocetni-tomografie-a-magneticka-rezonance-v-urologii.pdf>>.
- [17] ŠMÍD, R. *Úvod do vlnkové transformace*, ČVUT FEL katedra měření, Dostupné z URL: <<http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smld/wavelets/wavelet-intro-html.html>>.
- [18] TSOMKO, E.; KIM, H. j. *Efficient Method of Detecting Globally Blurry or Sharp Images*, Korea University, Department of Information Management and Security, 2008.

# SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

- CWT spojitá waveletová transformace (Continuous Wavelet Transform)
- DSP číslicové zpracování signálů (Digital Signal Processing)
- DTWT diskrétní waveletová transformace s diskrétním časem (Discrete Time Wavelet Transform)
- FIR filtr s konečnou impulsní odezvou (Finite Impulse Response)
- HH** matice diagonálních detailních koeficientů
- HL** matice vertikální detailních koeficientů
- HPF hornopropustní filtr (High-Pass Filter)
- LH** matice horizontálních detailních koeficientů
- LL** matice aproximačních koeficientů
- LPF dolnoproputní filtr (Low-Pass filter)
- MAD průměrná absolutní odchylka (Mean Absolute Deviation)
- MR magnetická rezonance (Magnetic Resonance)
- MRI zobrazovací magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
- NMR nukleární magnetická rezonance (Nuclear Magnetic Resonance)
- QMF kvadrurně zrcadlové filtry (Quadrature Mirror Filter)
- RF radiofrekvenční
- sgn(.) funkce signum
- STFT krátkodobá Fourierova transformace (Short-Time Fourier Transform)
- T1W T1 vážený (T1 Weight)
- T2W T2 vážený (T2 Weight)
- WT waveletová transformace (Wavelet Transform)

# SEZNAM PŘÍLOH

A	Obsah DVD	64
B	Použití MATLAB funkcí	65

## A OBSAH DVD

- `obsah.txt` (seznam souborů na disku DVD).
- `DP.pdf` (elektronická verze diplomové práce).
- složka `m-files` (zdrojové kódy funkcí programu MATLAB):
  - složka `MRI` (funkce používané na MR obrazy):
    - \* `HardThr.m` - tvrdé prahování.
    - \* `HybThr.m` - hybridní prahování.
    - \* `ImVar.m` - výpočet obrazové variance.
    - \* `Map.m` - výpočet čtvercových map v obraze.
    - \* `RelCon.m` - výpočet relativního kontrastu.
    - \* `SNR.m` - výpočet SNR.
    - \* `SoftThr.m` - měkké prahování.
    - \* `SSoftThr.m` - poloměkké prahování.
    - \* `Thresh.m` - výpočet prahové hodnoty.
    - \* `WaveletAnalysis.m` - hlavní funkce provádějící waveletovou transformaci a výpočet hodnot pro objektivní posouzení kvality.
    - \* `WienF.m` - wienerova filtrace.
  - složka `Sono` (funkce používané na experimentální metodu):
    - \* `HardThr.m` - tvrdé prahování.
    - \* `HybThr.m` - hybridní prahování.
    - \* `ImVar.m` - výpočet obrazové variance.
    - \* `Map.m` - výpočet čtvercových map v obraze.
    - \* `RelCon.m` - výpočet relativního kontrastu.
    - \* `SNR.m` - výpočet SNR.
    - \* `SoftThr.m` - měkké prahování.
    - \* `Sono2Avi.m` - převod vstupního videozáznamu na videozáznam upravený waveletovou transformací.
    - \* `SonoTest.m` - hlavní funkce provádějící waveletovou transformaci a výpočet hodnot pro objektivní posouzení kvality daného snímku.
    - \* `SSoftThr.m` - poloměkké prahování.
    - \* `Thresh.m` - výpočet prahové hodnoty.
    - \* `ThreshAnalysis.m` - analýza prahových hodnot pro experiment.
    - \* `WaveletAnalysis.m` - waveletová transformace a výpočet metod objektivního posouzení kvality.
    - \* `WaveletTransform.m` - waveletová transformace.

## B POUŽITÍ MATLAB FUNKCÍ

Pro praktickou část práce byl použit program MATLAB 7.1. Jednotlivé složky přílohy na DVD obsahují vždy hlavní funkci a několik vedlejších funkcí. Jednotlivé funkce jsou okomentované a jejich význam lze tedy zjistit v prostředí programu MATLAB. V následujícím textu bude popsán pouze význam hlavních funkcí.

