



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

METODY POTLAČENÍ STRUKTURNÍHO ŠUMU TYPU SPEKLE

SPECKLE NOISE SUPPRESSION METHODS IN ULTRASOUND IMAGES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MAREK TVARŮŽEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN MÉZL

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Marek Tvarůžek

ID: 70017

Ročník: 2

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Metody potlačení strukturního šumu typu spekle

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principy lékařského zobrazování pomocí ultrazvuku. Popište artefakty, které při tomto zobrazování vznikají. 2) Teoreticky rozeberte modely vzniku specifického šumu typu spekle a základní metody, které jsou využívány pro potlačení tohoto šumu. 3) V programovém prostředí Matlab realizujte základní metody pro potlačení speklí - metody lineární filtrace, mediánovou filtraci, Frostův filtr, a další. Funkčnost metod ověřte na uměle zašuměných datech. 4) Proveďte srovnání jednotlivých metod na základě některého z objektivních kritérií. 5) Seznamte se s pokročilými metodami pro potlačení speklí - geometrická filtrace, filtrace pomocí vlnkové transformace, anisotropická filtrace. Vybrané metody realizujte a otestujte na reálných datech. Práci doplňte o uživatelské rozhraní (GUI), které bude obsluhovat Vámi navržené funkce. 6) Navrhněte vhodnou metodiku pro vyhodnocení a srovnání jednotlivých metod na základě vhodných objektivních kritérií.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] LOIYOU, C. P., PATTICHIS, C. S. Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging. Andreas: Morgan&Claypool Publishers, 2008.
- [2] MAINI, R., AGGARWAL, H. Performance evaluation of various speckle noise reduction filters on medical images. International Journal of Recent Trends in Engineering. 2009, vol. 2, no. 4, p. 22-25.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 24.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá metodami potlačení strukturního šumu typu spekle v ultrazvukových snímcích. Podrobněji je zde popsáno ultrazvukové zobrazení a artefakty, které při tomto zobrazení vznikají. Ultrazvukové zobrazení má své výhody a nevýhody. Právě jedna z těchto nevýhod se nazývá spekle. Jsou zde popsány jednotlivé modely vzniku tohoto specifického šumu. V praktické části této diplomové práce jsou zde realizovány v prostředí Matlab základní a pokročilé metody pro potlačení speklí. Jedná se o průměrující filtr, mediánovou filtraci, Frostův filtr, QGDCT, geometrickou filtraci, anisotropickou difúzi a filtraci pomocí vlnkové transformace. Tyto metody jsou na základě objektivních kritérií porovnány.

KLÍČOVÁ SLOVA

Ultrazvuk, spekle, potlačení speklí, B-mód, kvalita snímků, lineární filtrace, mediánová filtrace, Frostův filtr, anisotropická difúze, geometrická filtrace, QGDCT, vlnková transformace.

ABSTRACT

This diploma thesis deals with the methods of despeckling in ultrasound images. Ultrasound imaging and related artifacts are described in more details. Ultrasound imaging has its pros and cons, where speckle noise is a disadvantage to be solved. Models of origin of this specific noise are referred too. Practical part of this thesis aims on filtering speckled images by basic and advanced filtering methods as are linear filtering, median filtering, application of Frost filter, QGDCT, geometric filtering, anisotropic diffusion filtering and filtering based on wavelet transformation. Results are compared on the basis of objective criteria.

KEYWORDS

Ultrasound, speckle, despeckling, B-mode, image quality, linear filtering, median filtering, Frost filter, anisotropic diffusion, geometric filtering, QGDCT, wavelet transformation.

TVARŮŽEK, M. *Metody potlačení strukturního šumu typu spekle*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2013. 76 s. Diplomová práce. Vedoucí diplomové práce: Ing. Martin Mézl

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Metody potlačení strukturního šumu typu spekle 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/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martinu Mězlovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků

Seznam tabulek

1	Ultrazvuk	11
1.1	Ultrazvuk v lékařství.....	11
1.1.1	Princip snímání	12
1.1.2	Použití ultrazvuku	13
1.1.3	Porovnání ultrazvuku s jinými zobrazovacími metodami	14
1.2	Ultrazvukové zobrazovací módy	14
1.3	Artefakty při ultrazvukovém zobrazení	16
2	Matematické modely šumu spekle	18
2.1	Základní modely vzniku šumu spekle	18
2.2	Statistické modely šumu spekle	19
2.2.1	Rayleigh distribuce	20
2.2.2	Rician distribuce	20
2.2.3	K-distribuce	20
2.2.4	Homodyned K-distribuce.....	21
2.2.5	Nakagami Distribuce	21
2.2.6	Weibull distribuce.....	21
2.2.7	Rician inverzní Gaussova distribuce.....	22
2.3	Obecně o šumu typu spekle	22
3	Základní a pokročilé metody pro potlačení speklí	24
3.1	Lineární filtrace.....	24
3.1.1	Průměrující filtr.....	24
3.1.2	Frostův filtr	25
3.1.3	Filtrace založená na báзовých funkcích kosinové transformace	26

3.2	Nelineární filtrace	28
3.2.1	Mediánová filtrace	28
3.2.2	Geometrická filtrace	29
3.3	Difúzní filtrování	30
3.3.1	Anisotropická difúze	30
3.4	Filtrace pomocí vlnkové transformace	31
4	Hodnocení kvality ultrazvukových snímků	35
4.1	Parametry rozlišení B-mód snímku a jejich kvalita	35
4.1.1	Rozlišení	35
4.1.2	Šum	36
4.1.3	Dynamický rozsah	36
4.2	Objektivní kritéria pro hodnocení obrazu	36
4.3	Subjektivní pohled na hodnocení snímků	37
5	Srovnání jednotlivých metod	39
5.1	Popis uživatelského rozhraní GUI	39
5.2	Srovnání jednotlivých metod na snímku "testovací.bmp"	41
5.3	Srovnání jednotlivých metod na snímku "eight.tif"	53
5.4	Srovnání jednotlivých metod na reálných snímcích	63
5.4.1	Reálný snímek "uzv_1.bmp"	63
5.4.2	Reálný snímek "uzv_2.bmp"	67
6	Závěr	71
	Literatura	73
	Seznam zkratk	75
	Seznam příloh	76

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Blokové schéma B-mód systému	12
Obr. 1.2: Interakce ultrazvuku s akustickými rozhraními a částčkami [2].	12
Obr. 1.3: B-mód snímek [11].....	15
Obr. 1.4: C-mód snímek [1].....	16
Obr. 1.5: Akustický stín (bílá šipka) za konkrémentem ve žlučníku (černá šipka) [5] ..	17
Obr. 1.6: Zrcadlový artefakt žlučníku (bílá šipka) [5]	17
Obr. 2.1: Různé distribuce modelující šum ultrazvukových snímků [14]	19
Obr. 2.2: Ukázky šumu spekle na snímcích plodu (B-mód zobrazení) [3], [19].....	23
Obr. 3.1: Maska průměrujícího filtru.....	24
Obr. 3.2: Příklad použití průměrujícího filtru v Matlabu (maska 3x3, 5x5 a 7x7) [převzato z archívu ÚBMI]	25
Obr. 3.3: 1D bázové funkce kosinové transformace při N=8 [16]	26
Obr. 3.4: 2D bázové funkce kosinové transformace při N=8 [16]	27
Obr. 3.5: Ukázka masky používané pro filtraci (N=8)	28
Obr. 3.6: Příklad výpočtu mediánu [18]	29
Obr. 3.7: Princip činnosti geometrické filtrace (zeleně - maska 5x5, červeně - rotující prvky, žlutě - výstupní prvek)	29
Obr. 3.8: Příklad Haar vlnky zobrazené v Toolboxu <i>wavemenu</i> v Matlabu.....	32
Obr. 3.9: Příklad vlnky sym4 zobrazené v Toolboxu <i>wavemenu</i> v Matlabu.....	32
Obr. 3.10: Druhá úroveň dekompozice při použití diskretní vlnkové transformace [19]	33
Obr. 5.1: Grafické rozhraní <i>dp_gui</i>	39
Obr. 5.2: Grafické rozhraní pro porovnání jednotlivých metod <i>compare</i>	40
Obr. 5.3: Grafická závislost časových náročností jednotlivých filtrací	41
Obr. 5.4: Testovací snímek pro testování navržených metod - <i>testovací.bmp</i>	41

Obr. 5.5: Testovací snímek (<i>testovaci.bmp</i>) po přidání šumu	42
Obr. 5.6: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,04$ (<i>testovaci.bmp</i>)	47
Obr. 5.7: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,04$ (<i>testovaci.bmp</i>).....	48
Obr. 5.8: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku <i>testovaci.bmp</i>	48
Obr. 5.9: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,08$ (<i>testovaci.bmp</i>)	50
Obr. 5.10: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,08$ (<i>testovaci.bmp</i>).....	51
Obr. 5.11: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,12$ (<i>testovaci.bmp</i>)	51
Obr. 5.12: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,12$ (<i>testovaci.bmp</i>).....	52
Obr. 5.13: Grafická závislost časových náročností jednotlivých filtrací (<i>testovaci.bmp</i>)	53
Obr. 5.14: Testovací snímek pro testování navržených metod - <i>eight.tif</i>	53
Obr. 5.15: Testovací snímek (<i>eight.tif</i>) po přidání šumu	54
Obr. 5.16: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,04$ (<i>eight.tif</i>)	58
Obr. 5.17: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,04$ (<i>eight.tif</i>)	58
Obr. 5.18: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku <i>eight.tif</i>	59
Obr. 5.19: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,08$ (<i>eight.tif</i>)	61
Obr. 5.20: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,08$ (<i>eight.tif</i>)	61
Obr. 5.21: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,12$ (<i>eight.tif</i>)	62
Obr. 5.22: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,12$ (<i>eight.tif</i>)	62

Obr. 5.23: Reálný ultrazvukový snímek - <i>uzv_1.bmp</i> [převzato z archívu ÚBMI].....	63
Obr. 5.24: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) (<i>uzv_1.bmp</i>).....	65
Obr. 5.25: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) (<i>uzv_1.bmp</i>).....	66
Obr. 5.26: Reálný ultrazvukový snímek <i>uzv_2.bmp</i> [převzato z archívu ÚBMI]	67
Obr. 5.27: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) (<i>uzv_2.bmp</i>).....	68
Obr. 5.28: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) (<i>uzv_2.bmp</i>).....	69
Obr. 5.29: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku <i>uzv_2.bmp</i>	70

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1.1: Ultrazvukového zobrazení s jinými zobrazovacími systémy [21].....	14
Tabulka 5.1: Výsledky filtrace průměrujícím filtrem pro různé velikosti masky (<i>testovaci.bmp</i>).....	43
Tabulka 5.2: Výsledky mediánové filtrace pro různé velikosti masky (<i>testovaci.bmp</i>). ..	43
Tabulka 5.3: Výsledky Frostova filtru pro různé velikosti masky (<i>testovaci.bmp</i>).....	44
Tabulka 5.4: Výsledky QGDCT pro různé velikosti masky (<i>testovaci.bmp</i>).....	44
Tabulka 5.5: Výsledky geometrické filtrace pro různý počet iterací. (<i>testovaci.bmp</i>) ...	45
Tabulka 5.6: Výsledky anisotropické difúze pro různý počet iterací (<i>testovaci.bmp</i>) ...	45
Tabulka 5.7: Výsledky filtrace za použití vlnkové transformace pro různý počet iterací a dekompozice (<i>testovaci.bmp</i>)	46
Tabulka 5.8: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (<i>testovaci.bmp</i>). ..	46
Tabulka 5.9: Výsledky daných metod pro různé rozptyly (<i>testovaci.bmp</i>)	49
Tabulka 5.10: Výsledky filtrace průměrujícím filtrem pro různé velikosti masky (<i>eight.tif</i>).....	54
Tabulka 5.11: Výsledky mediánové filtrace pro různé velikosti masky (<i>eight.tif</i>).....	55
Tabulka 5.12: Výsledky Frostova filtru pro různé velikosti masky (<i>eight.tif</i>)	55
Tabulka 5.13: Výsledky QGDCT pro různé velikosti masky (<i>eight.tif</i>).....	55
Tabulka 5.14: Výsledky geometrické filtrace pro různý počet iterací (<i>eight.tif</i>).....	56
Tabulka 5.15: Výsledky anisotropické difúze pro různý počet iterací (<i>eight.tif</i>)	56
Tabulka 5.16: Výsledky filtrace za použití vlnkové transformace pro různý počet iterací a dekompozice (<i>eight.tif</i>)	57
Tabulka 5.17: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (<i>eight.tif</i>)	57
Tabulka 5.18: Výsledky daných metod pro různé rozptyly (<i>eight.tif</i>).....	60
Tabulka 5.19: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (<i>uzv_1.bmp</i>) ...	65
Tabulka 5.20: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (<i>uzv_2.bmp</i>) ...	68

ÚVOD

Tato diplomová práce se zabývá o metodami odstranění strukturního šumu typu spekle v ultrazvukových snímcích. Zobrazování pomocí ultrazvuku je levná, dostupná, rychlá a bezpečná modalita. Díky těmto výhodám se jí dostává velké oblibě v lékařské diagnostice. Jako u každého zobrazovacího systému, má i svoje nevýhody. U ultrazvukového zobrazení jsou to bezesporu spekle, což je specifický šum, který tvoří zrnitou, granulovanou texturu, která má negativní dopad na výsledný snímek nebo snímání v reálném čase. Práce si dává za cíl prostudovat a navrhnout základní a pokročilé metody pro potlačení speklí, a to zejména metody průměrující filtr, mediánovou filtraci, Frostův filtr, QGDCT, geometrickou filtraci, anisotropickou difúzi a filtraci pomocí vlnkové transformace. Nakonec jsou jednotlivé metody porovnávány na základě objektivních kritérií s respektováním určitých subjektivních pravidel. Práce je rozdělena do šesti kapitol.

První kapitola obsahuje základní informace o ultrazvukovém zobrazení obecně. Od základních principů, aplikace a popis artefaktů, které nastávají u ultrazvukového zobrazení. Druhá kapitola je zaměřena na obecný popis strukturního šumu typu spekle a popisuje různé matematické modely tohoto šumu, jak základní model multiplikativního šumu, tak i složitější modely založené na statistice. Ve třetí kapitole jsou popsány algoritmy představených metod pro potlačení speklí. Čtvrtá kapitola je zaměřena na popis objektivního a subjektivního hodnocení kvality ultrazvukových snímků. V páté kapitole je probrán a komentován veškerý postup řešení experimentální části práce včetně ukázek obrázku výsledků filtrace jednotlivých metod, a k nim příslušné výsledky znázorněny v tabulkách nebo grafických závislostech.

1 ULTRAZVUK

Ultrazvukové vlnění je formou mechanického vlnění pevného, kapalného či plynného prostředí v rozsahu kmitočtů od 16 kHz do 1 GHz. Vlnění o kmitočtu vyšším než 1 GHz označujeme jako hyperzvuk, nižším než 16 Hz jako infrazvuk.

Zvuk je vlnění v oblasti slyšitelných kmitočtů od 16 Hz - 16 kHz [17].

1.1 Ultrazvuk v lékařství

Pásmo ultrazvukových kmitočtů spadá do oblasti 16 kHz a výše. K biomedicínským aplikacím se pro diagnostiku využívají kmitočty v rozsahu asi od 1 až 15 MHz, pro harmonické zobrazování až 40 MHz. Dopplerovské zobrazování zahrnuje typické kmitočty od 2 MHz do 10 MHz. V terapeutických aplikacích se využívají frekvence nižší - řádově do 1 MHz.

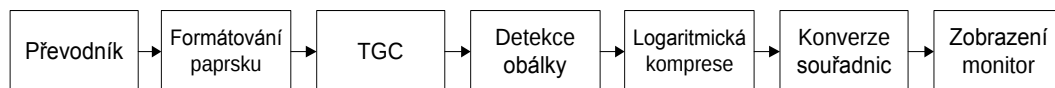
V praxi se jako nejčastější zdroj mechanických kmitů (ultrazvukových vln) používají piezoelektrické, nebo magnetostrikční ultrazvukové měniče. Vygenerované kmity, které takto vznikají, odpovídají v lékařských aplikacích vlnovým délkám (vlnová délka λ = řádově mm), které se prostředím se šíří prakticky přímočaře. Ultrazvukové vlny se velmi dobře šíří ve vodě, naopak velký útlum mají ve vzduchu nebo v plynech. Útlum je mimo jiné závislý na kmitočtu ultrazvukových vln. Při volbě vhodného kmitočtu musíme brát v potaz nejenom útlum, ale i vlastnosti snímaného prostředí, a požadovanou hloubku snímání. Platí přímá úměra - čím vyšší frekvence, tím větší absorpce.

Ultrazvukové zobrazování je založené na snímání odražených signálů (tzv. ech), mají tkáně, kosti nebo plyny ve snímaném prostředí vlastnost odrážet vlny. Tato vlastnost se nazývá echogenita. Oblasti, ve které se vlny neodrážejí, jsou neechogenní, ty které se odrazí málo se nazývají hypoechogenní a těm, které se odrážejí hodně se říká hyperechogenní.

Velkou nevýhodou ultrazvukového zobrazení (mimo šumu spekle, který bude popsán v kapitole 2) je fakt, že v přítomnosti např. kostí či plynů (např. prázdný močový měchýř, střeva) dochází ke vzniku různých výraznějších artefaktů. Tyto artefakty mohou např. za kostí, kde vzniká akustický stín, způsobit úplnou ztrátu informace o tkáni. Další artefakty vznikající změnou rychlosti šíření ultrazvukových vln. [9], [13], [21]

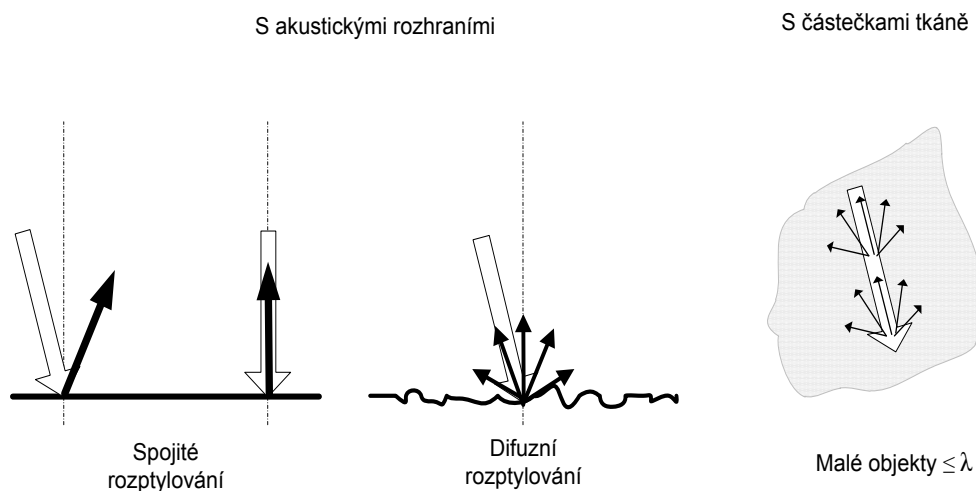
1.1.1 Princip snímání

Ultrazvukový snímek je vytvořený řadou zpracovávaných přijímaných signálů po přenosu ultrazvukových signálů a přijatých odražených od cíle (tkáň). Blokové schéma B-mód systému je popsáno na obr. 1.1 [1].



Obr. 1.1: Blokové schéma B-mód systému

Blokové schéma uvedené na obr. 1.1, představuje bloky zpracování u B-mód systému. Tento systém detekuje akustická rozhraní (tyto rozhraní mají různé akustické impedance). Princip spočívá v tom, že vyšleme ultrazvukový impuls, který se po interakci s tkání (akustickým rozhraním) vrací jako odražený (echo) signál, viz obr. 1.2.



Obr. 1.2: Interakce ultrazvuku s akustickými rozhraními a částčkami [2].

Amplituda, čas a fáze jsou parametry těchto odražených signálů, které poskytují informaci o dané interakci. Z času a předpokládané rychlosti šíření zvuku skrz tkáň, jsme schopni lokalizovat, kde interakce nastala. Určení přesnosti lokalizace můžou komplikovat artefakty, kterým bude věnována kapitola 1.3. Interakce ultrazvukových vln je dána zákony geometrické optiky. Mezi tyto zákony patří: lom, odraz, rozptyl, absorpce, ohyb a interference. Interference intenzitu ultrazvukového paprsku nezmenšuje, ostatní ano.

Impulsy nejsou vysílány chaoticky, ale jsou zaostřovány do středu ohnisek. Vlny se šíří směrem ke středům ohnisek, a na jejich trase dochází k interakci s tkáňovými rozhraními. Po zaznamenání odražených signálů jsou nové impulsy zaostřeny k novému středu ohniska podél daného řádku snímané scény. Stejným způsobem se

zaznamenávají i ostatní řádky snímané scény. Tomuto jevu se říká formování paprsku (beamforming). Blok TGC (time gain control) časová regulace zesílení kompenzuje zesílení signálu při průchodu slabě odraznými oblastmi. Zesílení je závislé na anatomii. Detektor obálky odstraní z echo signálu vysoké frekvence, a zároveň detekuje maxima. Logaritmická komprese se používá ke zmenšení dynamiky snímku. Pro zobrazení snímku na PC monitoru, případně analýzu se obraz interpoluje z polárních do kartézských souřadnic. [13], [21]

Dopplerův jev

Dopplerův jev lze pro akustiku popsat takto: Zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu se pohybuje relativně vůči pozorovateli. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší. Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží. A právě tohoto principu využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve cit. z [5]

1.1.2 Použití ultrazvuku

Ultrazvukové systémy jsou v dnešní době velmi dostupnou zobrazovací modalitou. Ačkoliv můžou být nahrazovány systémy magnetické rezonance (MRI), existují oblasti, ve kterých má pořád ultrazvuk dominantní postavení. Diagnostika pomocí ultrazvuku se obecně považuje za neinvazivní metodu - nebyly dosud prokázány škodlivé účinky ultrazvukové vlnění v intenzitách, které odpovídají běžně používaným hodnotám v diagnostických aplikacích. Díky tomuto faktu je klíčové využití ultrazvuku v gynekologii a porodnictví, především při snímání plodu. Další zásadní aplikací ultrazvuku je echokardiografie. Pro zobrazení srdce je klíčová dobrá časová rozlišovací schopnost a tu ultrazvukové systémy mají. Vyšetření srdce je pro kardiology zcela rutinní záležitost. Další často používanou aplikací je snímání cév v angiologii - zpravidla velké žil a tepen. Zcela běžné a nenahraditelné je ultrazvukové vyšetření orgánů břicha - jater, slinivky, ledvin. V dnešní době je možné zakoupit i ultrazvukové systémy o velmi malých rozměrech, které je možno umístit i do sanitního vozu, a ultrazvuk se tak stává nepostradatelným i při různých traumatických stavech, např. diagnostika vnitřního krvácení při ruptuře sleziny.

V terapeutických aplikacích je ultrazvuku využíváno zejména pro drcení konkrementů, odstranění zubního kamene. [17]

1.1.3 Porovnání ultrazvuku s jinými zobrazovacími metodami

V této podkapitole je srovnáno ultrazukové zobrazení s jinými zobrazovacími systémy, v následující tabulce je uveden přehled několika parametrů.

Tabulka 1.1: Ultrazukového zobrazení s jinými zobrazovacími systémy [21].

Parametr	Metoda zobrazení			
	Ultrazvuk	RTG	CT	MRI
Co je zobrazeno	Mechanické vlastnosti	Průměrná absorpce tkáně	absorpce tkáně	Biochemie (T1 a T2)
Přístup	Kdekoliv	2 potřebné strany	Obvodový kolem těla	Obvodový kolem těla
Prostorové rozlišení	Zaleží na frekvenci a na ose (0.3 - 3mm)	~ 1mm	~ 1mm	~ 1mm
Proniknutí	Zaleží na frekvenci (3 - 25cm)	Vynikající	Vynikající	Vynikající
Bezpečnost	Bezpečné	Ionizující záření	Ionizující záření	Vynikající
Rychlost	100 FPS	Minuty	30 - 60s	10 FPS
Cena	Levné	Relativně levné	Průměrné	Drahé
Mobilita	Vynikající	Dobrá	Špatná	Špatná

Díky bezproblémové mobilitě, ceně přístupu a provozu si ultrazvuk v medicíně získal velké uplatnění. Vzhledem k bezpečí, je absence ionizujícího záření také základní faktor. Nevýhodou je zejména omezená "vyšetřitelnost" zejména u obézních pacientů a ovšem také na praxi, zkušenostech vyšetřujícího.

1.2 Ultrazukové zobrazovací módy

Na základě snímání můžeme typy ultrazukových snímků rozdělit na dvě skupiny. V jedné skupině využívá echo techniky (A-mód, B-mód, a M-mód) a druhá skupina patří ostatní typy, které využívají Dopplerův princip [13].

A-mód (Amplitudový mód)

Tento systém zobrazení je základním typem, ze kterého byly vyvinuty všechny ostatní. U tohoto módu se snímá amplituda odraženého echo signálu jako časově spojitý

1D signál. Amplituda odpovídá velikosti energie a poloha na časové ose odpovídá místu odrazu. A-mód je spíše historický mód zobrazení, používá se očním lékařství [13], [17].

B-mód (Jasový mód)

Výstupem B-módu je 2D šedotónový snímek. Amplitudy odražených signálů jsou přiřazeny k jednotlivým pixelům ve snímku, tyto pixely mají různé odstíny šedi, odpovídající intenzitě odraženého signálu v závislosti na rozdílech akustických impedancí tkání. Obraz se rekonstruuje těmito pixely po řádcích. Tento mód se používá k zobrazení průtoku krve [13], [22].



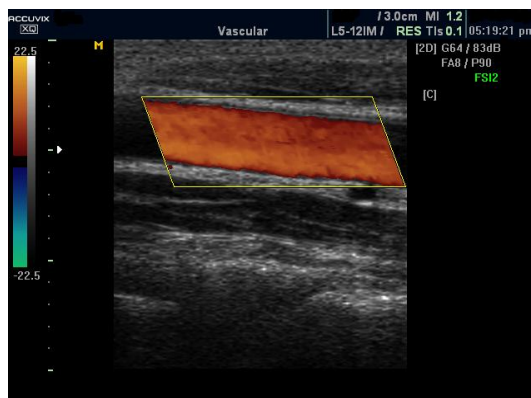
Obr. 1.3: B-mód snímek [11]

M-mód

Jedná se o amplitudový mód s vysokým kmitočtem pulzů (až 1000Hz), který je zobrazován v reálném čase. To umožňuje detailně sledovat pohyby srdce (pohyb srdeční chlopně či srdeční stěny). Možné je také přesně měřit čas u cévního pohybu.

C-mód (Barevný Doppler)

U tohoto módu se používá upravený pulzní Doppler, barevnou informaci zde zastupuje krev a morfologickou informaci šedotónový B-mód snímek. Kombinací těchto informací vznikne výsledný snímek. Barva resp. její odstín určuje směr a rychlost průtoku krve. U C-módu je běžné použití v reálném čase.



Obr. 1.4: C-mód snímek [1]

Spektrální Doppler

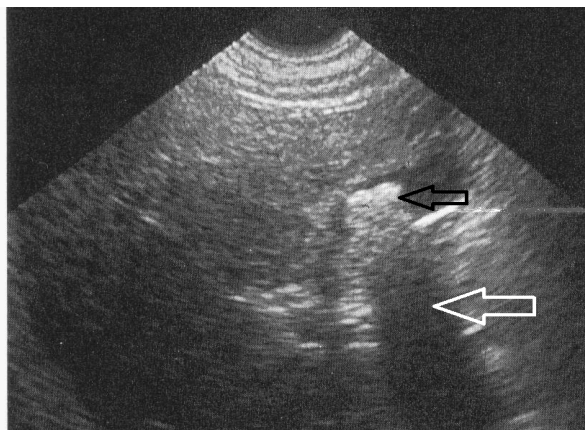
Spektrum tohoto signálu se vykresluje pomocí rychlé Fourierovi transformace. Toto umožňuje, že zobrazení představuje časový průběh rychlosti průtoku krve. Tento typ ve srovnání s barevným Dopplerem sice ztrácí informaci o směru toku krve, ale má vyšší přesnost na měření rychlosti průtoku krve. Je běžné použití v reálném čase.

Ovšem existují i ostatní typy zobrazovacích módů, např. harmonické zobrazování, Elasticity/Strain Imaging, CW (kontinuální) Doppler, PW (pulzní) Doppler, atd.

1.3 Artefakty při ultrazvukovém zobrazování

U zobrazovacích systémů označujeme pojmem artefakt obraz, který zcela neodpovídá skutečnosti, a může vést k chybnému diagnostickému závěru. Příčiny vzniku artefaktů je třeba hledat v technické konstrukci ultrazvukových diagnostických přístrojů, především v konstrukci jejich vyšetřovacích sond [5].

Mezi artefakty patří: Refrakce (rozostření, deformaci tvaru a změnu velikosti objektů, stíny); odrazy způsobené výraznými předměty; posloupnost odražených signálů; rezonance; akustické stínění; zrcadlení objektu atd.



Obr. 1.5: Akustický stín (bílá šipka) za konkrementem ve žlučníku (černá šipka) [5]



Obr. 1.6: Zrcadlový artefakt žlučníku (bílá šipka) [5]

Majorita těchto artefaktů je nelineární a z toho vyplývá, že jsou těžce matematicky popsitelné. Snímky jsou tím pádem těmito artefakty znehodnocené určitým způsobem, a většinu těchto artefaktů není možné později ze snímku odstranit. Může se stát, že v jednom snímku se nachází více artefaktů najednou.

Existuje artefakt, který lze relativně dobře matematicky popsat. Patří do skupiny artefaktů způsobujících útlum. Jedná se o spekle, které budou vysvětleny v kapitole 2.

2 MATEMATICKÉ MODELY ŠUMU SPEKLE

2.1 Základní modely vzniku šumu spekle

U zobrazování modalit zjednodušeně popisuje rovnice 2.1, u kterého písmeno y vyjadřuje výsledný snímek se šumem, symbol x vyjadřuje snímek, který bychom chtěli získat a z aditivní komponenty šumu a . Takový šum je obvykle modelovaný Gaussovou distribucí se střední hodnotou nula a s určitou směrodatnou odchylkou [8]

$$y_{k,l} = x_{k,l} + a_{k,l}. \quad (2.1)$$

Co se týká ultrazvukového zobrazení, je tento popis složitější. Hlavním problémem jsou spekle (spekle se považují za multiplikativní šum) degradující výsledný obraz. Obecný popis modelu ultrazvukového zobrazení popisuje rovnice 2.2 [8], [9].

$$y_{k,l} = x_{k,l}m_{k,l} + a_{k,l}. \quad (2.2)$$

Výsledný snímek se šumem y je složen z nasnímané scény x , tato scéna je postižená multiplikativním šumem m a z aditivní složky a . Pokud zanedbáme degradaci snímku aditivním šumem způsobena např. šumem snímače je efekt speklí nepodstatný, a můžeme jej tak zanedbat a popsat zjednodušeným modelem [8], [9].

$$y_{k,l} \approx x_{k,l}m_{k,l}. \quad (2.3)$$

Rovnici 2.3 můžeme transformovat logaritmickou funkcí do podoby

$$\log(y_{k,l}) = \log(x_{k,l}) + \log(m_{k,l}). \quad (2.4)$$

$$g_{k,l} = f_{k,l} + a_{k,l}. \quad (2.5)$$

Problém je tímto omezen pouze na potlačení speklí, které jsou v aditivní reprezentaci. Pokud jsou data v aditivní reprezentaci, jsou lépe statisticky analyzovány. Rovnice 2.5 popisuje zkrácenou formu zápisu rovnice 2.4. Po logaritmické transformaci, která byla původně multiplikativní 2.3, lze zjednodušeně modelovat pomocí Gaussovy distribuce.

Pro potlačení speklí bývají některé metody navrženy pro předpoklad distribuce bílého Gaussova šumu a vzájemné nekorelovanosti hodnot, z čehož mohou vyplývat určitá omezení [8].

2.2 Statistické modely šumu spekle

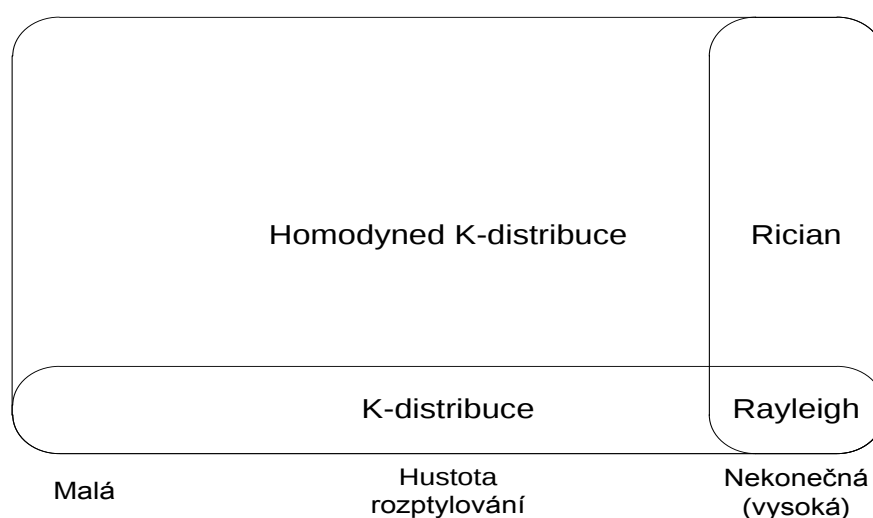
Základní matematický model šumu typu spekle je hodně zjednodušený a popisuje tento šum spíše obecně. Tento šum je vhodné popsat na základě statistických modelů k popisu charakteristiky nebo modelování.

U obr. 1.1, kde je popsáno blokové schéma B-mód systému se nachází blok detekce obálky echo signálu. Přijatý echo signál zahrnuje zpětný rozptyl, díky kterému dochází k dalším interferencím. Tyto interference mohou být konstruktivní nebo destruktivní. Díky těmto interferencím můžeme na výsledném snímku pozorovat zrnitou texturu, neboli spekle. Pro rozlišení např. struktury tkání můžeme využít toho, že obálka echo signálu lze popsat na základě statistiky [6].

Model speklí (představující distribuční funkci tohoto šumu) se odvíjí od dvou kritérií, a to hustoty rozptylování (scattering) viz obr. 1.2 a typu. Tato kritéria jsou ovlivňována oblastí snímané scény. K popisu speklí u dané snímané scény proto používáme odpovídající matematické modely neboli distribuční funkce. Jednotlivé typy distribučních funkcí jsou popsány dále.

Mezi základní distribuční funkce patří: Rayleigh, K, Homodyned K, Rician, Nakagami, Weibulll, Rician inverzní Gaussova distribuce. Některé typy jsou podrobněji popsány níže.

Rayleigh, K, Homodyned K, Rician distribuce popisují spekle v celém spektru možných případů uvedených dvou kritérií, tj. od spojitého k difuznímu rozptylování a od malé až nekonečné hustotě. Tento popis znázorňuje diagram na obr. 2.1.



Obr. 2.1: Různé distribuce modelující šum ultrazvukových snímků [14]

Nakagami, Weibull, Rician inverzní Gaussova distribuce jsou jednodušší k analýze, než Homodyned K- distribuce, která je analyticky komplexní, a navíc její funkce hustoty pravděpodobnosti (PDF - probability density function) je ve formě neurčitého integrálu. Proto je použití Homodyned K- distribuce omezené [14], [23].

Níže budou popsány jednotlivé distribuce speklí, proto je dobré si označit jednotlivé symboly. Písmeno p - funkce hustoty pravděpodobnosti, písmeno A - jasové hodnoty speklí v rozsahu $[0, 1]$ v našem případě a $[0, \infty]$ v obecném rozsahu. PDF - četnost jednotlivých jasových hodnot speklí, které jsou ve snímku. Parametr $\sigma^2 > 0$ představuje energii difuzního typu rozptylování, $s^2 \geq 0$ určuje energii spojitého typu rozptylování a $\mu > 0$ je efektivní počet SND (SND - počet prvků způsobujících rozptylování na rozlišovací jednotku (scatterer number density))

2.2.1 Rayleigh distribuce

Rayleigh distribuce modeluje nejlépe takové spekle, které vznikly pouze z difuzního typu rozptylování s vysokou hustotou náhodně umístěných rozptylování, neboli s velkým počtem náhodně umístěných SND. Spekle, které takovým způsobem vzniknou, můžeme považovat za úplně vyvinuté. Jako příklad, který způsobuje tento typ rozptylování, můžeme uvést erytrocyty. Rayleigh distribuce je zvláštní případ Weibull distribuce, která je popsána dále. Funkce hodnoty pravděpodobnosti je dána

$$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} \exp \frac{-A^2}{2\sigma^2}. \quad (2.6)$$

2.2.2 Rician distribuce

Pokud spekle vznikají spojitým typem rozptylování a mají relativně slabé difuzní rozptylování a mají s velké části vysokou hustotu rozptylování, nazýváme tuto distribuci Rician. Tato distribuce je zvláštním typem distribuce Homodyned K, která je popsána níže. Mimo jiné se tato distribuce používá k popisu šumu u magnetické rezonance. Funkce hodnoty pravděpodobnosti je dána

$$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} \exp \frac{-A^2 + s^2}{2\sigma^2} I_0 \left(\frac{sA}{\sigma^2} \right). \quad (2.7)$$

2.2.3 K-distribuce

Tento model distribuce popisuje spekle, které mají malou hustotu náhodně umístěných rozptylování, a vznikly pouze z difuzního typu rozptylování. K-distribuce je opět zvláštním typem distribuce Homodyned K distribuce. Tato distribuce se velmi často

používá v oblastech Kardiologie, porodnictví, gynekologie atd. Funkce hodnoty pravděpodobnosti je dána

$$p(A) = \frac{2}{\Gamma(\mu)} \left(\frac{A}{2}\right)^\mu \left(\frac{2\mu}{\sigma^2}\right)^{\frac{\mu+1}{2}} K_{\mu-1} \left(\frac{A\sqrt{2\mu}}{\sigma}\right). \quad (2.8)$$

Kde: $K(\bullet)$ je upravená Besselová funkce druhého typu a $\Gamma(\bullet)$ - ke gama funkce.

2.2.4 Homodyned K-distribuce

Tato distribuce je znázorněná na obr. 2.1, je velice rozsáhlá, a bývá často kritizována kvůli analytické obtížnosti, neuniverzálnosti. Proto se používá k modelování speklí jen velice zřídka. Homodyned K-distribuce charakterizuje spekle, které vznikly jak z difuzního typu rozptylování, tak i ze spojitého rozptylování. U spojitého rozptylování ale s poměrem s malou hustotou rozptylování. Tento poměr popisuje texturu. Funkci hodnoty pravděpodobnosti homodyned K-distribuce můžeme vyjádřit nevlastním integrálem:

$$p(A) = \int_0^\infty x J_0(sx) J_0(Ax) \left(1 + \frac{x^2 \sigma^2}{2\mu}\right)^{-\mu} dx. \quad (2.9)$$

Kde: $J_0(\bullet)$ je upravená nultá Besselová funkce prvního typu

2.2.5 Nakagami Distribuce

Pokud upravíme parametry tohoto modelu, můžeme pak modelovat různé situace Rayleigh. Nakagami distribuce se používá k popisu rozlišení koncentrací rozptylování v tkáních u snímků, kde nebyla použita logaritmická komprese. V případě, že byla použita logaritmická komprese, používá se pro zjištění biologických vlastností tkání. Funkce hodnoty pravděpodobnosti je dána

$$p(A) = 2 \left(\frac{G}{\omega}\right)^G \frac{1}{\Gamma(G)} A^{(2G-1)} \exp^{-\frac{G}{\omega} A^2}. \quad (2.10)$$

Kde: $G > 0$ je Nakagami parametr (tvar funkce) a $\omega > 0$ je váhový parametr.

2.2.6 Weibull distribuce

Tato distribuce je považována za obecný model. Změnou parametrů resp. jejím zvolením můžeme tento model aplikovat na modely exponenciální, Gaussovy, popřípadě i Rayleigh distribuce. Její funkci hodnoty pravděpodobnosti vyjadřuje rovnice 2.11

$$p(A) = \frac{\beta A^{\beta-1}}{\eta^\beta} \exp\left(-\left(\frac{A}{\eta}\right)^\beta\right). \quad (2.11)$$

Kde $\eta > 0$ je délka distribuce (váhový parametr) a $\beta > 1$ je parametr tvaru funkce.

2.2.7 Rician inverzní Gaussova distribuce

Pokud použijeme tento typ modelu, dosáhneme popisu speklí pomocí kombinace modelu Rician a inverzní Gaussovy distribuce. Tato distribuce vykazuje dobré výsledky pro potlačení speklí pro spojitý typ rozptylování.

Všeobecně známé distribuce jako exponenciální nebo Gaussova zde nejsou blíže popsány. Pro popis těchto druhů distribucí bylo čerpáno zejména z [4], [6], [14].

2.3 Obecně o šumu typu spekle

Základní matematický model (popsaný v kapitole 2.1) vychází z předpokladu, že spekle se chovají jako multiplikativní šum. Můžeme si říci v této části, že spekle jsou lokálně korelovaný multiplikativní šum [9]. Pokud tento fakt předpokládáme, potom spekle (v obrazu granulovaná textura) nese diagnostickou informaci. Z tohoto pohledu může být rozhodující výsledná aplikace (např. diagnostika lékařem). Vzor speklí se nechová jako klasický náhodný elektrický šum, ale mění se v závislosti na struktuře tkáně nebo s nastavením snímače. Spekle kromě ultrazvukového zobrazení se vyskytují v laser systémech. V případě ultrazvukového zobrazení spekle degradují rozlišení a kontrast snímku, a tím pádem diagnostickou informaci. Na obr. 1.2 jsou znázorněny různé typy rozptylování, které již byly popsány v kapitole 1.1. Z důvodu, že z těchto typů jsou vytvářeny jednotlivé distribuce speklí [12], [19], [21].

Při potlačení tohoto druhu šumu chceme zvýšit poměr užitečného signálu k šumu (SNR - Signal-to-noise ratio) a minimálně přitom rozmazat (degradovat) hrany resp. užitečnou informaci snímku.



Obr. 2.2: Ukázky šumu spekle na snímcích plodu (B-mód zobrazení) [3], [19]

3 ZÁKLADNÍ A POKROČILÉ METODY PRO POTLAČENÍ SPEKLÍ

Tato kapitola je již popisem jednotlivých praktických metod. Budou zde popsány jednotlivé algoritmy, a obecné teoretické poznatky a základní i pokročilé metody pro potlačení speklí. Mezi tyto metody patří průměrující filtr, mediánová filtrace, Frostův filtr, filtrace založená na báзовých funkcích kosinové transformace (QGDCT), geometrická filtrace, anisotropická difúze a filtrace pomocí vlnkové transformace

3.1 Lineární filtrace

Lineární systémy jsou takové systémy, u nichž platí princip superpozice. V opačném případě se jedná o nelineární systémy [7].

3.1.1 Průměrující filtr

$$\mu = \frac{1}{d^2} \sum_{m=1}^d \sum_{n=1}^d g_{m,n}. \quad (3.1)$$

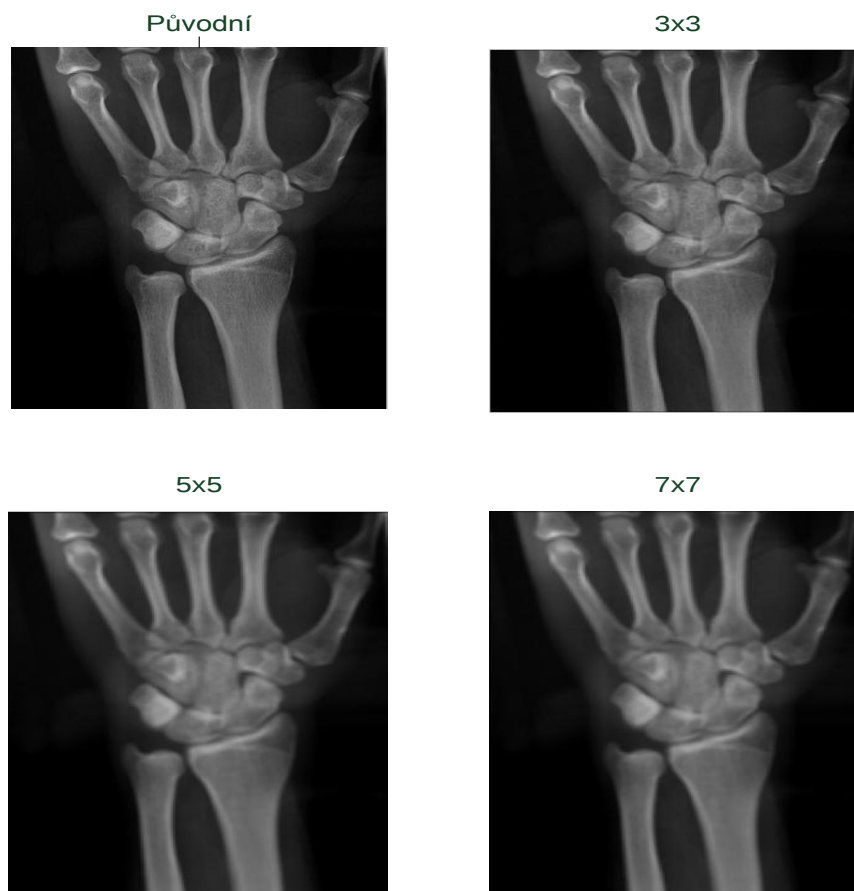
Pro každý pixel zašuměného snímku (g) se počítá lokální aritmetický průměr z okolí pixelu m,n o velikosti d podle rovnice 3.1. Průměrující filtr pouze průměruje (rozmazává) hodnoty. Tento filtr sice vyhlazuje šum, ale dochází také k degradaci detailu (rozmazání hran) a rozlišení. K tomuto jevu dochází i v oblastech s detaily, ale i bez nich. Rozměr masky určuje, jak velkou oblast zahrneme do výpočtu. Většinou se volí masky od rozměru $[3 \times 3]$ až $[15 \times 15]$. Platí, že čím větší oblast zahrneme do výpočtu, tím větší je rozostření snímku. V Matlabu realizujeme tuto filtraci konvolucí s maskou, která je znázorněna na obr. 3.1.

1	1	1
1	1	1
1	1	1

 /9

Obr. 3.1: Maska průměrujícího filtru

Na obr. 3.2 můžeme pozorovat vliv velikosti masky na snímku ruky.