Složka m-files -> MRI -> WaveletAnalysis.m:

```
function [Snr, Crel, MAP, VAR]= WaveletAnalysis(input, wave, level,  
threshold, area)
```

Funkce provede na vstupním obrazu waveletovou transformaci s pomocí nastavené vlnky, a v každé úrovni dekompozice je provedeno prahování podle nastavené prahovací metody a oblasti určené k prahování. Výstupem funkce jsou hodnoty SNR (odstup signál-šum), Crel (relativní kontrast), MAP (vznik map v obraze), VAR (obrazová variance). Tyto parametry jsou použity pro objektivní posouzení kvality. Po provedení funkce je zobrazen vstupní obraz, výstupní obraz a detail výstupního obrazu.

Vstupní parametry:

- **input** - vstupní obraz ve formátu \*.mat.
- **wave** - typ wavelet funkce.
  - 'haar' - haar.
  - 'dbN' - daubechies.
  - 'biorN.M' - biortogonální.
  - 'rbioN.M' - reverzní biorotgonální.
  - 'dmey' - meyrova.
  - 'coifN' - coiflet.
  - 'symN' - symlet.
- **level** - stupeň dekompozice 1,...,N.
- **threshold** - typ prahování.
  - 'M' - měkké.
  - 'H' - hybridní.
  - 'P' - poloměkké.
  - 'T' - tvrdé.
  - 'W' - wienerův filtr.
- **area** - oblast prahování.
  - 'l' - lokální.
  - 'g' - globální.

Výstupní parametry:

- **Snr** - hodnota SNR z výstupního obrazu.
- **Crel** - hodnota relativního kontrastu z výstupního obrazu.
- **MAP** - hodnota vzniku map ve výstupním obraze.
- **VAR** - hodnota obrazové variance z výstupního obrazu.

Příklad použití:

```
[Snr, Crel, MAP, Variance]=WaveletAnalysis('MRI.mat', 'haar', 3, 'M', 'g').
```

Složka m-files -> Sono -> SonoTest.m:

```
function [Snr, Crel, Var, Map] = SonoTest( filename, wave, level, ThrTyp, area, TestN, Typ )
```

Funkce vezme vybraný snímek z videosekvence. Na snímku provede waveletovou transformaci pomocí nastavené vlnky, a v každé úrovni dekompozice je provedeno prahování podle nastavené prahovací metody a oblasti určené k prahování. Podle výběru typu prahových hodnot jsou k prahování použité buď původní hodnoty nebo hodnoty závislé na okolních snímcích. Výstupem funkce jsou hodnoty SNR (odstup signál-šum), Crel (relativní kontrast), MAP (vznik map v obraze), VAR (obrazová variance). Tyto parametry jsou použity pro objektivní posouzení kvality. Po provedení funkce je zobrazen vstupní obraz, výstupní obraz a detail výstupního obrazu.

Vstupní parametry:

- **filename** - vstupní videozáznam ve formátu \*.avi.
- **wave** - typ waveletové funkce.
  - 'haar' - haar.
  - 'dbN' - daubechies.
  - 'biorN.M' - biortogonální.
  - 'rbioN.M' - reverzní biorotgonální.
  - 'dmey' - meyrova.
  - 'coifN' - coiflet.
  - 'symN' - symlet.
- **level** - stupeň dekompozice 1,...,N.
- **thrTyp** - typ prahování.
  - 'M' - měkké.
  - 'H' - hybridní.
  - 'P' - poloměkké.
  - 'T' - tvrdé.

- area - oblast prahování.
  - 'l' - lokální.
  - 'g' - globální.
- TestN - pořadí vybraného snímku ze sekvece.
- Typ - použitá prahová hodnota.
  - 1 - původní.
  - 2 - vypočtená v závislosti na okolních snímcích.

Výstupní parametry:

- Snr - hodnota SNR z výstupního obrazu.
- Crel - hodnota relativního kontrastu z výstupního obrazu.
- MAP - hodnota vzniku map ve výstupním obraze.
- VAR - hodnota obrazové variance z výstupního obrazu.

Příklad použití:

```
[Snr, Crel, Var, Map] = SonoTest( 'ultrazvuk.avi', 'haar', 3, 'T',
'g', 148, 1).
```