Obr. 3.2: Příklad použití průměrujícího filtru v Matlabu (maska 3x3, 5x5 a 7x7) [převzato z archívu ÚBMI]

3.1.2 Frostův filtr

Frostův filtr je filtr z oblasti adaptivních. Byl vybrán z důvodu, že se považuje za základní a často i referenční metodu pro potlačení speklí. Tento filtr se relativně odlišuje od ostatních metod, protože využívá adaptivní exponenciální funkci k návrhu masky.

Pracuje v oblasti mezi průměrující a all-pass (nedochází ke změně hodnoty pixelu) filtrací. Pro každý pixel se v původním snímku spočítají lokální lineární statistiky prvního řádu, tedy μ , σ^2 a σ . Z těchto hodnot spočítáme parametr α podle rovnice 3.2, který určuje váhovací faktor pro následný výpočet hodnot tohoto filtru. Tento váhovací filtr zvyšuje pro centrální prvky masky s rostoucí hodnotou lokálně spočítaného σ^2 a zároveň se snižuje se vzdáleností t od centrálního prvku masky podle výpočtu tzv.

součtové metriky [10].

$$\alpha = \frac{4}{d \left(\frac{\sigma}{\mu} \right)^2} \left(\frac{\sigma^2}{\mu} \right)^2. \quad (3.2)$$

3.1.3 Filtrace založená na báзовých funkcích kosinové transformace

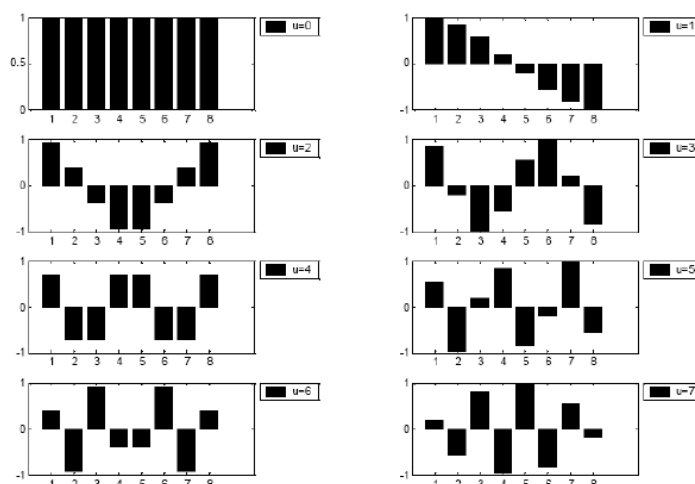
V posledním desetiletí byla diskretní kosinová transformace (DCT) široce používána především jako standard ve video kompresi. DCT představuje signál jako součet kosinových funkcí, které oscilují na různých frekvencích. Podle [16] je jednorozměrná kosinová funkce vyjádřena

$$C(u) = \alpha(u) \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \cos \left[\frac{\pi(2x+1)u}{2N} \right]. \quad (3.3)$$

Kde: $u = 0, 1, 2, \dots, N-1$ a

$$\alpha(u) = \begin{cases} \sqrt{\frac{1}{N}}, u = 0 \\ \sqrt{\frac{2}{N}}, u \neq 0 \end{cases} \quad (3.4)$$

První koeficient ($u=0$) je konstanta a ostatní báze 1D kosinové transformace jsou znázorněny na obr. 3.3.



Obr. 3.3: 1D báze funkce kosinové transformace při $N=8$ [16]

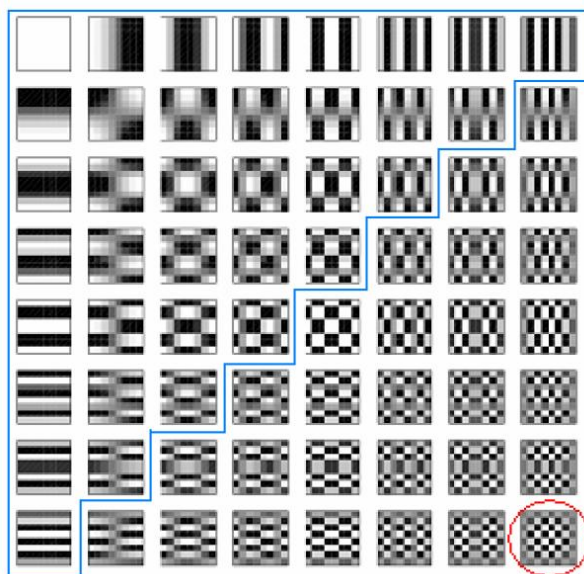
Pro účely zpracování obrazu se používá 2D kosinová transformace, která je

rozšíření 1D kosinové transformace a je dána následujícím vztahem

$$C(u, v) = \alpha(u)\alpha(v) \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \cos \left[\frac{\pi(2x+1)u}{2N} \right] \cos \left[\frac{\pi(2y+1)v}{2N} \right]. \quad (3.5)$$

Kde: $C(u, v)$ jsou konstanty, které vznikají vynásobením protějšků $\alpha(u)$.

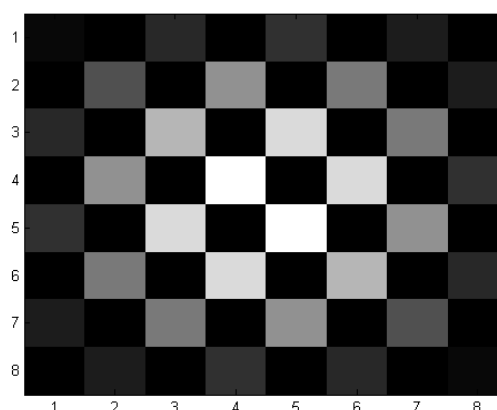
Výstupem 2D DCT je obrázek (Matice o rozměrech $M \times N$). Bázové funkce 2D kosinové transformace vznikají maticovým násobením dvou vektorů (horizontální a vertikální směr) a jsou znázorněny na obr. 3.4 [16]



Obr. 3.4: 2D bázové funkce kosinové transformace při $N=8$ [16]

Popis algoritmu

Pro praktickou realizaci potlačení šumu byla v Matlabu navržena funkce *QGDCT.m*. Vstupem funkce je vstupní obraz, který je zašuměný a velikost masky. Výstupem funkce je výsledný vyfiltrovaný obraz. Nejdříve se vytvoří pomocí implementované funkce *dctmtx* v programovém prostředí Matlab matice diskrétní kosinové transformace o velikosti $N \times N$ (1D kosinové báze). Dále pomocí cyklů *for* se vytvoří matice pro 2D použití (maticovým násobením dvou vektorů). Poté se vybere prvek z matice v pozici vpravo dole (u obr. 3.4 označeno červeným kruhem). Tento prvek se používá jako maska, a filtrace je realizována konvolucí vstupního obrazu s touto maskou, u které používáme pouze kladné členy. Ukázka vzhledu této masky je vyznačena na obr. 3.5.



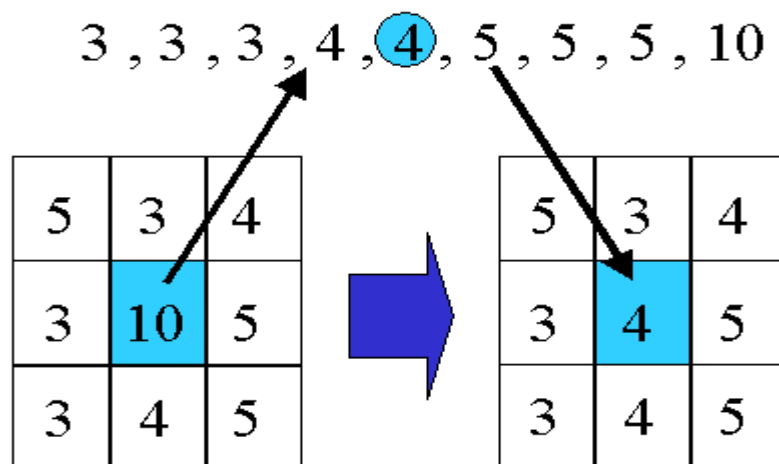
Obr. 3.5: Ukázka masky používané pro filtraci (N=8)

3.2 Nelineární filtrace

Co se týče nelineární filtrace, škála principu je velice pestrá. Pro nelineární přístupy platí, že jsou sice obtížnější na návrh či analýzu, ale za to mnohdy přinášejí lepší výsledky než metody z lineární oblasti. Jako příklad nelineárních operátorů můžeme zmínit: adaptivní prahování; výběr maximální, minimální nebo prostřední hodnoty; třídění prvků atd. [7],[9]

3.2.1 Mediánová filtrace

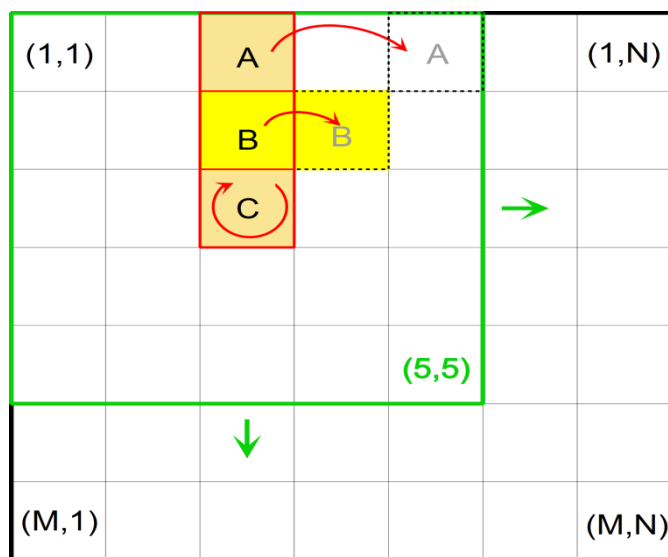
Pokud zmíníme pojem nelineární filtrace, tak jako nejznámější řešením z této skupiny je určitě mediánový filtr. Algoritmus této filtrace je založen na maskovém operátoru. V případě mediánové filtrace se nepočítá 2D konvoluce s maskou, nýbrž dochází k výpočtu mediánu. Jednotlivé prvky v masce se seřadí podle úrovně jasu od nejmenší po největší nebo naopak a vybere se prostřední hodnota (medián) a ten se považuje za výstupní prvek masky. Mediánový filtr zachovává v obraze hrany a je vhodný pro potlačení impulzního šumu, zejména typu "pepř a sůl". Příklad stanovení mediánu na masce o velikosti 3x3 je na obr. 3.6.



Obr. 3.6: Příklad výpočtu mediánu [18]

3.2.2 Geometrická filtrace

Tento druh filtrace pracuje s prvky masky tak, že při pohledu na výsledný, vyfiltrovaný snímek můžeme z pohledu "Geometrie" pozorovat určitý směr. U tohoto filtru se nemění velikost masky. Filtr používá masku o rozměrech 5x5, a po této masce rotují prvky A, B, C. Tyto prvky rotují kolem centrálního prvku masky, princip je naznačen na obr. 3.7. Pro každý pixel ve snímku se tedy uskuteční osm rotací prvků A, B, C, ze kterých se podle podmínek uvedených v [9] inkrementuje, nebo dekrementuje jasová hodnota centrálního pixelu B, podle hodnot sousedních pixelů A, C. Oblasti se šumem obsahují velkou směrodatnou odchylku a proto dochází se zvyšujícím počtem iteračních kroků k její snížení.



Obr. 3.7: Princip činnosti geometrické filtrace (zeleně - maska 5x5, červeně - rotující prvky, žlutě - výstupní prvek)

Popis algoritmu

Pro praktickou realizaci potlačení šumu byla v Matlabu navržena funkce *geom.m*. Jedná se o modifikaci algoritmu, který je použit v [9]. Vstupem funkce je vstupní obraz, který je zašuměný a počet iteračních kroků. Výstupem funkce je výsledný vyfiltrovaný obraz. Nejdříve algoritmus zjišťuje, jaký formát vstupního obrázku přichází na vstup a následně zjišťuje jeho velikost. Pak se pomocí *for* cyklů provádí dva kroky. V prvním kroku se upraví centrální pixel v masce na novou střední hodnotu a v druhém kroku se přiřadí nové šedotónové hodnoty centrálnímu pixelu. Pote se opakují kroky 1 a 2 posuvem okna z leva doprava. Celý cyklus se opakuje do hodnoty zadaných iteračních kroků. Na závěr se upraví výstupní obraz podle toho, jaký formát byl zjištěn na vstupu.

3.3 Difúzní filtrování

Difúzní filtrování je založeno na odstranění šumu z obrazu pomocí modifikace obrazu řešením parciálních diferenciálních rovnic. Vyhlazení šumu závisí na hranách a na jejich směrech.

3.3.1 Anisotropická difúze

Anisotropickou difúzi můžeme zařadit i do nelineárních technik pro zvýšení kontrastu a zároveň pro potlačení šumu. Anisotropická difúze vyhlazuje homogenní oblasti obrazu a zároveň zachovává hrany, aniž by vyžadovala informace o výkonovém spektru obrazu. Proto může být přímo aplikována na obrázky. Podstata potlačení speklí pomocí anisotropické difúze spočívá v nahrazení gradientem založeného hranového detektoru $cd(|\nabla g|)$, který se používá v obecné anisotropické difúzi, okamžitým koeficientem rozptylu $c_{srad}(|\nabla g|)$, který je vhodný pro filtrování speklí. Algoritmus pro potlačení speklí používá dvou různých metod (Lee a Frost difúzní filtrace [9]). Obecnější, upravená rovnice, která vznikne úpravou základních parciálních diferenciálních rovnic pro potlačení speklí je

$$f_{i,j} = g_{i,k} + \frac{1}{\eta_s} \text{div}(c_{srad}(|\nabla g|) \nabla g_{i,j}). \quad (3.6)$$

Derivace difúzního koeficientu $c_{srad}(|\nabla g|)$ pro potlačení speklí je

$$c_{srad}^2(|\nabla g|) = \frac{\frac{1}{2} |\nabla g_{i,j}|^2 \frac{1}{16} (\nabla^2 g_{i,j})^2}{(g_{i,j} + \frac{1}{4} \nabla^2 g_{i,j})^2}. \quad (3.7)$$

Kde: $g_{i,k}$ je originální zašuměný obrázek, ∇g je gradient obrazu, $|\nabla g|$ je gradientní

rozsah (amplituda), η_s je oblast pixelu.

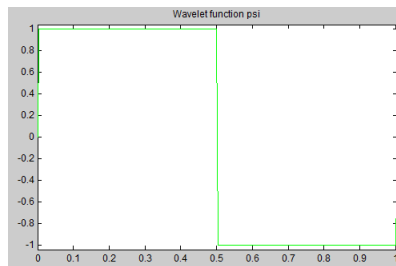
Je požadováno, aby $c_{srad}(|\nabla g|) \geq 0$. Okamžitý koeficient rozptylu (kolísání) se skládá z operátoru normalizovaného gradientu amplitudy a operátoru normalizovaného Laplaceanu, který se chová jako hranový detektor [9], [25].

Popis algoritmu

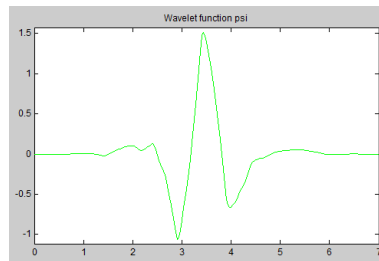
Pro praktickou realizaci potlačení šumu byla v Matlabu navržena funkce *anis.m*. Jedná se o modifikaci algoritmu, který je použit v [9]. Vstupem funkce je vstupní obraz, počet iteračních kroků a časová krok (lambda). Výstupem funkce je výsledný vyfiltrovaný obraz. Na začátku algoritmus převede vstupní obraz na double a normalizuje. Následně jsou spočítány indexy, které odpovídají hraničním podmínkám. Následuje převod do exponentu kvůli odstranění nulových hodnot. Poté začne počítat od levého horního rohu, používá okolí pixelu 3x3 a vypočte nové šedotónové hodnoty podle rovnice 3.6. Po výpočtu nové hodnoty přiřadí tuto hodnotu do centrálního pixelu každého okna. Tyto kroky jsou opakovány přes celý obraz ve směru zleva doprava a shora dolů a celý výše popsáný cyklus je opakován pro zadaný počet iterací.

3.4 Filtrace pomocí vlnkové transformace

Vlnková (Waveletová) transformace obecně na rozdíl od Fourierové transformace dává informaci o časové lokalizaci spektrálních složek. Tato transformace nabízí přístup pro analýzu signálu použitím speciálního filtru - wavelet (vlnka). Každá tato funkce osciluje pouze v okolí bodu lokalizace, tato vlastnost proto poskytuje dobrou prostorovou lokalizaci. Cílem vlnkové transformace je rozložit signál, který přichází na vstup do řady waveletových koeficientů. Tuto filtrace provede tzv. pár ortogonálních filtrů. Tyto filtry jsou označeny jako otcovský wavelet, který definuje trend signálu (Aproximaci - rozklad na škálové koeficienty a mateřský wavelet, který definuje jednotlivé detaily. Vznikne tak signál, který se dá rozložit do dvou frekvenčních pasem. Vlnková transformace využívá celou řadu matečných vlnek. Jsou nazývaný zejména podle tvaru nebo od jména jejich tvůrce. Jsou to například: Haar (nejjednodušší, pro případ filtrace nevhodná), Daubechies a Coiflets (značí se dbN, N je číslo určující vlnku), Biorthogonal, Symlets, atd [20]. Příklad Haar vlnky je na obr. 3.8 a příklad vlnky sym4, která je použita v algoritmu pro potlačení speklí je na obr. 3.9.



Obr. 3.8: Příklad Haar vlnky zobrazené v Toolboxu *wavemenu* v Matlabu



Obr. 3.9: Příklad vlnky *sym4* zobrazené v Toolboxu *wavemenu* v Matlabu

Pro potlačení šumu pomocí vlnkové transformace byla provedena v posledních letech řada studií. Vlnková transformace se snaží odstranit šum ve snímku při zachování charakteristik obrazu. Diskrétní vlnková transformace (DWT) provádí dekompozici signálu a poskytuje tak jedinečnou reprezentaci. Zde je výpis několika vlastností, které dělají vlnkovou transformaci atraktivní pro potlačení šumu ve snímcích:

- "Multi rozlišení" (anglicky Multiresolution) - Detaily v obrazu o různých velikostech jsou analyzovány ve vhodných škálách rozlišení.
- "Řídkost" (anglicky Sparsity) - Většina vlnkových koeficientů jsou malého rozsahu (amplitudy)
- Detekce hran (anglicky Edge detection) - Většina vlnkových koeficientů koliduje s hranami v obrazu.
- Shlukování hran (anglicky Edge clustering) - Hranové koeficienty v rámci každého subpásma mají tendenci vytvářet "shluky".

Během dvou úrovní dekompozice (rozkladu) pomocí skalární vlnky jsou 2D data nahrazena čtyřmi bloky. Tyto bloky korespondují s každým subpásmem, které reprezentují buď nízkofrekvenční pásmo, nebo vysokofrekvenční pásmo v každém směru. Rozklad se nejdříve na aplikaci diskretní vlnkové transformace po řádcích a následně po sloupcích, jelikož se jedná o 2D data. Tento proces dává matici, kde levá strana obsahuje podvzorkované nízkofrekvenční koeficienty každého řádku, a pravá strana obsahuje vysokofrekvenční koeficienty. Poté každý krok rozkladu je aplikován na všechny sloupce, toto vede ke čtyřem druhům koeficientu HH, HL, LH a LL [19].

Příklad pro druhou úroveň dekompozice je na obr. 3.10.

LL2	HL2	HL1
LH2	HH2	
LH1		HH1

Obr. 3.10: Druhá úroveň dekompozice při použití diskrétní vlnkové transformace [19]

Důležitým aspektem je u filtrace za pomoci vlnkové transformace určení prahu. Prahují se jednotlivé dekomponované složky. Šum spekle je převážně obsažen ve vysokofrekvenční složce obrazu ve formě vlnkového koeficientu. Pro potlačení speklí můžeme tedy využít prahování jednotlivých dekomponovaných složek. Základní postup pro prahování je:

- Stanovit DWT obrazu do požadované úrovně dekompozice
- Provést samotné prahování vlnkových koeficientů (prah může být adaptibilní nebo univerzální)
- Vypočítat zpětnou DWT pro získání obrazu s potlačeným šumem.

Z hlediska samotné prahovací funkce můžeme definovat hrubé a jemné prahování.

Hrubé (hard) prahování je podle [19] definováno jako:

$$\eta_1(w) = wI(|w| > T). \quad (3.8)$$

Kde: w je vlnkový koeficient, T je prah.

Jemné (soft) prahování je podle [19] definováno jako:

$$\eta_2(w) = (w - \text{sgn}(w)T) I(|w| > T). \quad (3.9)$$

Kde: $\text{sgn}(x)$ je funkce x . Jemné prahování se volí častěji, protože nezpůsobuje typické artefakty v obraze.

Většina metod u potlačení šumu pomocí vlnkové transformace se liší jenom ve výběru prahu. Při volbě prahu platí, že malá prahová hodnota sice vynechá koeficienty, které obsahují šum, ale díky charakteru šumu může zůstat obraz pořád zašuměný. Na druhou stranu velká hodnota prahu způsobí více nulových koeficientů v dané složce a tím pádem budou více potlačeny detaily v obraze. Optimem by mělo být zjištění prahu na základě vlastností dílčích subpásem. Inovativním řešením je odhadování prahové hodnoty na základě analýzy statistických parametrů z vlnkových koeficientů [19].

Posledním krokem je rekonstrukce obrazu. Ta se provádí pomocí zpětné DWT. Je

to proces, který je inverzní k dekompozici. Kdyby nedošlo k prahování a úroveň dekompozice by byla dostatečně velká, šlo by o dokonalou rekonstrukci obrazu.

Popis algoritmu

Pro praktickou realizaci potlačení šumu byla v Matlabu navržena funkce *vlnkovka.m*. Vstupem funkce je vstupní obraz, úroveň dekompozice (rozkladu na aproximace a detaily), počet iteračních kroků a typ vlnky. Typ vlnky je defaultně nastaven na 'sym4'. Výstupem funkce je výsledný vyfiltrovaný obraz. Na úvod je podmínka v cyklu *for* pokud je počet iterací větší nebo rovno než 2, uloží do nové proměnné již vyfiltrovaný obrázek. Poté následuje implementovaná funkce v Matlabu *ddencmp*, která řeší automatický návrh filtru. Vstupem této funkce jsou parametry 'den' - pro potlačení šumu (nastavení 'cmp' by šlo nastavit pro kompresi), 'wv' - pro použití stejné vlnky, *g* - vstupní obraz. Výstupem této funkce je parametr *thr* - automatický práh, *sorh* - nastavení jemného nebo hrubého vyhlazení, *kepapp* - pro ponechání aproximovaných hodnot. Na závěr je funkce *wdencmp* pro filtraci se získanými a nastavenými parametry.

4 HODNOCENÍ KVALITY ULTRAZVUKOVÝCH SNÍMKŮ

4.1 Parametry rozlišení B-mód snímku a jejich kvalita

Následující parametry nemůžeme převážně ovlivnit, ale tyto parametry ovlivňují výskyt speklí. Spekle se projevují v každém bodě obrazu, čím nižší rozlišení ("hrubší" obraz), tím budou spekle ve snímku více granulované. Naopak vyšší rozlišení bude mít za následek jemnější strukturu.

4.1.1 Rozlišení

B-mód snímky jsou dvojdimenzionální (2D) a jejich rozlišení popisují tři parametry. Prvním parametrem je příčné rozlišení, druhým podélné rozlišení, a třetím je šířka tomoroviny. Toto rozlišení je definované jako nejmenší vzdálenost mezi dvěma body, které mohou být rozlišeny. Vyšší rozlišení snímků dosahujeme v menších hloubkách a to proto, že útlum ultrazvukových vln závisí na kmitočtu a na hloubce snímání. Naopak nižších rozlišení dosahujeme ve větších hloubkách [2], [21].

Podélné rozlišení (axiální)

Toto rozlišení popisuje nejmenší vzdálenost mezi dvěma body, které se nějak liší, ležící ve směru šíření ultrazvukového paprsku. Je závislé na vlnové délce, neboli na kmitočtu ultrazvukového paprsku. Pokud roste kmitočet, tak se podélné rozlišení zlepšuje.

Příčné rozlišení (laterální)

Příčné rozlišení je definováno jako nejmenší vzdálenost mezi dvěma body, které se nějak liší, ale leží v kolmém směru šíření ultrazvukového paprsku. Toto rozlišení je závislé na šířce ultrazvukového paprsku a platí, že čím je paprsek užší, tak se příčné rozlišení zlepšuje.

Šířka tomoroviny

Reprezentace B-mód zobrazení je dvojdimenzionální (2D), tudíž třetí rozměr reprezentuje tloušťku obrazové roviny, kterou určuje typ měniče. První typ měniče je 1D měnič a druhý 1,5D měnič.

4.1.2 Šum

Je zřejmé, že kvalitu B-mód zobrazení ovlivňuje šum, zejména šum typu spekle (popsaný v kapitole 2).

4.1.3 Dynamický rozsah

Moderní ultrazvukové zobrazovací systémy dosahují dynamického rozsahu i více než 100 dB. Tento rozsah závisí na počtu bitů A/D převodníku, časové regulaci zesílení (TGC) a na požadované hloubce snímání. Vzhledem k těmto faktům je nutné provést omezení tohoto rozsahu. Tomuto omezení se dá docílit logaritmickou kompresí, která může poupravit např. jas snímku. Výsledný snímek je na PC monitoru v 8bitové reprezentaci, ovšem mohou být reprezentována i více bity. Pokud nastavíme velký dynamický rozsah, ale samotná dynamika obrazu bude mála, potom se výsledný signál degraduje.

4.2 Objektivní kritéria pro hodnocení obrazu

Pro objektivní hodnocení obrazu byla vybrána tři základní a používaná kritéria - průměrná kvadratická odchylka, poměr signálu k šumu a váhovaný poměr signálu k šumu.

V matematickém popisu těchto kritérií budou používány stejné symboly, které mají následující vysvětlení. Symbol $f_{k,l}$ je původní nezašuměný obraz a symbol $g_{k,l}$ je výsledný zašuměný obraz po filtraci, obrazová matice má rozměry $M \times N$.

MSE (mean squared error)

Průměrná kvadratická odchylka mezi dvěma snímky je dána [10], [19]:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^N (g_{k,l} - f_{k,l})^2. \quad (4.1)$$

Tato rovnice realizuje bodovou operaci. Výsledkem je kvantitativní hodnota, která je spočtena jako součet rozdílů čtverců mezi jasovými hodnotami pixelů obou snímků váhované jejich počtem. Pro dva shodné obrazy bude hodnota MSE nulová.

SNR (signal-to-noise ratio)

Poměr signálu k šumu kvantitativně určuje úroveň výkonu signálu v poměru k výkonu šumu. Výsledek se udává v decibelech (dB). Častěji se SNR používá pro 1D signály. Pokud výraz zobecníme pro obrazy, je SNR dán [9]

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{\sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^N (g_{k,l}^2 - f_{k,l}^2)}{\sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^N (g_{k,l} - f_{k,l})^2}. \quad (4.2)$$

Pro dva shodné obrazy bude hodnota SNR nekonečná.

PSNR (peak signal-to-noise)

Vážený poměr signálu k šumu převádí průměrnou kvadratickou odchylku (MSE) do logaritmické stupnice v poměru k vlastnímu dynamickému rozsahu hodnot jasu. Pokud se dynamický rozsah u porovnávaných snímků liší tak použitím rovnice dojde k jejich váhování (normalizaci) [9]

$$PSNR = -10 \log_{10} \frac{MSE}{g_{MAX}^2}. \quad (4.3)$$

kde: g_{MAX}^2 - představuje dynamický rozsah hodnot jasu ve snímku.

4.3 Subjektivní pohled na hodnocení snímků

U subjektivního pohledu na snímky se můžeme setkat například v lékařské diagnostice. Toto hodnocení závisí na mnoha faktorech. Těmto faktorům ovšem může každý diagnostik nebo odborník dávat jinou váhu. Mezi tyto faktory patří účel daného snímku, věrnost k originálu, pocit vnímání, motivace, únava, ostrost snímku, jas, kontrast, artefakty atd. [24].

Např. u SNR parametru má číslo vypovídající hodnotu a pak lze porovnávat, protože je parametr přesně definovaný. Subjektivní hodnocení vypovídající hodnotu nemá, zejména z hlediska porovnávání.

Pokud snímek nějakými metodami zpracování obrazu, např. zvýrazněním obrazu, může docházet ke zlepšení vizuálního vnímání, která zejména platí pro odborníky v diagnostickém oboru. Upravením vizuální reprezentace, např. kontrast, ostrost, míra šumu, případně přiblížení (zoom) může docházet ke zlepšení vizuální detekce, rozpoznání charakteristických rysů, což vede ke zlepšení subjektivního hodnocení odborníkem.

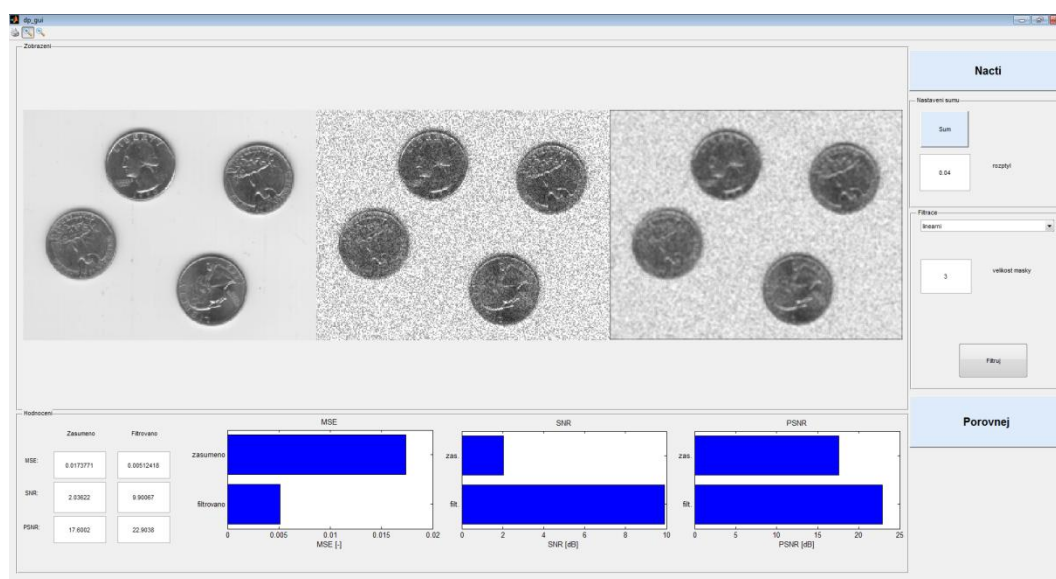
Když si vezmeme příklad třeba ostrost, tak zaostřením snímku dojde pouze ke zvýraznění hran (lidské oko při pohledu vnímá primárně hrany) a tím pádem i ke zlepšení viditelnosti detailů, hran, ale i šumu. Subjektivní hodnocení takto zvýrazněného snímku se odvíjí od "dobrého pocitu", že se zvětšilo rozlišení nebo detaily ve snímku. Pro jiného odborníka by např. jistá hodnota míry šumu vyvodila pocit "špatného pocitu" a tím pádem i horší subjektivní hodnocení.

5 SROVNÁNÍ JEDNOTLIVÝCH METOD

V této kapitole bude popsáno uživatelské rozhraní GUI, které obsluhuje navržené funkce. Dále zde bude srovnání všech navržených metod pro potlačení strukturního šumu spekle na dvou obrázcích, kteří budou reprezentovat uměle zašuměna data, a dále zde bude srovnání navržených metod na reálných ultrazvukových snímcích. K těmto srovnáním bude náležet příslušná diskuze, případně grafická závislost. Všechny navržené funkce a snímky jsou uloženy na přiloženém CD nosiči a uvedeny v [Příloha 1].

5.1 Popis uživatelského rozhraní GUI

V této podkapitole bude blíže popsáno grafické rozhraní GUI, které obsluhuje navržené funkce pro filtraci šumu. Jeho náčrt je znázorněn na obr. 5.1.

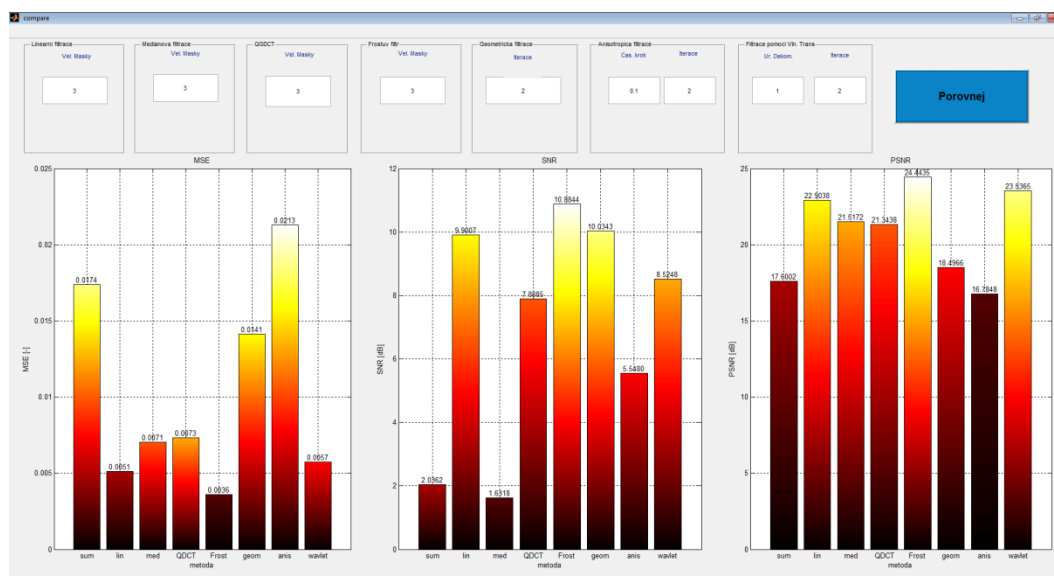


Obr. 5.1: Grafické rozhraní *dp_gui*

Hlavní část (Obrazová) se skládá ze tří oken, kde se zobrazuje zleva doprava vstupní obraz, obraz po umělém zašumění (pouze v případě, kdy nejde o reálný ultrazvukový snímek) a snímek po filtraci. Další část (Ovládací prvky) se skládá z tlačítka *Nacti*, kterým vybereme snímek, který chceme filtrovat. Dále z bloku *Nastavení šumu*, kde se vepíše hodnota rozptylu a stiskem tlačítka *Sum* se obrázek uprostřed zašumí. Tlačítko *Sum* vyvolá příkaz *imnoise*, který má vstupní parametry: vstupní (nezašuměný) obraz, typ šumu (v tomto případě spekle) a rozptyl. Následujícím ovládacím prvkem je blok *Filtrace*, v tomto bloku se vybírá metoda filtrace. Při výběru

metody se mění možnosti změny parametrů (např. pokud zvolíme filtraci lineární, můžeme zvolit velikost masky). Tlačítkem *Filtruj* spustíme danou filtraci a její výsledek se zobrazí v pravém okně. Poslední část je část hodnocení, která je umístěna dole. V této části se zobrazuje hodnota střední kvadratické odchylky (MSE), poměru signálu k šumu (SNR) a váhovaného signálu k šumu (PSNR) po zašumění a po filtraci. Tyto hodnoty jsou doplněny grafickou závislostí ve formě jednoduchých sloupcových grafů.

K tomuto rozhraní je ještě vytvořena nástavba, kterou reprezentuje nové prostředí GUI, které se vyvolá, stiskem tlačítka *Porovnej*. Toto rozhraní umožňuje přehledné srovnání všech navržených metod. Náhled tohoto rozhraní je na obr. 5.2.

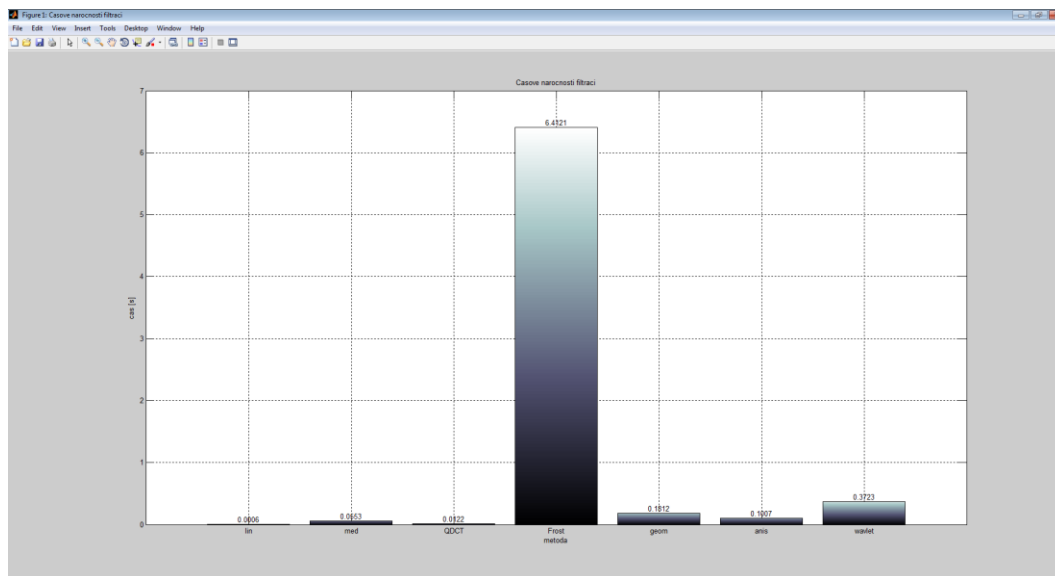


Obr. 5.2: Grafické rozhraní pro porovnání jednotlivých metod *compare*

U tohoto grafického rozhraní je možnost nastavit najednou parametry všech metod pro potlačení šumu a tlačítkem *Porovnej* zobrazit hodnoty všech tří objektivních kritérií (MSE, SNR a PSNR) u každé metody v grafických závislostech.

Dalším výstupem je okno, které zobrazí zašuměný obrázek a vizuální výsledky všech metod po filtraci. Náhled na toto okno je možno pozorovat na obr. 5.8 nebo obr. 5.18.

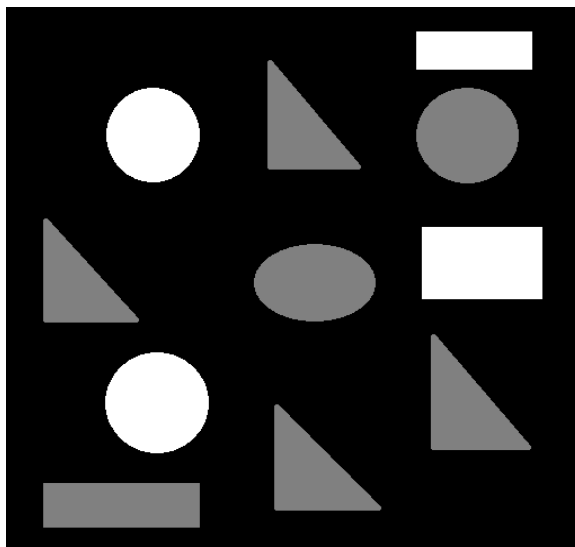
A posledním výstupem je okno, které zobrazuje v grafu výpočetní náročnost jednotlivých metod. Náhled na tuto závislost je zobrazen na obr. 5.3.



Obr. 5.3: Grafická závislost časových náročností jednotlivých filtrací

5.2 Srovnání jednotlivých metod na snímku "testovací.bmp"

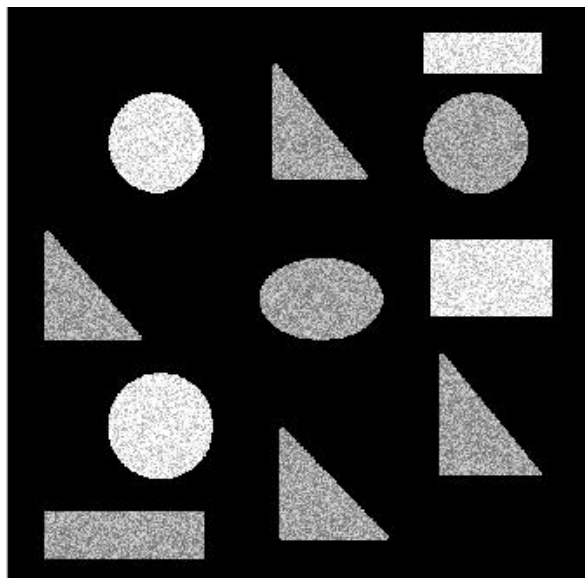
V programovém prostředí Matlab bylo realizováno celkově 7 metod na odstranění speklí na uměle zašuměných datech. První snímek, na kterém byla filtrace vyzkoušena je znázorněn na obr. 5.4.



Obr. 5.4: Testovací snímek pro testování navržených metod - *testovací.bmp*

Testovací snímek byl vytvořen v programu *Malování* a má charakter šedotónového snímku v rozmezí (0, 255) a velikost 512x512 pixelů. Následně byl testovací snímek

zašuměn pomocí funkce *imnoise*, tato funkce má vstupní parametry: vstupní (nezašuměný) obraz, typ šumu (v tomto případě speckle) a rozptyl a výstupem je zašuměný obraz. Zašuměný snímek je zobrazen na obr. 5.5.



Obr. 5.5: Testovací snímek (*testovací.bmp*) po přidání šumu

Testovací snímek je zašuměn šumem spekle. Strukturní šum spekle je multiplikativní šum s nulovou střední hodnotou a rozptylem v . V našem případě na obr. 5.5 je rozptyl 0,04. Pro tento rozptyl bylo v prostředí Matlab GUI (popsáno výše) realizováno 7 metod pro potlačení speklí. Z oblasti lineární filtrace: průměrující filtr, Frostův filtr a filtrace založená na básových funkcích kosinové transformace (QGDCT). Z oblasti nelineární filtrace: Mediánová filtrace a Geometrická filtrace. Dále pak filtrace pomocí anisotropické difúze z oblasti difúzního filtrování. A na závěr filtrace pomocí vlnkové transformace.

Každá z těchto metod pro potlačení šumu má nastavitelné parametry. Pokud začneme nejzákladnější metodou pro potlačení šumu - průměrující filtr, je tímto parametrem velikost masky. Popis jak změna parametrů ovlivňuje vlastní výpočet je popsáno v kapitole 3, vyhodnocení vlivu změny tohoto parametru viz níže.

V následujících tabulkách bude vždy znázorněno, jak ovlivňuje změna jednoho nebo dvou parametrů výpočet objektivních kritérií MSE, SNR a PSNR. Každá tabulka bude znázorňovat jednu metodu, a z těchto tabulek bude vybrán vždy nejlepší výsledek (podtržený) těchto objektivních kritérií, ovšem s jistou úvahou subjektivní použitelnosti obrázku. A tento nejlepší výsledek bude použit do výsledné přehledové tabulky - tabulka 5.8.

Tabulka 5.1: Výsledky filtrace průměrujícím filtrem pro různé velikosti masky (*testovací.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	v=0.04	<u>0,002913</u>	<u>7,9259</u>	<u>25,3566</u>
Průměrující filtr (maska 5x5)	v=0.04	0,004091	7,0766	23,7573
Průměrující filtr (maska 7x7)	v=0.04	0,005407	6,3596	22,3911
Průměrující filtr (maska 9x9)	v=0.04	0,006744	5,8296	21,3586

Co se týče objektivních kritérií, je z tabulky 5.1 patrné, že zvýšením masky se parametr MSE zvětšuje, a parametry SNR a PSNR se zmenšují. Z toho vyplývá, že zvětšování masky u průměrujícího filtru se jeví jako nevhodné s ohledem na kvalitu obrazu. V případě průměrujícího filtru byla ve výsledné tabulce použita maska o rozměrech 3x3. Z pohledu na srovnané obrázky bylo patrné, že průměrující filtr sice zredukuje šum a nežádoucí artefakty v obraze, ale rozmazává hrany. Na velikosti rozostření hran má velký vliv velikost masky.

Zvětšování masky bylo vyzkoušeno i u mediánové filtrace. Hodnoty objektivních kritérií pro tuto metodu jsou zahrnuty v tabulce 5.2.

Tabulka 5.2: Výsledky mediánové filtrace pro různé velikosti masky (*testovací.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Mediánová filtrace (maska 3x3)	v=0.04	0,001381	7,8442	28,5951
Mediánová filtrace (maska 5x5)	v=0.04	<u>0,001081</u>	<u>8,8153</u>	<u>29,6586</u>
Mediánová filtrace (maska 7x7)	v=0.04	0,001300	8,4158	28,8575
Mediánová filtrace (maska 9x9)	v=0.04	0,001666	7,9337	27,7830

Při zvětšování masky u mediánové filtrace platí, že parametr MSE se nejprve zmenší, při zvětšování masky od hodnoty 5x5 se už jen zvětšuje. SNR a PSNR se nejprve zvětší, ale opět od velikosti masky 5x5 se už jen zmenšuje, což je nežádoucí. Do výsledné tabulky u mediánové filtrace volíme masku 5x5, která nám dává nejlepší poměr signálu k šumu (SNR) i váhovaný poměr signálu k šumu (PSNR). Masku 5x5 dává i nejmenší průměrnou kvadratickou odchylku (MSE). Navíc nedochází k distorzi hran.

Stejná metodika zvětšování masky bylo vyzkoušeno i u Frostova filtru. Hodnoty objektivních kritérií této metody jsou zahrnuty v tabulce 5.3.

Tabulka 5.3: Výsledky Frostova filtru pro různé velikosti masky (*testovací.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Frostův Filtr (maska 3x3)	v=0.04	0,002244	8,9781	26,4887
Frostův Filtr (maska 5x5)	v=0.04	0,002588	8,8731	25,7846
Frostův Filtr (maska 7x7)	v=0.04	0,002962	8,6543	24,9954
Frostův Filtr (maska 9x9)	v=0.04	0,003187	8,5832	24,5870

V případě použití Frostova filtru je z tabulky 5.3 jasné, že při zvětšování masky se zvětšuje parametr MSE, a parametry SNR a PSNR se zmenšují. Tyto skutečnosti bereme jako nežádoucí. Do výsledné tabulky budeme počítat s maskou 3x3. Jako výhodu při použití této masky můžeme započítat i dobré zachování hran a kratší doba výpočtu.

Další metoda pro potlačení šumu je založena na báзовých funkcích kosinové transformace (QGDCT), hodnoty objektivních kritérií pro tuto metodu jsou znázorněny v tabulce 5.4.

Tabulka 5.4: Výsledky QGDCT pro různé velikosti masky (*testovací.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
QGDCT (maska 3x3)	v=0.04	0,002686	7,8789	25,7074
QGDCT (maska 5x5)	v=0.04	0,003217	7,7314	24,9254
QGDCT (maska 7x7)	v=0.04	0,004055	7,1589	23,8661
QGDCT (maska 8x8)	v=0.04	0,004839	6,5823	23,0298

V případě použití filtrace založené na báзовých funkcích kosinové transformace můžeme opět měnit velikosti masky. Z tabulky 5.4 je vidět že, při zvětšování velikosti masky, se zvětšuje parametr MSE, a parametry SNR a PSNR se zmenšují. Tyto skutečnosti bereme jako nežádoucí. Do výsledné tabulky budeme opět počítat s maskou 3x3, podobně jako u Frostova filtru.

Pátou metodou pro potlačení šumu je metoda z oblasti nelineární filtrace - Geometrická filtrace. Hodnoty objektivních kritérií této metody jsou zahrnuty v tabulce 5.5.

Tabulka 5.5: Výsledky geometrické filtrace pro různý počet iterací. (*testovaci.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Geometrická Filtrace (iterace: 2)	v=0.04	<u>0,008094</u>	<u>5,3407</u>	<u>20,9181</u>
Geometrická Filtrace (iterace:5)	v=0.04	0,018246	4,0471	17,3883
Geometrická Filtrace (iterace: 10)	v=0.04	0,035161	2,8230	14,5393
Geometrická Filtrace (iterace: 15)	v=0.04	0,052020	2,1757	12,8383

Tato metoda neumožňuje změnu velikosti masky, pracuje se s maskou 5x5. Nastavuje se počet iteračních kroků. Z tabulky 5.5 je patrné, že při zvyšujícím se počtu iterací se zvětšuje střední kvadratická odchylka (MSE), a zmenšuje se poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR), což je nežádoucí. Mimo jiné vede zvyšování iteračních kroků i k velké distorzi obrazu, vymizení hran i ke ztrátě kontrastu. Do výsledné tabulky budeme počítat s nastavením počtu iteračních kroku 2.

Předposlední metodou pro potlačení šumu je metoda z oblasti difúzního filtrování - anisotropická difúze. Hodnoty objektivních kritérií této metody jsou zahrnuty v tabulce 5.6.

Tabulka 5.6: Výsledky anisotropické difúze pro různý počet iterací (*testovaci.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Anisotropická difúze (časový krok:0,1, iterace: 2)	v=0.04	0,001771	8,3842	27,5155
Anisotropická difúze (časový krok:0,1, iterace: 10)	v=0.04	<u>0,001296</u>	<u>10,2526</u>	<u>28,5991</u>
Anisotropická difúze (časový krok:0,1, iterace: 25)	v=0.04	0,002985	7,2839	24,7982
Anisotropická difúze (časový krok:0,1, iterace: 50)	v=0.04	0,005630	5,3552	21,9418
Anisotropická difúze (časový krok:0,1, iterace: 75)	v=0.04	0,007930	4,4728	20,4190

U této metody se nastavují dva parametry. První parametr je časový krok, který popisuje rychlost provedené difúze. Pro objektivní posouzení byla nastavena hodnota 0,1. Tato hodnota dávala nejlepší výsledky. Pokud by byla tato hodnota zvolená moc velká, docházelo by k značnému rozmazání hran. Druhým parametrem je počet iteračních kroků. Z tabulky 5.6 je patrné že při zvětšování počtu iterací se nejprve zmenší MSE, což je žádoucí, ale při dalším zvyšování počtu iteračních kroku dochází k nárůstu MSE o celkem velké hodnoty, což je nepřijatelné. V případě SNR a PSNR dochází nejprve ke zvýšení a po sléze ke snížení. Se zvyšujícím počtem iterací klesá i prostorová rozlišovací schopnost. Do výsledné tabulky byla zvolena možnost s časovým

krokem 0,1 a počtem iterací 10.

Poslední metodou pro potlačení šumu je filtrace za pomoci vlnkové transformace. Hodnoty objektivních kritérií této metody jsou zahrnuty v tabulce 5.7.

Tabulka 5.7: Výsledky filtrace za použití vlnkové transformace pro různý počet iterací a dekompozice (*testovací.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:3, iterace: 100)	v=0.04	0,004001	4,6795	24,0273
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:5, iterace: 100)	v=0.04	0,002776	7,2069	26,0793
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:10, iterace: 100)	v=0.04	<u>0,002739</u>	<u>7,5491</u>	<u>26,1397</u>
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:50, iterace: 100)	v=0.04	0,002743	7,5612	26,1330

Při použití filtrace za pomoci vlnkové se nastavují dva parametry. Prvním je nastavení úrovně dekompozice, čili úroveň rozkladu na aproximace a details. Druhým parametrem je počet iteračních kroků. Nastavení počtu iteračních kroků volíme stejné a měníme počet úrovní dekompozice. Změna počtu iteračních kroků má při této scéně minimální důsledky do určité hodnoty, pokud hodnota iterací dosahuje hodnoty kolem 200 je možno pozorovat velké rozostření obrazu. Z tabulky 5.7 je zřejmé, že při zvyšování úrovně dekompozice můžeme nejdříve pozorovat zmenšení MSE a zvětšení SNR a PSNR, což se jeví jako vhodné řešení. Ale toto platí jen po určitou úroveň, jakmile zvyšujeme dále počet dekompoziční úrovně, tak začne MSE, SNR a PSNR stagnovat na skoro stejných hodnotách, což se projeví na delším výpočtu. Do výsledné tabulky budeme počítat s nastavením parametrů úrovně dekompozice 10 a počtem iterací 100.

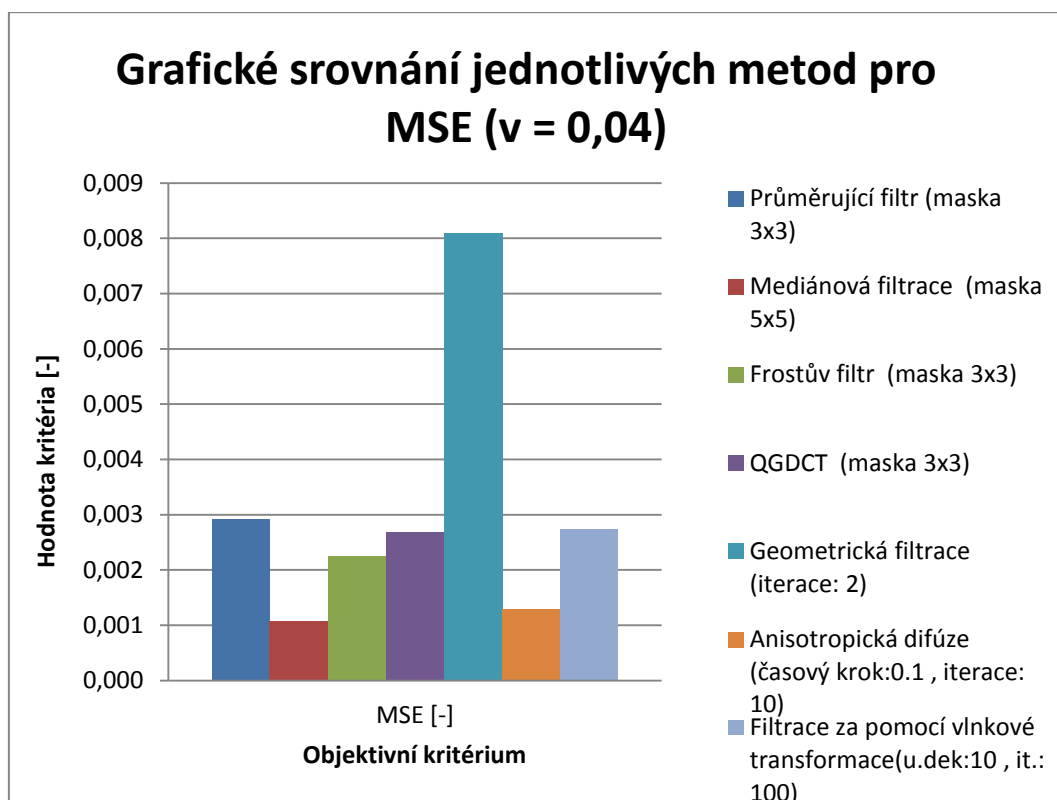
Jak bylo předesláno na začátku, nyní se nabízí srovnat nejlepší výsledky dané nastavením parametrů každé metody do jedné tabulky a srovnat jaká metoda se jeví jako nejvhodnější pro potlačení šumu dané scény. Toto srovnání je vyznačené v tabulce 5.8.

Tabulka 5.8: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (*testovací.bmp*)

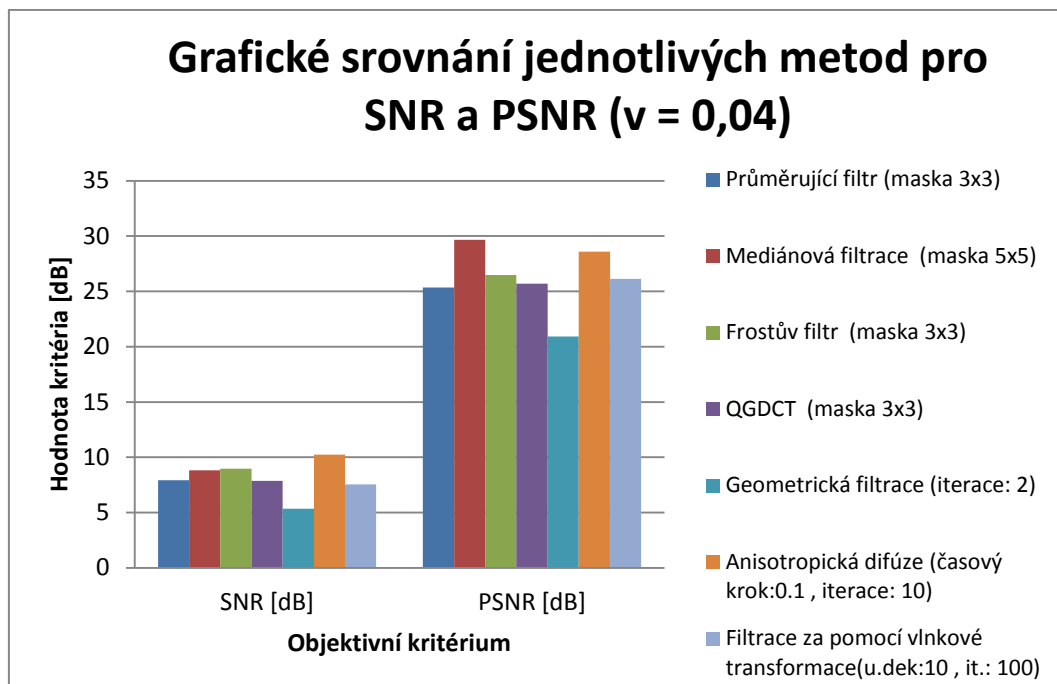
Obrázek "testovací.bmp"
v=0,04

Metoda	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	0,002913	7,9259	25,3566
Mediánová filtrace (maska 5x5)	0,001081	8,8153	29,6586
Frostův filtr (maska 3x3)	0,002244	8,9781	26,4887
QGDCT (maska 3x3)	0,002686	7,8789	25,7074
Geometrická filtrace (iterace: 2)	0,008094	5,3407	20,9181
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 10)	0,001296	10,2526	28,5991
Filtrace za pomoci vlnkové transformace(u.dek:10, it.: 100)	0,002739	7,5491	26,1397

Srovnání jednotlivých metod pomocí grafické závislosti je vyznačeno pro MSE na obr. 5.6 a pro SNR a PSNR na obr. 5.7.

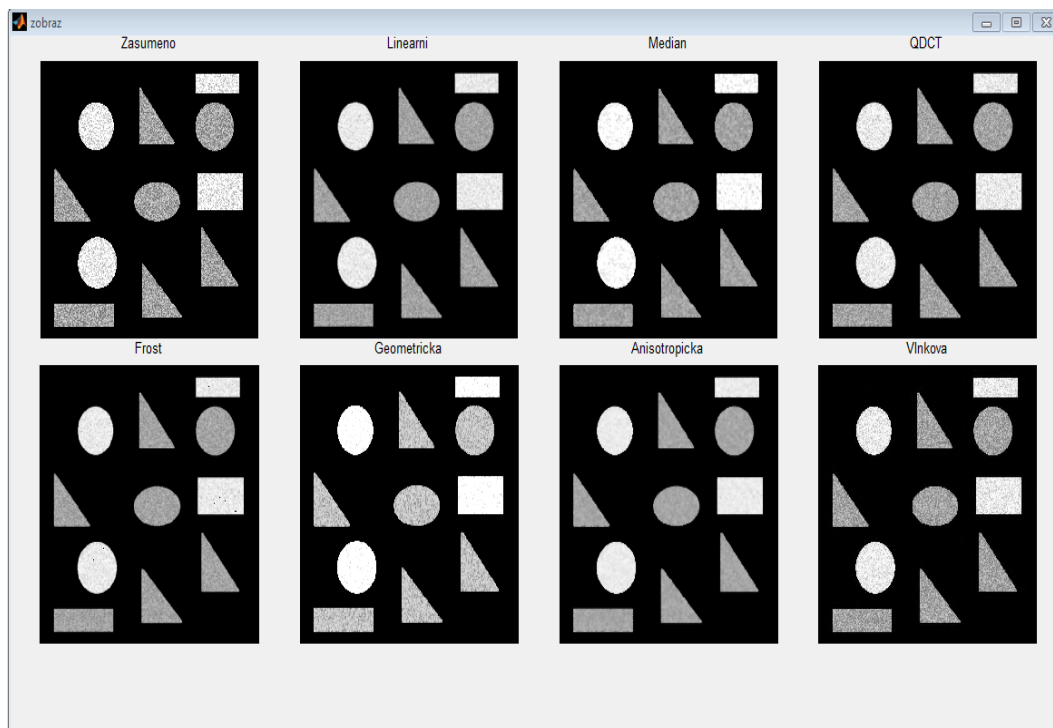


Obr. 5.6: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,04$ (*testovací.bmp*)



Obr. 5.7: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,04$ (*testovací.bmp*)

Na obr. 5.8 je vyneseno srovnání vybraných metod na výsledných snímcích.



Obr. 5.8: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku *testovací.bmp*

Z pohledu do výsledné přehledové tabulky (tabulka 5.8) a do grafických závislostí je patrné, že při srovnání nejlepších metod pro filtraci šumu u obrázku *testovaci.bmp* vychází nejmenší střední kvadratická odchylka (MSE) pro mediánovou filtraci, její hodnota je 0,001081. Druhou nejlepší filtraci pro danou scénu je anisotropická difúze s hodnotou MSE 0,001296. A třetí nejlepší metodou je Frostův filtr s hodnotou MSE 0,002244. Pokud se zaměříme na kritérium poměr signálu k šumu, je nejlepší metodou pro filtraci dané scény anisotropická difúze s hodnotou SNR 10,2526 dB. Druhou nejlepší metodou je v tomto případě Frostův filtr s hodnotou SNR 8,9781 dB a třetí nejlepší metodou mediánová filtrace s hodnotou SNR 8,8153. Jako třetím objektivním kritériem, díky kterému můžeme posuzovat úspěšnost dané filtrace je váhovaný poměr signálu k šumu (PSNR). U tohoto kritéria je nejlepší metodou pro filtraci mediánová filtrace, u níž dosahuje PSNR hodnoty 29,6586 dB. Druhou nejlepší metodou je Frostův filtr s hodnotou PSNR 26,4487 dB a nakonec třetí nejlepší metodou je filtrace za pomoci vlnkové transformace s hodnotou PSNR 26,1397 dB. Jako naprosto nevhodnou metodou pro potlačení uměle zašuměného snímku *testovaci.bmp* se jeví geometrická filtrace, která dosahuje nejhorších hodnot pro všechny tři objektivní kritéria.

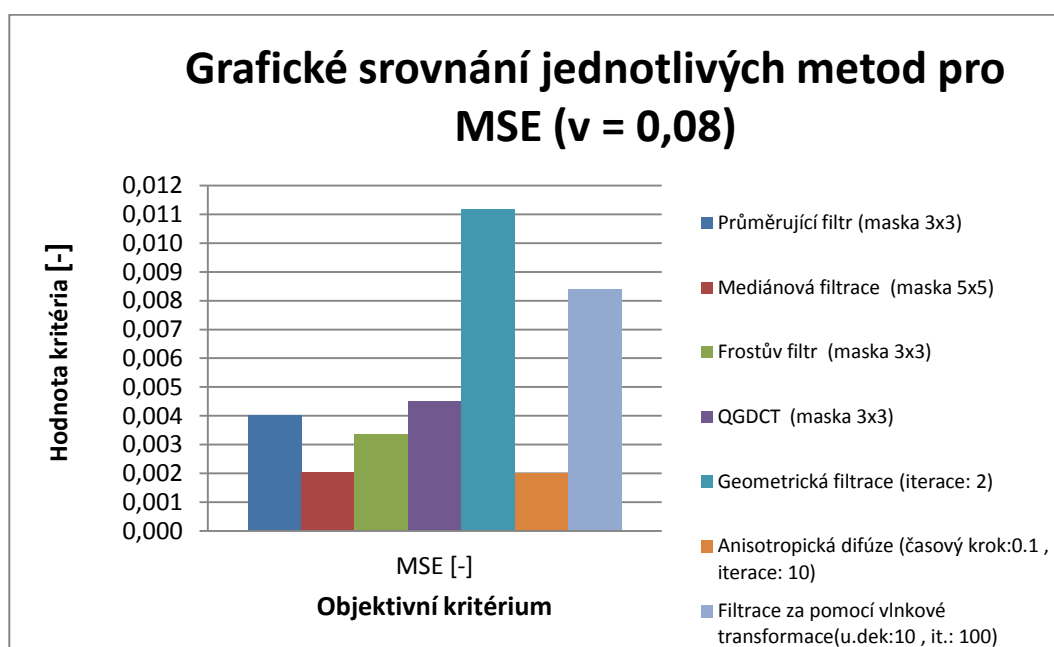
Podle subjektivního pohledu můžeme z obr. 5.8 usoudit, že nejlepšími metodami pro potlačení šumu jsou opravdu metody: mediánová filtrace, Frostův filtr a anisotropická difúze. Všechny tyto metody pěkně vyhlazují šum a zachovávají hrany.

Další srovnání bylo provedeno pro nastavení různých hodnot rozptylu uměle přidaného šumu typu spekle. Výsledky jsou znázorněny v tabulce 5.9.

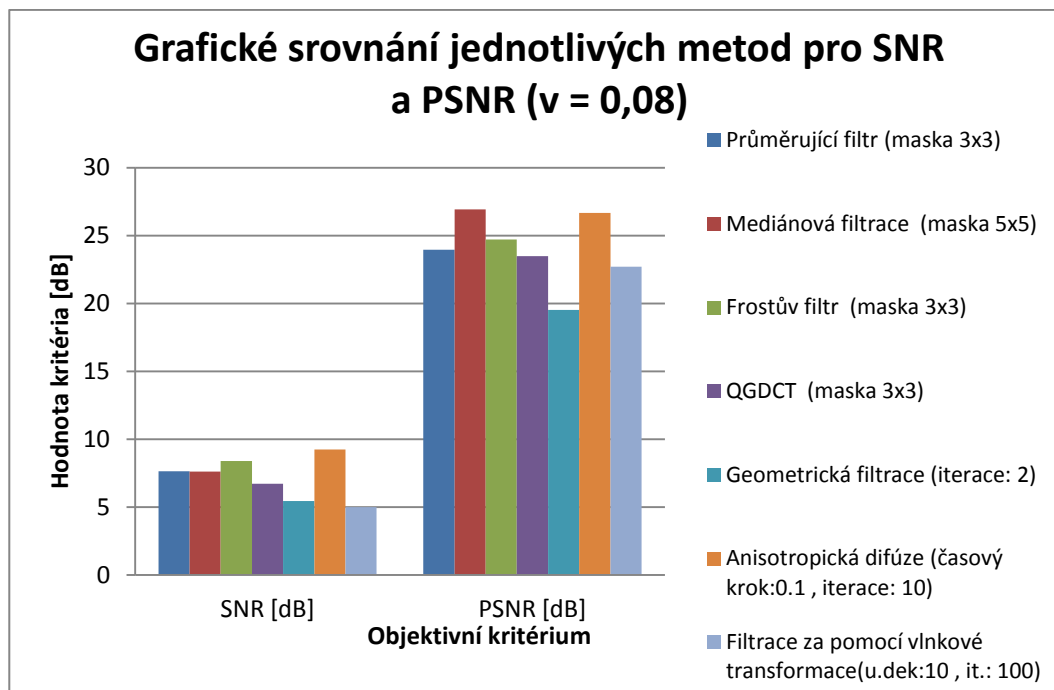
Tabulka 5.9: Výsledky daných metod pro různé rozptyly (*testovaci.bmp*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	v=0.04	0,002913	7,9259	25,3566
	v=0.08	0,004021	7,6468	23,9568
	v=0.12	0,005058	7,2907	22,9600
Mediánová filtrace (maska 5x5)	v=0.04	0,001081	8,8153	29,6586
	v=0.08	0,002030	7,6190	26,9253
	v=0.12	0,002910	6,4596	25,3610
Frostův filtr (maska 3x3)	v=0.04	0,002244	8,9781	26,4487
	v=0.08	0,003367	8,3959	24,7277
	v=0.12	0,004409	7,7668	23,5555
QGDCT (maska 3x3)	v=0.04	0,002686	7,8789	25,7074
	v=0.08	0,004480	6,7224	23,4873,
	v=0.12	0,006310	5,8282	21,9970

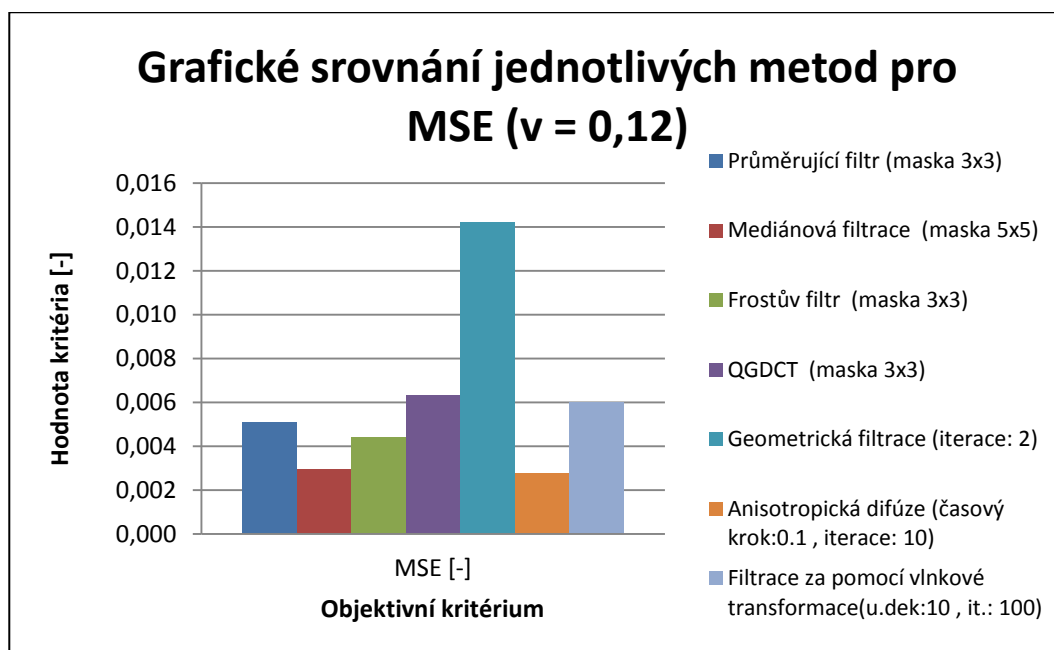
Geometrická filtrace (iterace: 2)	v=0.04	0,008094	5,3407	20,9181
	v=0.08	0,011160	5,4621	19,5213
	v=0.12	0,014202	5,3184	18,4765
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 10)	v=0.04	0,001296	10,2526	28,5991
	v=0.08	0,001996	9,2538	26,6651
	v=0.12	0,002750	8,4270	25,2747
Filtrace za pomoci vlnkové transformace (úroveň dekompozice:10, iterace.: 100)	v=0.04	0,002739	7,5491	26,1397
	v=0.08	0,008380	5,0092	22,7171
	v=0.12	0,006017	5,0092	22,7171



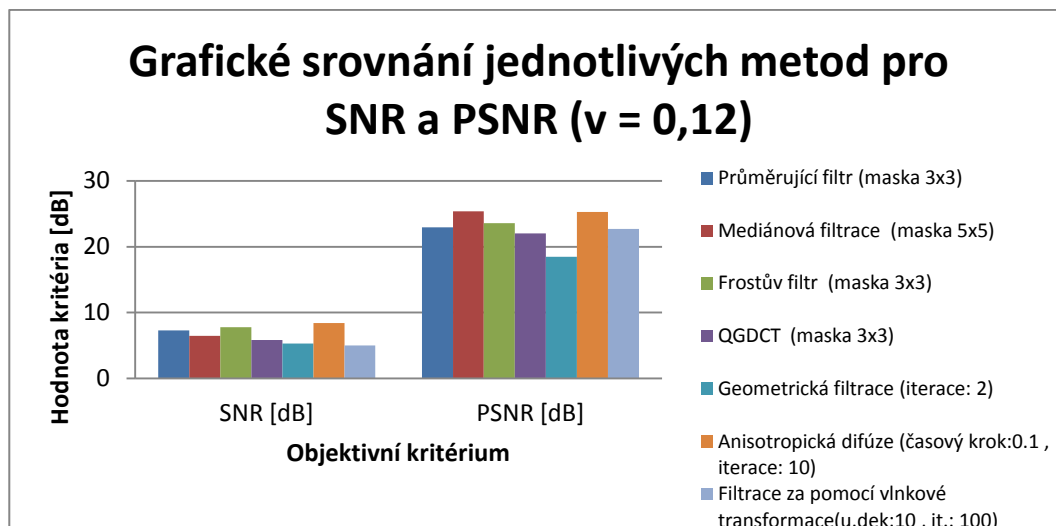
Obr. 5.9: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,08$ (*testovací.bmp*)



Obr. 5.10: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,08$ (*testovací.bmp*)



Obr. 5.11: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,12$ (*testovací.bmp*)

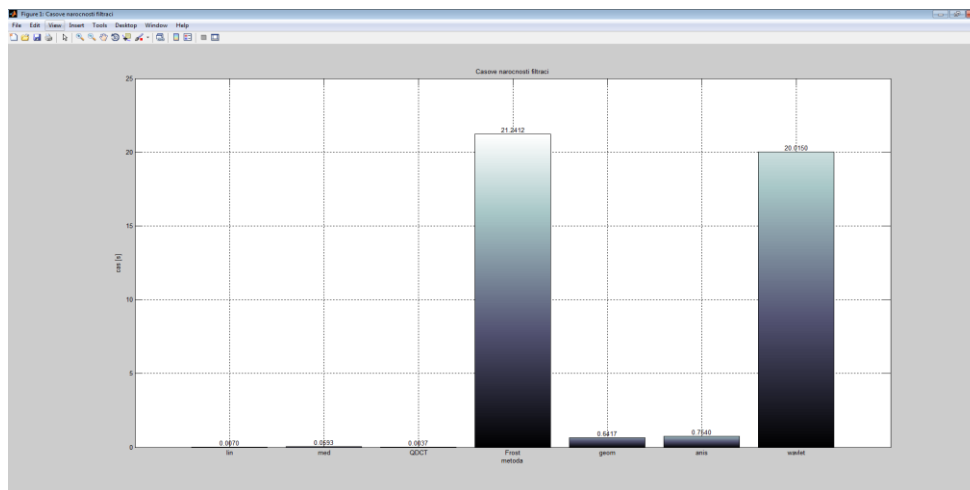


Obr. 5.12: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,12$ (*testovací.bmp*)

Z výsledné tabulky pro různé úrovně zašumění (tabulka 5.9) a k ní příslušné grafické závislosti je patrné, že při rozptylu $v = 0,08$ i $v = 0,12$ je znovu nejvíce vhodná pro filtraci dané scény metoda anisotropické difúze, a to ve smyslu střední kvadratické odchylky (MSE). Co se týče poměru signálu k šumu (SNR) a váhovaného signálu k šumu (PSNR) je nejvíce vhodná mediánová filtrace a anisotropická difúze

Dalším aspektem, kterým se dají porovnávat jednotlivé metody je výpočetní náročnost jednotlivých filtrací. Z předchozích poznatků bylo zjištěno, že kvalitní metodou pro potlačení šumu dané scény je Frostův filtr, který dosahuje dobrých výsledků v rámci všech tří objektivních kritérií.

Z obr. 5.13 je vidět, že oproti jiným metodám (kromě filtrace za pomoci vlnkové transformace) je tento výpočet časově náročný. Totéž platí i pro zašumění s rozptylem $v = 0,08$ a $v = 0,12$.



Obr. 5.13: Grafická závislost časových náročností jednotlivých filtrací (*testovaci.bmp*)

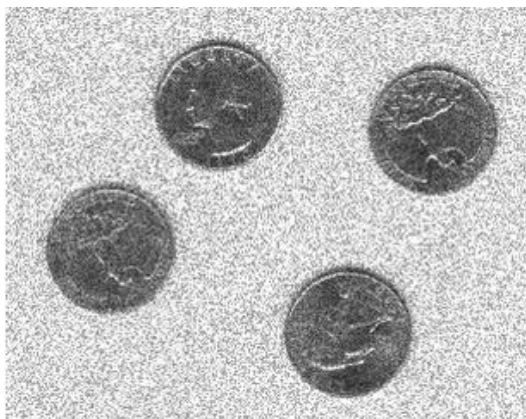
5.3 Srovnání jednotlivých metod na snímku "eight.tif"

Srovnání jednotlivých metod bylo realizováno i na druhém testovacím snímku *eight.tif*. Tento snímek se běžně používá ve vědeckých publikacích (např. [16]) a je implementován přímo v programovém prostředí Matlab. Má charakter šedotónového snímku v rozmezí (0, 255) a velikost 242 x 308 pixelů.

Podobně jako u snímku *testovaci.bmp* byl i tento snímek zašuměn pomocí funkce *imnoise* v programovém prostředí Matlab s nulovou střední hodnotou a rozptylem 0,04. Původní, nezašuměná verze je na obr. 5.14 a snímek po přidání šumu na obr. 5.15.



Obr. 5.14: Testovací snímek pro testování navržených metod - *eight.tif*



Obr. 5.15: Testovací snímek (*eight.tif*) po přidání šumu

V následujících tabulkách, podobně jako v předchozí podkapitole bude znázorněno jak změna jednoho či druhého parametru ovlivní hodnotu objektivních kritérií (MSE, SNR a PSNR). Nejlepší výsledky z dílčích tabulek budou vybrány a vloženy do výsledné přehledové tabulky pro snímek *eight.tif*.

První metodou pro potlačení šumu je průměrující filtr, hodnoty objektivních kritérií pro různé velikosti masky jsou znázorněny v tabulce 5.10.

Tabulka 5.10: Výsledky filtrace průměrujícím filtrem pro různé velikosti masky (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	$v=0.04$	<u>0,005113</u>	<u>9,8940</u>	<u>22,9127</u>
Průměrující filtr (maska 5x5)	$v=0.04$	0,005850	9,8723	22,0393
Průměrující filtr (maska 7x7)	$v=0.04$	0,007234	9,3682	20,9661
Průměrující filtr (maska 9x9)	$v=0.04$	0,008705	8,9285	19,9465

Z pohledu do tabulky 5.10 je patrné, při zvyšování velikosti masky dochází k růstu střední kvadratické odchylky (MSE) a poklesu poměru signálu k šumu (SNR) a váhovaného poměru signálu k šumu (PSNR), což má pro filtraci negativní následky. Ze subjektivního pohledu na obrázek lze říci, že průměrující filtr vyhladí šum, případně nežádoucí artefakty, ale rozmazává hrany. Nejlepšího výsledku, použitého ve výsledné tabulce, dosahoval průměrující filtr s maskou 3x3.

Tabulka 5.11: Výsledky mediánové filtrace pro různé velikosti masky (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Mediánová filtrace (maska 3x3)	v=0.04	0,007054	1,5031	21,5157
Mediánová filtrace (maska 5x5)	v=0.04	<u>0,005100</u>	<u>3,6855</u>	<u>22,9243</u>
Mediánová filtrace (maska 7x7)	v=0.04	0,004757	5,4900	23,2288
Mediánová filtrace (maska 9x9)	v=0.04	0,004991	6,4296	23,0176

Z tabulky 5.11 je patrné, že při zvětšování masky klesá hodnota MSE až do velikosti masky 7x7 a potom zase vzrůstá. Hodnota SNR roste a hodnota PSNR také roste a pak začne mírně klesat. U masky 7x7 je sice hodnota SNR a PSNR větší než u masky 5x5, ale výsledný, vyfiltrovaný obrázek byl téměř nepoužitelný, proto do výsledné tabulky byl vybrán mediánový filtr s maskou 5x5.

Tabulka 5.12: Výsledky Frostova filtru pro různé velikosti masky (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Frostův Filtr (maska 3x3)	v=0.04	0,003570	10,8834	24,4647
Frostův Filtr (maska 5x5)	v=0.04	<u>0,002909</u>	<u>11,9672</u>	<u>25,0614</u>
Frostův Filtr (maska 7x7)	v=0.04	0,002981	11,9619	24,8167
Frostův Filtr (maska 9x9)	v=0.04	0,003150	11,8012	24,3867

Taktéž u Frostova filtru byl zkoumán vliv velikosti masky. Tento vliv můžeme pozorovat v tabulce 5.12. Při zvětšování masky dochází k poklesu a následně nárůstu MSE, k nárůstu a následně poklesu SNR a PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán Frostův filtr s maskou 5x5.

Tabulka 5.13: Výsledky QGDCT pro různé velikosti masky (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
QGDCT (maska 3x3)	v=0.04	0,007312	7,8871	21,3594
QGDCT (maska 5x5)	v=0.04	<u>0,005629</u>	<u>9,6938</u>	<u>22,4707</u>
QGDCT (maska 7x7)	v=0.04	0,006041	9,7726	21,9958
QGDCT (maska 8x8)	v=0.04	0,006848	9,4103	21,3761

U metody, jejíž filtrace je založena na báзовých funkcích kosinové transformace, byl taktéž zkoumán vliv velikosti masky. Z této tabulky je patrné, že při změně velikosti masky směrem k vyšším hodnotám dosahuje hodnota MSE nejprve nižších čísel a po sléze vyšších čísel. U kritéria SNR a PSNR můžeme pozorovat nejprve nárůst a následně pokles hodnot. Do výsledné tabulky byla vybrána u této metody maska 5x5.

Tabulka 5.14: Výsledky geometrické filtrace pro různý počet iterací (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Geometrická Filtrace (iterace: 2)	v=0.04	0,014203	10,0195	18,4761
Geometrická Filtrace (iterace: 5)	v=0.04	<u>0,023132</u>	<u>9,2066</u>	<u>16,3578</u>
Geometrická Filtrace (iterace: 10)	v=0.04	0,034890	8,1027	14,5729
Geometrická Filtrace (iterace: 15)	v=0.04	0,044625	7,4340	13,5042

Pro metodu geometrické filtrace byla filtrace prováděna na masce 5x5 a byl zkoumán vliv zvyšování počtů iterací. Z tabulky 5.14 je možné zjistit, že při zvyšování iteračních kroku dojde ke zvětšení střední kvadratické odchylky (MSE). U kritérií SNR a PSNR naopak k nárůstu. Tyto fakty jsou nežádoucí. Výběr parametrů k filtraci, které jsou obsaženy ve výsledné tabulce, byl mírně kontroverzní. Pokud bychom použili filtraci s nastavením 2 iteračních kroků, dostali bychom sice přijatelnější hodnoty objektivních kritérií, ale do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iterací 5, protože ze subjektivního pohledu na vyhlazený snímek bylo pozorováno lepší vyhlazení homogenní šedé oblastí mezi mincemi.

Tabulka 5.15: Výsledky anisotropické difúze pro různý počet iterací (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 2)	v=0.04	0,020884	5,5958	16,8500
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 5)	v=0.04	0,012521	7,9312	19,1032
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 8)	v=0.04	<u>0,007896</u>	<u>10,0009</u>	<u>20,8435</u>
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 10)	v=0.04	0,006599	10,8033	21,5528
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 15)	v=0.04	0,005943	11,2897	21,8607

Co se týče anisotropické difúze, byl testován vliv změn počtu iteračních kroků při konstantním nastavení časového kroku 0,1. Z tabulky 5.15 je možno pozorovat neustálý pokles střední kvadratické odchylky (MSE) a nárůst poměru signálu k šumu (SNR), či váhovaného poměru signálu k šumu (PSNR) při zvyšování počtu iteračních kroků. Tento fakt je pro filtraci výborným znakem. Nicméně do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s nastavením počtu iterací 8, jelikož při tomto nastavení ponechává filtrace

solidní zachování hran.

Tabulka 5.16: Výsledky filtrace za použití vlnkové transformace pro různý počet iterací a dekompozice (*eight.tif*)

Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:1, iterace: 4)	v=0.04	0,005762	8,4684	23,4334
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:2, iterace: 4)	v=0.04	<u>0,003418</u>	<u>11,1502</u>	<u>24,9646</u>
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:3, iterace: 4)	v=0.04	0,003523	11,1777	24,1313
Filtrace pomocí vlnkové transformace (úroveň dekompozice:4, iterace: 4)	v=0.04	0,004187	10,5606	23,1503

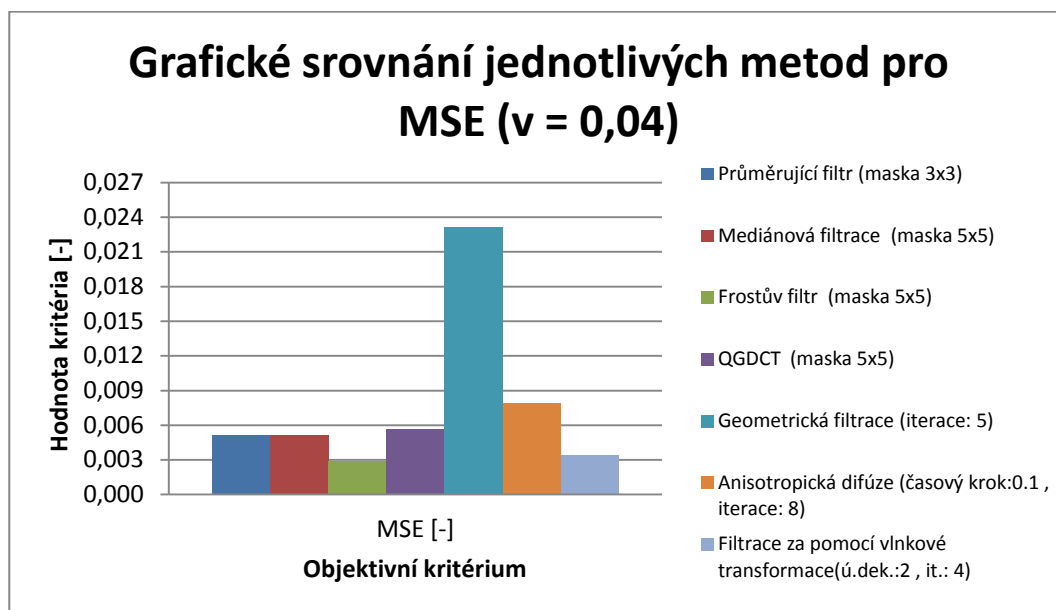
Poslední metodu, která byla aplikována na uměle zašuměný snímek *eight.tif* byla filtrace za pomoci vlnkové transformace. Pohledem na tabulku 5.16 lze usoudit, že při konstantním nastavení počtu iterací 4 a změnou úrovně dekompozice o hodnotu 1 střední kvadratická odchylka (MSE) ze začátku klesá, ale po sleze, se začne okamžitě zvyšovat. Co se týče SNR a PSNR, tak jejich hodnoty začnou stoupat a následně klesat. Do výsledné tabulky bylo vybráno nastavení s úrovní dekompozice 2. Subjektivní pohled na obrázek po filtraci při nastavení úrovně dekompozice větší než 2 plně odpovídal předpokladům u objektivních kritérií, hrany byly velice rozmazané a obrázek tím pádem byl téměř nepoužitelný.

Srovnání nejlepších výsledku jednotlivých metod pro filtraci, s daným nastavením jejich parametrů popisuje tabulka 5.17.

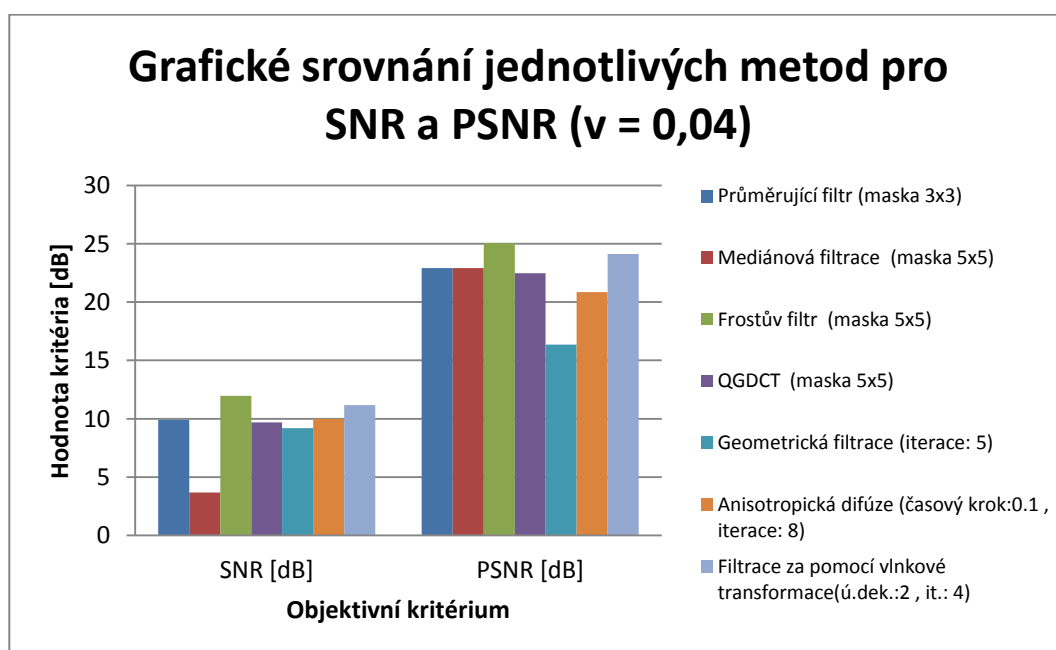
Tabulka 5.17: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (*eight.tif*)

Obrázek "eight.tif"			
v=0,04			
Metoda	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	0,005113	9,8940	22,9127
Mediánová filtrace (maska 5x5)	0,005100	3,6855	22,9243
Frostův filtr (maska 5x5)	0,002909	11,9672	25,0614
QGDCT (maska 5x5)	0,005629	9,6938	22,4707
Geometrická filtrace (iterace: 5)	0,023132	9,2066	16,3578
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 8)	0,007896	10,0009	20,8435
Filtrace za pomoci vlnkové transformace (ú.dek.:2 , it.: 4)	0,003418	11,1777	24,1313

Srovnání jednotlivých metod pomocí grafické závislosti je vyznačeno pro MSE na obr. 5.16 a pro SNR a PSNR na obr. 5.17.



Obr. 5.16: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,04$ (*eight.tif*)

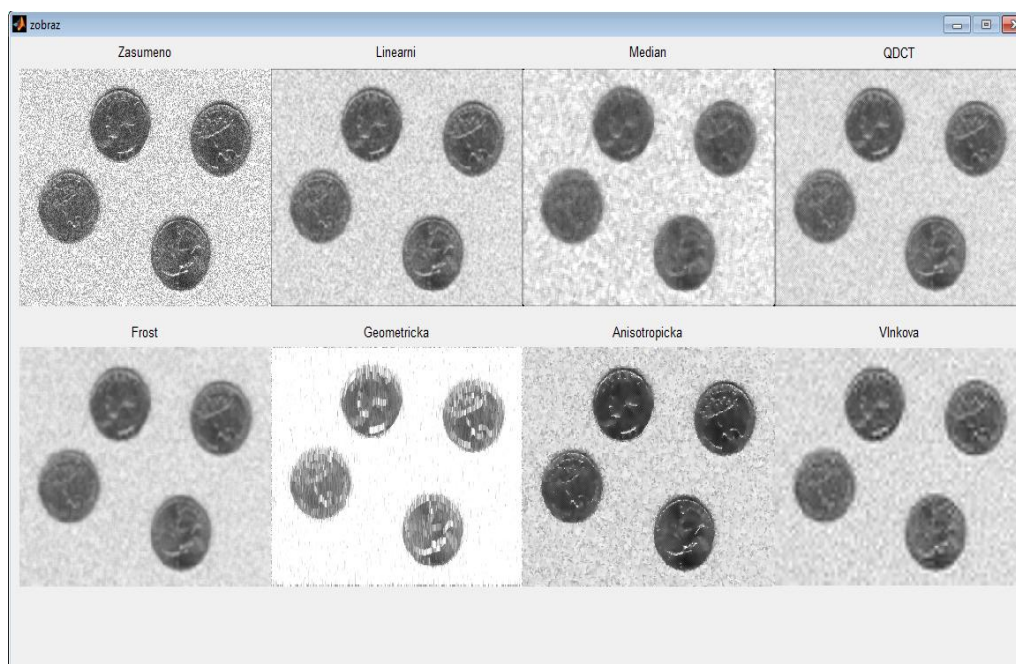


Obr. 5.17: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,04$ (*eight.tif*)

Z pohledu do výsledné přehledové tabulky (a k ní příslušející grafických závislostí) lze usuzovat, že při srovnání jednotlivých metod resp. jejich vhodného nastavení

vychází nejlepší hodnota střední kvadratické odchylky (MSE) u Frostova filtru. Její hodnota je 0,002909. Druhou nejlepší filtrací pro snímek *eight.tif* je filtrace za pomoci vlnkové transformace s hodnotou MSE 0,003418. O třetí místo se dělí mediánová filtrace s hodnotou MSE 0,005100 a průměrující filtr s hodnotou MSE 0,005113. V případě kritéria poměr signálu k šumu je nejlepší metodou pro filtraci dané scény opět Frostův filtr s hodnotou SNR 11,9672 dB. Druhou nejlepší metodou v tomto případě je filtrace za pomoci vlnkové transformace s hodnotou SNR 11,1777 dB a třetí nejlepší metodou je anisotropická difúze s hodnotou SNR 10,0009 dB. Třetím objektivním kritériem, díky kterému můžeme posuzovat úspěšnost dané filtrace je váhovaný poměr signál k šumu (PSNR). U tohoto kritéria je nejlepší metodou pro filtraci opět Frostův filtr s hodnotou PSNR 25,0614 dB. Druhou nejlepší metodou je filtrace za pomoci vlnkové transformace s hodnotou PSNR 24,1313. O třetí pozici se dělí hned dvě metody, mediánový filtr s hodnotou PSNR 22,9243 dB a průměrující filtr s hodnotou PSNR 22,9127.

Náhledy na vyfiltrované obrázky při použití jednotlivých metod jsou na obr. 5.18.



Obr. 5.18: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku *eight.tif*

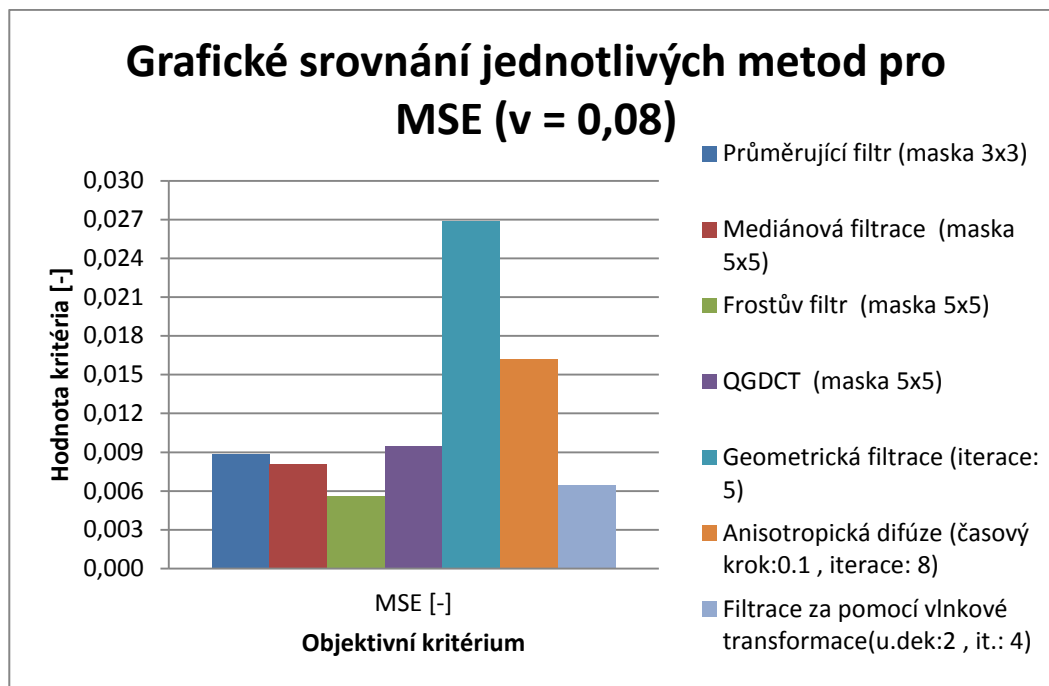
Podle subjektivního pohledu můžeme z obr. 5.8 usoudit, že nejlepšími metodami pro potlačení šumu jsou metody: Frostův filtr a filtrace pomocí vlnkové transformace. Co se týče zachování hran a detailu v obraze jeví se jako vhodné použít filtrační metodu anisotropická difúze.

I u snímku *eight.tif* bylo vyzkoušeno, jak dané filtrace fungují pro různá zašumění.

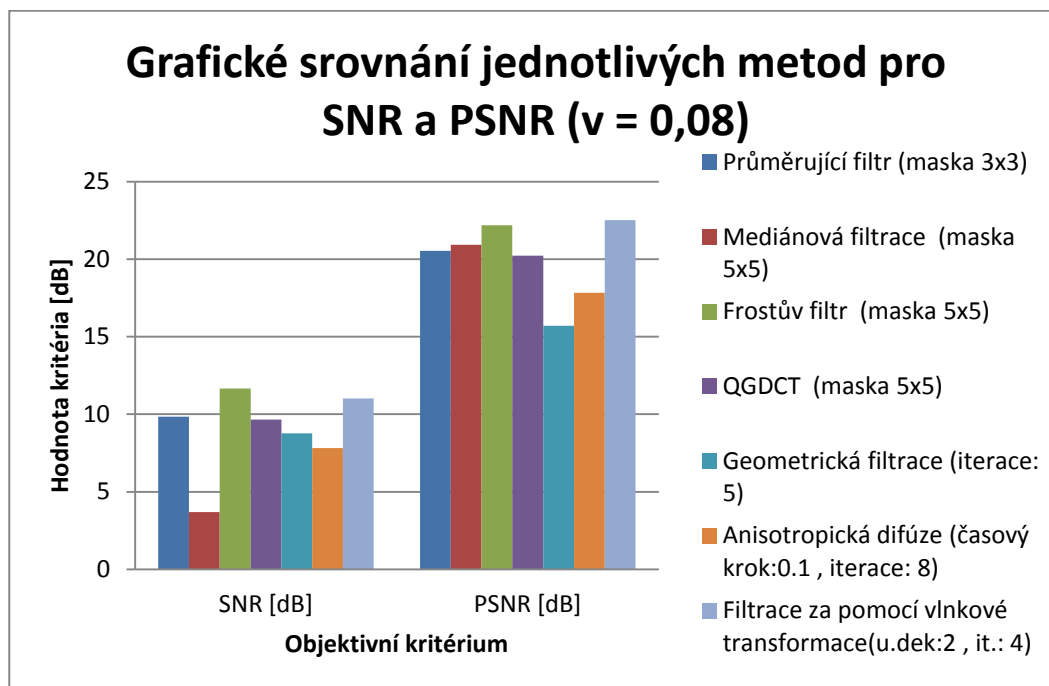
Výsledky pro rozptyly $v = 0,08$ a $v = 0,12$ jsou zobrazeny v následující tabulce.

Tabulka 5.18: Výsledky daných metod pro různé rozptyly (*eight.tif*)

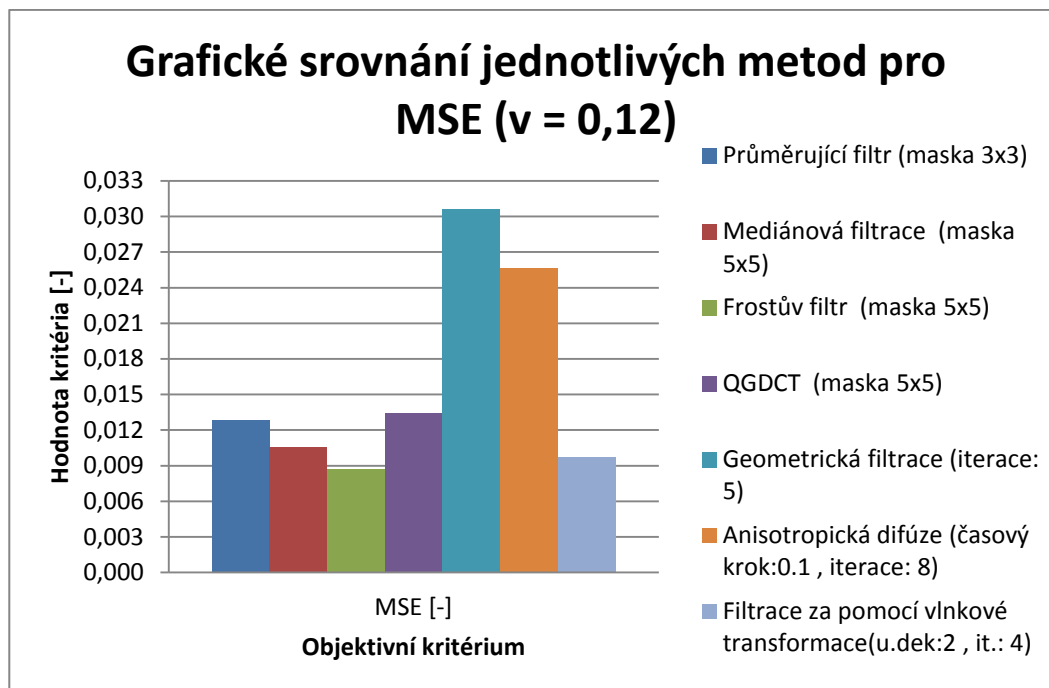
Metoda	Šum	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	v=0.04	0,005113	9,8940	22,9127
	v=0.08	0,008857	9,8540	20,5271
	v=0.12	0,012809	9,4411	18,9248
Mediánová filtrace (maska 5x5)	v=0.04	0,005100	3,6855	22,9243
	v=0.08	0,008068	3,6937	20,9325
	v=0.12	0,010609	3,5844	19,7432
Frostův filtr (maska 5x5)	v=0.04	0,002909	11,9672	25,0614
	v=0.08	0,005644	11,6607	22,1977
	v=0.12	0,008763	11,0151	20,2191
QGDCT (maska 5x5)	v=0.04	0,005629	9,6938	22,4707
	v=0.08	0,009510	9,6604	20,2182
	v=0.12	0,013461	9,3113	18,6818
Geometrická filtrace (iterace: 5)	v=0.04	0,023132	9,2066	16,3578
	v=0.08	0,026935	8,7800	15,6967
	v=0.12	0,030597	8,4164	15,1433
Anisotropická difúze (časový krok:0.1, iterace: 8)	v=0.04	0,007896	10,0009	20,8435
	v=0.08	0,016223	7,8245	17,8403
	v=0.12	0,025643	6,3997	15,9404
Filtrace za pomoci vlnkové transformace (ú.dek.:2, it.: 4)	v=0.04	0,003418	11,1777	24,1313
	v=0.08	0,006428	11,0209	22,5269
	v=0.12	0,009738	10,5033	20,5670



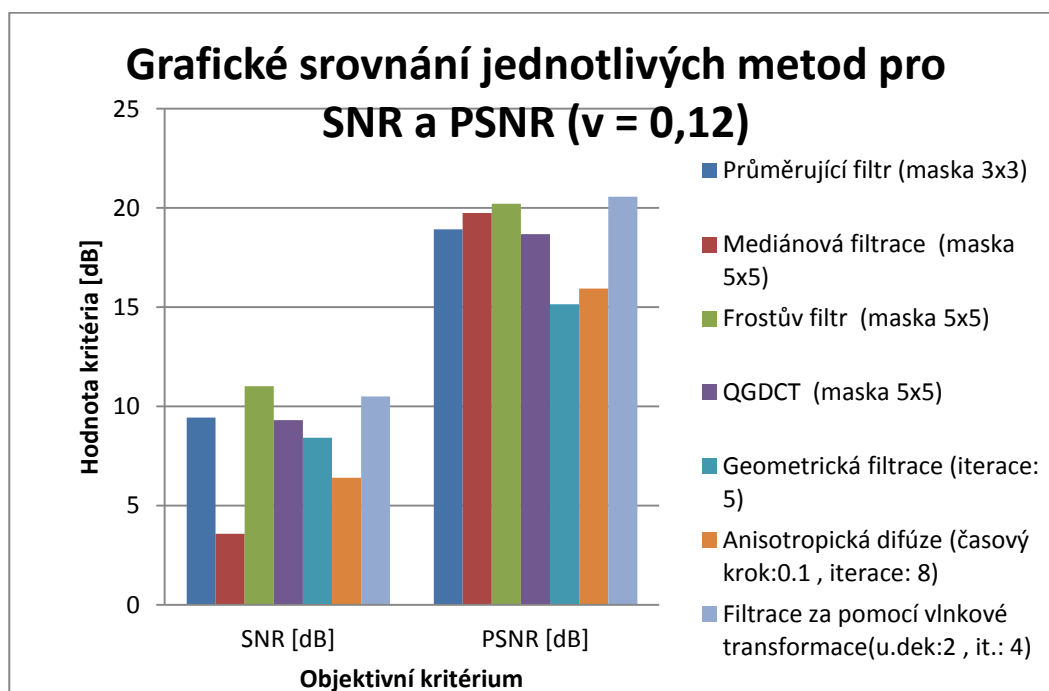
Obr. 5.19: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,08$ (*eight.tif*)



Obr. 5.20: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,08$ (*eight.tif*)



Obr. 5.21: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) pro $v=0,12$ (*eight.tif*)



Obr. 5.22: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) pro $v=0,12$ (*eight.tif*)

Z výsledné tabulky pro různé úrovně zašuměna k ní příslušné grafické závislosti je patrné, že při rozptylu $v = 0,08$ a $v = 0,12$ je nejvhodnější použít opět filtraci pomocí

Frostova filtru a filtraci za pomoci vlnkové transformace. Tyto metody dosahují nejlepší výsledky z pohledu všech tří objektivních kritérií.

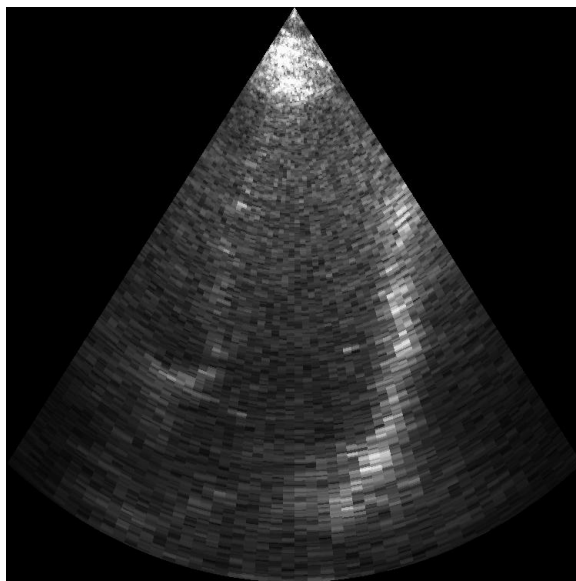
Z předchozích poznatků bylo zjištěno, že kvalitní metodou pro potlačení šumu dané scény je Frostův filtr, který dosahuje dobrých výsledků v rámci všech tří objektivních kritérií. Těsně za touto metodou je filtrace za pomoci vlnkové transformace. Z hlediska výpočetní náročnosti je tato metoda o hodně rychlejší než Frostův filtr.

5.4 Srovnání jednotlivých metod na reálných snímcích

V této podkapitole bude vyzkoušeno, jak jednotlivé metody potlačují šum spekle na reálných datech. Zde je logické, že snímky nebudeme už "zašumovat". Postup vyhodnocení bude stejný jako v předchozích podkapitolách. Pro větší přehlednost bude uvedena pouze výsledná přehledová tabulka, do které je už vybráno nejlepší nastavení parametru daných metod. Všechny dílčí tabulky jsou uvedeny v [Příloha 2] na přiloženém CD.

5.4.1 Reálný snímek "uzv_1.bmp"

První reálný snímek, na kterém byly testovány jednotlivé metody je znázorněn na obr. 5.23.



Obr. 5.23: Reálný ultrazvukový snímek - *uzv_1.bmp* [převzato z archívu ÚBMI]

Tento snímek byl převzatý z archívu ÚBMI, je šedotonového charakteru a má velikost 750x750pixelů. Jedná se o apikální dvoudutinovou projekci (two chamber view) srdce zdravého muže. Sekvence, ze které pochází tento snímek byla snímána na ultrazvukovém systému GE System FiVe pomocí 2,5 MHz sondy.

I u reálných snímků byl testován vliv změn parametrů jednotlivých metod a vybrán vždy nejlepší výsledek do výsledné přehledové tabulky

Z pohledu do dílčích tabulek ([Příloha 2]) lze konstatovat, že v případě průměrujícího filtru při zvětšování velikosti masky se zvyšuje hodnota MSE a klesají hodnoty SNR a PSNR, což je nevhodné. Do výsledné tabulky byl vybráno nastavení s maskou 3x3)

Při použití mediánového filtru se při zvětšení masky hodnota MSE zvětšovala, hodnota SNR nejdříve zvětšila, ale pouze v řádech desetin a hodnota PSNR se zmenšovala. Do výsledné tabulky bylo použito nastavení s maskou 11x11.

Po aplikaci Frostova filtru bylo patrné, že při zvětšování masky docházelo nejdříve k poklesu MSE a následně k nárůstu. U kritéria SNR docházelo nejdříve nárůstu SNR a po sléze k poklesu. Ta samá skutečnost platila i u kritéria PSNR. Do výsledné tabulky bylo použito nastavení s maskou 5x5.

V případě QGDCT při změně velikosti masky směrem k vyšším hodnotám docházelo k nárůstu MSE a poklesu kritéria SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek filtrace s maskou 3x3.

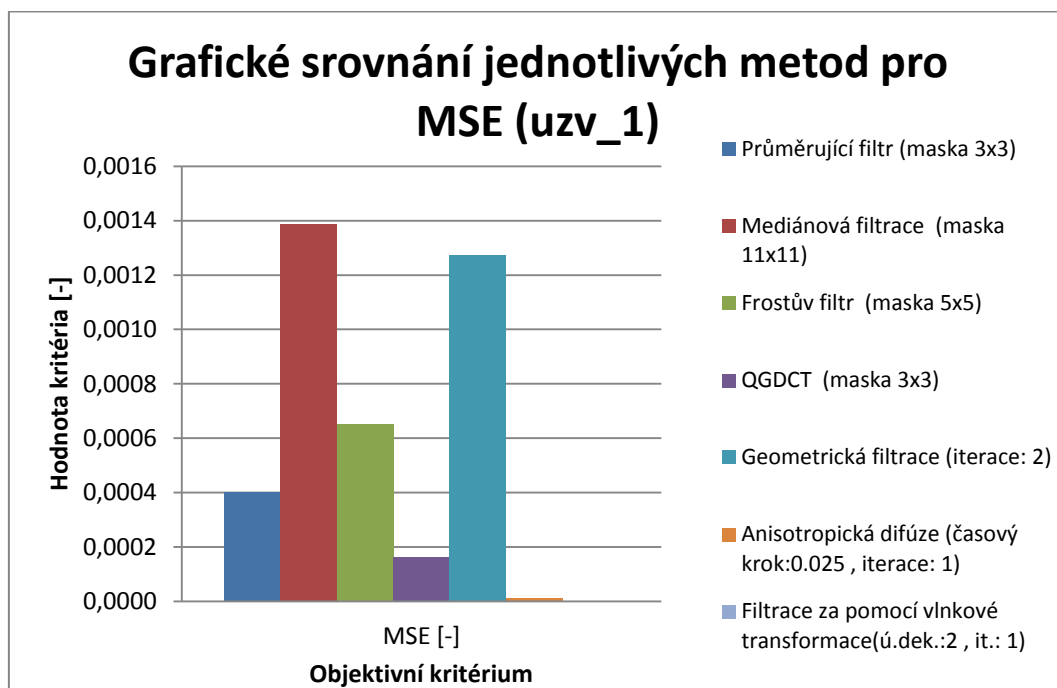
U geometrické filtrace byl sledován vliv nárůstu počtu iteračních kroků. Z tabulky bylo patrné, že při této změně docházelo ke zvětšení MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 2.

Co se týče anisotropické difúze byl zvolen časový krok 0,025. Tato hodnota se běžně používá ve vědeckých publikacích pro potlačení šumu spekle. Byl navyšován počet iterací. Při zvětšení počtu iterací docházelo k zvětšení MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 2.

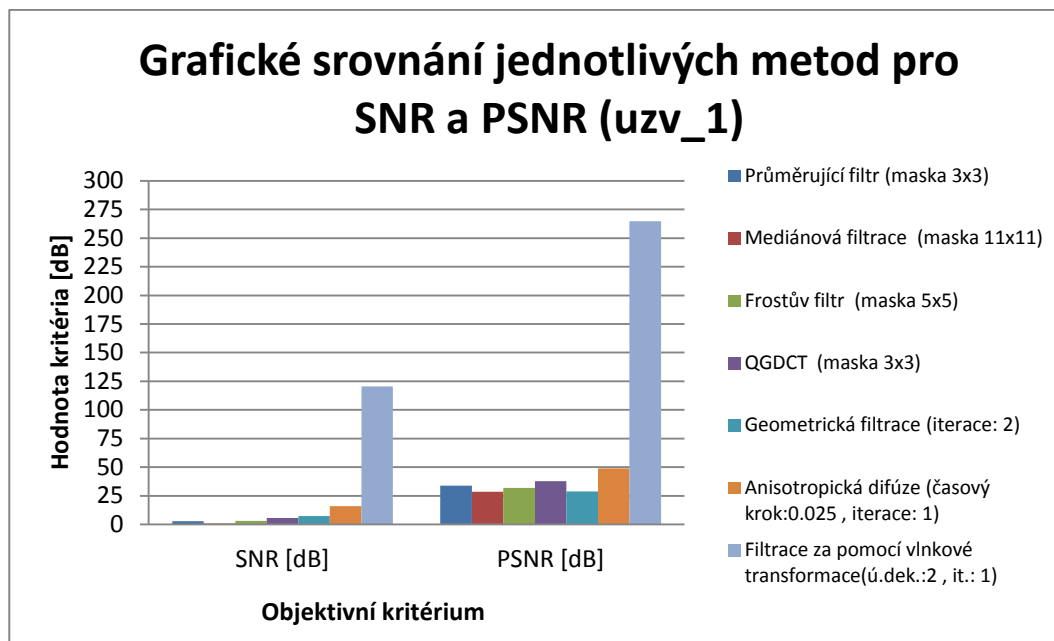
Při použití filtrace za pomoci vlnkové transformace byl nastaven počet úrovní rozkladu na 2. Při zvyšování počtu iterací docházelo k nárůstu MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 1.

Tabulka 5.19: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (*uzv_1.bmp*)

Obrázek "uzv_1.bmp"			
Metoda	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	0,000400	2,8038	33,9086
Mediánová filtrace (maska 11x11)	0,001387	0,7024	28,5117
Frostův filtr (maska 5x5)	0,000652	3,0104	31,7771
QGDCT (maska 3x3)	0,000164	5,6582	37,7933
Geometrická filtrace (iterace: 2)	0,001274	7,1830	28,8806
Anisotropická difúze (časový krok:0.025, iterace: 1)	0,000013	16,0553	48,9208
Filtrace za pomoci vlnkové transformace (ú.dek.:2 , it.: 1)	0,000001	120,5780	264,8410



Obr. 5.24: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) (*uzv_1.bmp*)



Obr. 5.25: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) (*uzv_1.bmp*)

Z pohledu do výsledné přehledové tabulky a do grafických závislostí je patrné, že při srovnání všech navržených metod pro filtraci šumu na reálném snímku *uzv_1.bmp* vychází nejmenší střední kvadratická odchylka (MSE) u filtrace za pomoci vlnkové transformace, její hodnota je oproti ostatním metodám opravdu zanedbatelná a je zaokrouhlená na 6 desetinných míst (0,000001). Druhou nejlepší metodou pro filtraci šumu spekle v této scéně je anisotropická difúze s hodnotou MSE 0,000013. A třetí nejlepší metodou je filtrace založená na bazích kosinové transformace (QGDCT) s hodnotou MSE 0,000164. Co se týče objektivních kritérií poměr signálu k šumu a váhovaného poměru signálu k šumu je nejlepší metodou opět suverénně filtrace za pomoci vlnkové transformace s hodnotami SNR 120,578 dB a PSNR 264,841dB. Druhou nejlepší metodou je stejně jako u MSE anisotropická difúze s hodnotami SNR 16,0553 dB a PSNR 48,9208dB. Jako třetí nejlepší metodou pro kritérium poměr signál k šumu je geometrická filtrace s hodnotou SNR 7,1830 dB. A třetí nejlepší metodou z pohledu objektivního PSNR je filtrace založená na bazích kosinové transformace (QGDCT) s hodnotou PSNR 37,7933 dB. Metody - průměrující filtr, mediánový filtr a v některých případech Frostův filtr, které vykazovali solidní hodnoty u filtrace provedené na uměle zašuměných datech, se jeví pro filtraci na tomto reálném snímku jako zcela nevhodné.

Fakt, že na reálný snímek *uzv_1.bmp* není vhodné použití Frostova filtru je skutečnost, že výpočetní náročnost tohoto filtru je až 40x větší než u ostatních metod.

5.4.2 Reálný snímek "uzv_2.bmp"

Druhý reálný snímek, na kterém byly testovány jednotlivé metody, je zobrazen na obr. 5.26. Akvizice je stejná jako u předešlého obrazu.



Obr. 5.26: Reálný ultrazvukový snímek *uzv_2.bmp* [převzato z archívu ÚBMI]

Z pohledu do dílčích tabulek ([Příloha 2]) lze konstatovat, že v případě průměrujícího filtru při zvětšování velikosti masky se zvyšuje hodnota MSE a klesají hodnoty SNR a PSNR, což je nevhodné. Do výsledné tabulky byl vybráno nastavení s maskou 3x3)

Při použití mediánového filtru se při zvětšení masky hodnota MSE zvětšovala, hodnota SNR se zvětšovala také hodnota PSNR se zmenšovala. Do výsledné tabulky bylo použito nastavení s maskou 9x9.

Po aplikaci Frostova filtru bylo patrné, že při zvětšování masky docházelo nejdříve k poklesu MSE a následně k nárůstu. U kritéria SNR docházelo nejdříve nárůstu SNR a po sléze k poklesu. Ta samá skutečnost platila i u kritéria PSNR. Do výsledné tabulky bylo použito nastavení s maskou 5x5.

V případě QGDCT při změně velikosti masky směrem k vyšším hodnotám docházelo k nárůstu MSE a poklesu kritéria SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek filtrace s maskou 3x3.

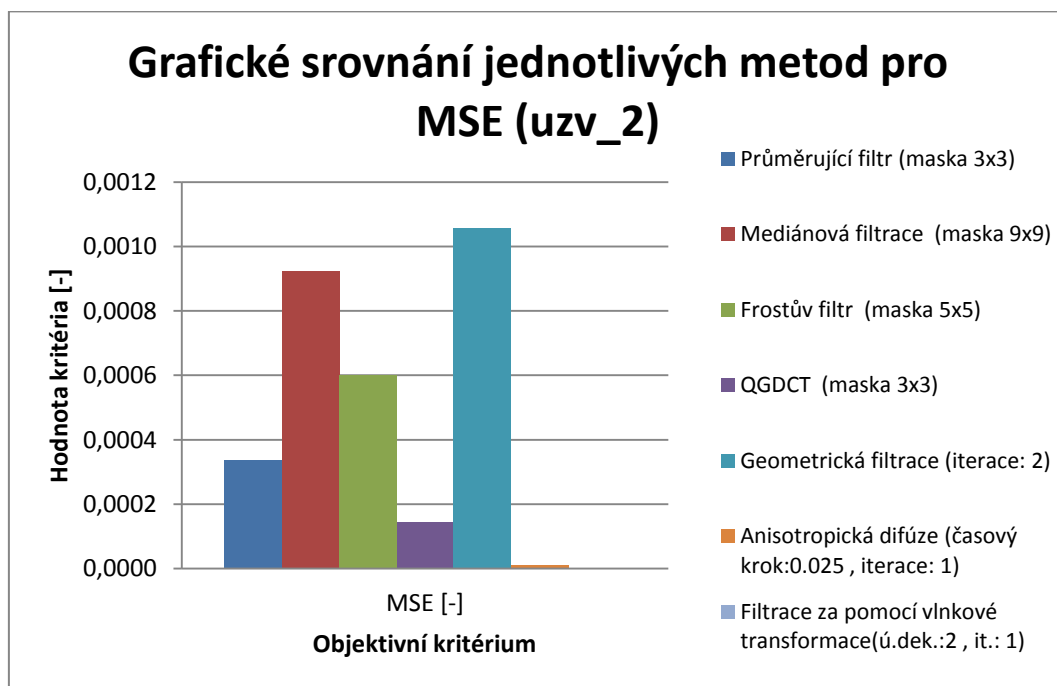
U geometrické filtrace byl sledován vliv nárůstu počtu iteračních kroků. Z tabulky bylo patrné, že při této změně docházelo ke zvětšení MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 2.

Co se týče anisotropické difúze byl zvolen časový krok 0,025. Byl navyšován počet iterací. Při zvětšení počtu iterací docházelo k zvětšení MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 2.

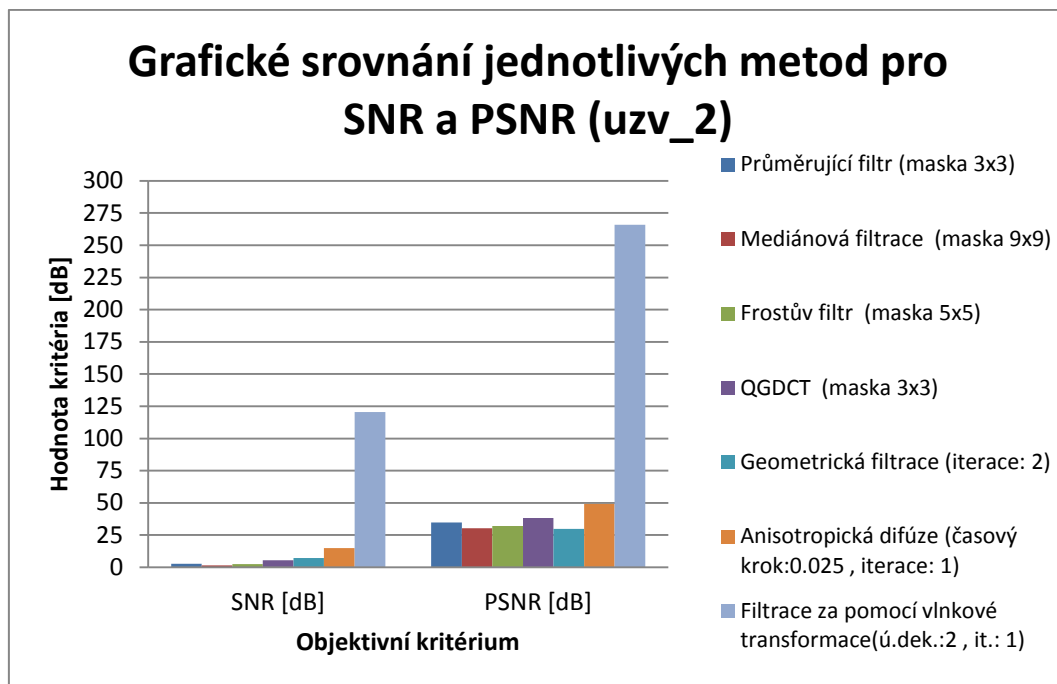
Při použití filtrace za pomoci vlnkové transformace byl nastaven počet úrovní rozkladu na 2. Při zvyšování počtu iterací docházelo k nárůstu MSE a k poklesu SNR i PSNR. Do výsledné tabulky byl vybrán výsledek s počtem iteračních kroků 1.

Tabulka 5.20: Výsledná přehledová tabulka pro srovnání všech metod (*uzv_2.bmp*)

Obrázek " <i>uzv_2.bmp</i> "			
Metoda	MSE [-]	SNR [dB]	PSNR [dB]
Průměrující filtr (maska 3x3)	0,000337	2,6270	34,6611
Mediánová filtrace (maska 9x9)	0,000924	1,5510	30,2710
Frostův filtr (maska 5x5)	0,000600	2,5540	32,1406
QGDCT (maska 3x3)	0,000144	5,3514	38,3580
Geometrická filtrace (iterace: 2)	0,001057	7,0922	29,6890
Anisotropická difúze (časový krok:0.025, iterace: 1)	0,000012	14,7725	49,1628
Filtrace za pomoci vlnkové transformace (ú.dek.:2 , it.: 1)	0,000001	120,5860	265,9800



Obr. 5.27: Grafické srovnání jednotlivých metod pro střední kvadratickou odchylku (MSE) (*uzv_2.bmp*)

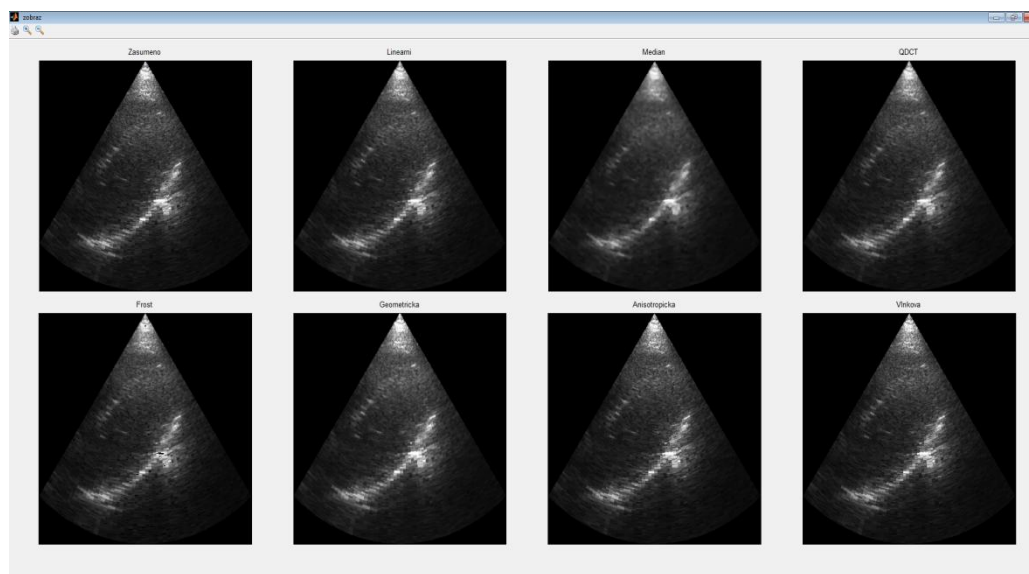


Obr. 5.28: Grafické srovnání jednotlivých metod pro poměr signál k šumu (SNR) a váhovaný poměr signál k šumu (PSNR) (*uzv_2.bmp*)

Z pohledu do výsledné přehledové tabulky a do grafických závislostí je možno pozorovat, že při srovnání všech navržených metod pro filtraci šumu na reálném snímku *uzv_2.bmp* dává nejlepší výsledek v rámci všech objektivních kritérií (MSE, SNR a PSNR) opět filtrace za pomoci vlnkové transformace. Hodnota střední kvadratické odchylky (MSE) je zanedbatelná a je zaokrouhlená na 6 desetinných míst (0.000001). Hodnoty poměru signálu k šumu a váhovaného poměru signálu k šumu u této metody jsou SNR = 120,5860 dB a PSNR = 265,98 dB. Druhou nejlepší metodou je filtrace anisotropickou difúzí. Platí pro všechny objektivní kritéria, hodnota MSE = 0,000012, hodnota SNR = 14,7725 a hodnota PSNR = 49,1628. Třetí nejlepší metodou v rámci objektivních kritérií střední kvadratické odchylky a váhovaného signálu k šumu je filtrace založena na bazích kosinové transformace (QGDCT) s hodnotou MSE = 0,000144 a hodnotou PSNR = 38,3580 dB. Co se týče poměru signálu k šumu je třetí nejlepší variantou geometrická filtrace s hodnotou SNR = 7,0922 dB. Opět platí stejné poznatky jako u snímku *uzv_2.bmp*, že nevhodnými metodami jsou průměrující filtr a mediánový filtr.

Z hlediska časové náročnosti opět Frostův filtr výrazně zaostával, samotný čas filtrace u tohoto snímku dosahoval i 47 sekund.

Náhledy na vyfiltrované obrázky při použití jednotlivých metod jsou na obr. 5.29.



Obr. 5.29: Výsledné vizuální srovnání jednotlivých metod na snímku *uzv_2.bmp*

6 ZÁVĚR

První část diplomové práce je zaměřena na principy lékařského ultrazvukového zobrazení. Je zde popsáno použití ultrazvuku, porovnání ultrazvuku s ostatními zobrazovacími modalitami. Blíže jsou popsány módy ultrazvuku a v závěru první části jsou popsány artefakty, které v tomto zobrazení vznikají.

V další části diplomové práce byly popsány matematické modely strukturního šumu spekle, od základních modelu, až po složitější modely založené na statistice.

Další kapitola pojednává o základních a pokročilých metodách pro potlačení speklí. Mezi základní metody, které jsou zde popsány, patří: průměrující filtr, mediánová filtrace a Frostův filtr. A mezi pokročile patří: metoda založená na báзовých funkcích kosinové transformace (QGDCT), geometrická filtrace, anisotropická difúze a filtrace pomocí vlnkové transformace.

V následující kapitole o hodnocení kvality ultrazvukových snímků byly popsány parametry rozlišení B-mód snímku a její kvality. Jedná se o parametry rozlišení, šum a dynamický rozsah. Tyto parametry nemůžeme převážně ovlivnit, ovšem tyto parametry ovlivňují výskyt samotných speklí. Dále tato kapitola obsahuje popis subjektivního a objektivního hodnocení kvality ultrazvukových snímků. Pro objektivní popis byla zvolena kritéria, která popisují jednotlivé snímky po filtraci. Jedná se o průměrnou kvadratickou odchylku (MSE), poměr signálu k šumu (SNR) a váhovaný poměr signálu k šumu (PSNR).

Stěžejní částí práce je kapitola, která pojednává o implementaci navržených metod. Za účelem otestování dříve zmíněných metod na odstranění strukturního šumu spekle byly vytvořeny dva testovací snímky, které byly "uměle" zašuměny v programovém prostředí Matlab pomocí funkce *imnoise*. Otestování výše zmíněných metod bylo provedeno i na dvou reálných ultrazvukových snímcích. V této kapitole jsou také výsledky jak objektivních kritérií, tak i subjektivní pohled na vyfiltrovaný snímek zaneseny do příslušných tabulek nebo obrázků a je k nim napsaná příslušná diskuze. Práce také obsahuje uživatelské prostředí GUI, které obsluhuje navržené funkce. Popis uživatelského prostředí je uveden v rámci minulé kapitoly.

U "uměle" zašuměných dat byly snímky zašuměny se rozptylem $v = 0,04$. V rámci každé metody bylo otestováno různé nastavení parametrů dané metody a nejlepší výsledek byl exportován do výsledné přehledové tabulky, která srovnala všechny navržené metody. Po vyhodnocení byly metody se stejným nastavením parametrů otestovány na zašumění s rozptylem $v = 0,08$ a $v = 0,12$. Na závěr testování u každého

snímku, byla popsána časová náročnost jednotlivých filtrací.

Nejlepší výsledky filtrací na základě prvního objektivního kritéria MSE dosahoval pro první snímek *testovací.bmp*, s rozptylem 0,04 mediánový filtr. Druhou nejvíce úspěšnou metodou byla anisotropická difúze a třetí metodou byl Frostův filtr. Pro druhé kritérium SNR dávala nejlepší výsledek filtrace anisotropickou difúzí. Druhou nejlepší metodou byl Frostův filtr a třetí metodou mediánový filtr. U posledního objektivního kritéria PSNR dosahoval nejlepších výsledků mediánový filtr, následně Frostův filtr a filtrace za pomoci vlnkové transformace. Jako naprosto nevhodnou metodou pro filtraci téhož snímku byla geometrická filtrace. V případě časové náročnosti prokazoval velkou náročnost Frostův filtr.

Pro druhý testovací snímek *eight.tif* dosahoval nejlepších výsledků z hlediska MSE Frostův filtr. Dále filtrace za pomoci vlnkové transformace, mediánová filtrace a průměrující filtr. V případě SNR nejlepšího výsledku dosahoval Frostův filtr, filtrace za pomoci vlnkové transformace a anisotropická difúze. A u posledního kritéria byl nejlepší metodou opět Frostův filtr, druhou nejlepší metodou filtrace za pomoci vlnkové transformace a třetí nejlepší mediánová filtrace zároveň s průměrujícím filtrem.

U obou testovaných reálných ultrazvukových snímků vycházely hodnoty objektivních kritérií pro dané metody podobně. Ale většina metod (medián, průměrující filtr, Frost), které vykazovali dobré výsledky u "uměle" zašuměných snímků, byly nevhodné na použití na reálných testovaných snímcích. Suverénně nejlepší metodou pro potlačení speklí byla filtrace za pomoci vlnkové transformace a to u všech objektivních kritérií. Druhou nejlepší metodou opět v rámci všech tří objektivních kritérií byla anisotropická difúze. Jako třetí nejlepší metodou pro kritéria MSE a PSNR byla filtrace založená na báзовých funkcích kosinové transformace (QGDCT) a pro kritérium SNR byla třetí nejlepší volbou geometrická filtrace. Hodnoty, případně grafické závislosti nejlepších metod (i pro různá zašumění) jsou uvedeny v příslušných diskuzích v rámci kapitol.

LITERATURA

- [1] AHN, CH.Y. *The Principles and Applications of the Ultrasound Diagnostic System*. R and D Center, Seoul, Korea. 2008, p. 1-4.
- [2] BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., BOONE, J.M., LEIDHOLDT, E.M. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams and Wilkins, New York, Second Edition, 2002. ISBN 0683301187.
- [3] Electrical Engineering [online]. 2012. [Cit. 04-22-2012]. Dostupný z: <http://www.ee.nmt.edu/~erives/552_11/Ultrasound_SpeckleNoise.bmp>.
- [4] EVANS, M., HASTINGS, N., PEACOCK, B. *Statistical distributions*. A Wiley-Interscience Publication, New York, Third Edition, 2000.
- [5] HRAZDIRA, I. *Úvod do Ultrasonografie*. Klinika zobrazovacích metod LF MU, Brno. 2008, p.1-36.
- [6] HRUSKA, D.P. *Improved Techniques for Statistical Analysis of the Envelope of Backscattered Ultrasound Using the Homodyned K Distribution*. Thesis, University of Illinois at Urbana-Champaign. 2009, p. 1-83.
- [7] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods*. Signal Processing and Comm. Signal Processing and Comm. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Taylor and Francis Group, 2006. 760 s. ISBN: 0-8247-5849- 8
- [8] KRISSIAN, K., VOSBURGH, K., KIKINIS, R., WESTIN, C.F. *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*. IEEE Transaction on Image Processing. 2007, p.1-13.
- [9] LOIYOU, C. P., PATTICHIS, C. S. *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging*. Andreas: Morgan&Claypool Publishers, 2008.
- [10] MAINI, R., AGGARWAL, H. *Performance evaluation of various speckle noise reduction filters on medical images*. International Journal of Recent Trends in Engineering. 2009, vol. 2, no. 4, p. 22-25.
- [11] Medison [online]. 2012. [Cit. 04-20-2012]. Dostupný z: <<http://www.medison.ru/uzi/eho478.htm>>.
- [12] MICHAILOVICH, O.V., TANNENBAUM, A. *De-speckling of Medical Ultrasound Images*. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. 2006, vol. 53, no. 1, p. 64-78.
- [13] MURTAZA, A., DAVE, M., UDAYAN, D. *Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging*. Texas Instruments Incorporated. 2008, p.1-27.

- [14] PRAGER, R.W., GEE, A.H., TREECE, G.M., BERMAN, L. *Speckle Detection in Ultrasound Images using First Order Statistics*. Technical Report CUED/F-INFENG/TR 415, University of Cambridge, England. 2001, p. 1-19.
- [15] Programujeme JPEG: diskretní kosinová transformace (DCT). [online]. [cit. 2013-04-12]. Dostupný z <http://www.root.cz/clanky/programujeme-jpeg-diskretni-kosinova-transformace-dct/>
- [16] RIYADI, S., MUSTAFA, M., HUSSAIN, A., MASKON, O., FAIZURA, I. *Quasi-Gaussian DCT Filter for Speckle Reduction of Ultrasound Images*. Springer Berlin Heidelberg, 2009. p. 136–147.
- [17] ROZMAN, J. *Ultrazvuková technika v lékařství*, skriptum VUT, 1980
- [18] Scimedia [online]. 2007. [Cit. 04-21-2012]. Dostupný z: <http://www.scimedia.com/fis/support/download/bva/ver0703/RelNote-V0703.html>.
- [19] SUDHA, S., SURESH, G.R., SUKANESH, R. *Speckle Noise Reduction in Ultrasound Images by Wavelet Thresholding based on Weighted Variance*. International Journal of Computer Theory and Engineering. 2009, vol.1, no.1, p.7-12.
- [20] SZABÓ, J. Aplikace vlnkové transformace v analýze zvukových signálů: Diplomová práce. Praha: České vysoké učení technické v Praze, květen 2011.
- [21] SZABO, T.L. *Diagnostic Ultrasound Imaging - Inside Out*. Elsevier Academic Press, London, 2004. ISBN 0-12-680145-2.
- [22] TOLA, M., YURDAKUL, M., CUMHUR, T. *B-Flow Imaging In Low Cervical Internal Carotid Artery Dissection*. J. Ultrasound Med. 2005, vol. 24, p. 1497-1502.
- [23] TSUI, P.H., CHANG, C.C. *Imaging local scattered concentrations by the Nakagami statistical model*. Ultrasound in Medicine and Biology. 2007, vol.33, p. 608-619.
- [24] WINKLER, S. *Vision models and quality metrics for image processing applications*. PhD Dissertation, University of Lausanne, Lausanne, Switzerland, 2000.
- [25] YU, Y., ACTON, S. T. *Speckle Reducing Anisotropic Diffusion*. IEEE Transaction on Image Processing. 2002, p.1-11.

SEZNAM ZKRATEK

CT	Computed Tomography, počítačová tomografie
DCT	Discrete Cosine Transform, diskrétní kosinová transformace
DWT	Discrete wavelet transform, diskrétní vlnková transformace
FPS	Frames per second, snímky za sekundu
GUI	Graphical user interface, grafické uživatelské rozhraní
MRI	Magnetic resonance imaging, magnetická rezonance
MSE	Mean squared error, průměrná kvadratická odchylka
PDF	Probability density function, funkce hustoty pravděpodobnosti
PSNR	Peak signal-to-noise ratio, váhovaný poměr signálu k šumu
QGDCT	Quasi-Gaussian DCT, filtr založená na báзовých funkcích kosinové transformace
SND	Scatterer number density, počet prvků rozptylování na jednotku
SNR	Signal-to-noise ratio, poměr signálu k šumu
TGC	Time gain control, časová regulace zesílení

SEZNAM PŘÍLOH

Soubory na CD

[Příloha 1] – Algoritmy pro filtraci s testovacími snímky

Algoritmy (funkce): anis.m, compare.m a compare.fig, dp_gui.m a dp_gui.fig, frost.m, geom.m, QGDCT.m, vlnkovka.m, vyhodnoceni.m, zobraz.m a zobrazi.fig

Testovací snímky: testovaci.bmp, eight.tif, uzv_1.bmp, uzv_2.bmp

[Příloha 2] – Vyhodnocení výsledků v Excelu

[Příloha 3] - Samotná diplomová práce