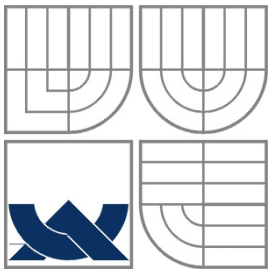
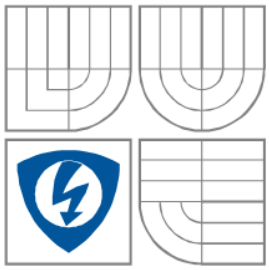


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

MĚŘENÍ MALÝCH OBJEKTŮ MAGNETICKOU REZONANCÍ

MEASUREMENT OF SMALL OBJECTS BY MAGNETIC RESONANCE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR THESIS

AUTOR PRÁCE — Kryštof Chotaš
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. Stanislav Klusáček
SUPERVISOR

BRNO 2012

Zadání:

BUDE VLOŽEN SAMOSTATNÝ LIST

Abstrakt

Bakalářská práce pojednává o problematice potlačování šumu v obrazech pořízených magneticko-rezonanční tomografií. V této práci je rozebráno užší spektrum metod potlačení šumu, které jsou pro předem zmíněný účel vhodné. Mimo klasických metod se uvažuje i potlačení šumu snížením počtu snímků, přičemž vypuštěné snímky hodláme interpolovat. Jsou zde prezentovány výsledky, které byly získány aplikací vybraných metod a konečné srovnání jednotlivých způsobů potlačení obrazového šumu. Kromě metod potlačení šumu se práce zabývá základy nukleární magnetické rezonance, které jsou v úvodní kapitole popsány.

Klíčová slova

Magnetická rezonance, zpracování obrazu, potlačení šumu, poměr signál/šum, poměr kontrast/šum, interpolace obrazu

Abstract

Bachelor thesis deals with the issue of noise reduction in magnetic resonance imaging. In this thesis we discuss about suitable methods of noise reduction for images obtained by magnetic resonance tomography. Including classical methods we also discuss noise suppression by getting fewer slices than in ordinary situation. Then we would obtain remaining slices by interpolation. This thesis also include comparison of application of these methods. This thesis also deals with the issue of magnetic resonance, which is described in first chapter.

Keywords

Magnetic resonance, image processing, noise suppression, SNR, CNR, image interpolation

Bibliografická citace:

CHOTAŠ, K. Měření malých objektů magnetickou rezonancí. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 68 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Stanislav Klusáček.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření malých objektů magnetickou rezonancí jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 8. května 2012 ……

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Stanislavu Klusáčkovi a konzultantovi Ing. Janu Mikulkovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne: 8. května 2012 ……

podpis autora

Obsah

1 Úvod ... 9
2 Fyzikální úvod ... 9
2.1 Magnetismus ... 9
2.2 Nukleární magnetická rezonance ... 10
2.3 Typy signálů a techniky měření MR ... 12
2.4 Zvolená technika měření ... 13
2.5 Další techniky měření ... 14
2.6 Šum v obrazech MR a jeho potlačení ... 16
3 Zhodnocení kvality snímků ... 17
3.1 SNR a CNR ... 17
3.2 Řez obrazem ... 18
4 Digitální zpracování obrazu ... 18
4.1 Úrovně zpracování obrazu ... 19
4.2 Počítačový obraz a jeho reprezentace ... 19
4.3 Globální informace o počítačovém obraze ... 20
4.4 Bodové jasové transformace ... 21
4.5 Metody potlačení šumu ... 22
4.6 Konvoluční masky ... 23
4.7 Filtrace ... 24
4.8 Filtrace ve frekvenčním spektru ... 25
4.9 Metody interpolace ... 27
5 Software ... 29
5.1 Uživatelské prostředí ... 29
5.2 Menu software ... 33
5.3 Algoritmy a jádro software ... 33
6 Výsledky měření ... 34
6.1 Potlačení šumu obyčejným průměrováním ... 35
6.2 Potlačení šumu - vážený průměr ... 39
6.3 Potlačení šumu - mediánový filtr ... 43
6.4 Potlačení šumu - metoda rotující masky ... 47
6.5 Potlačení šumu ve frekvenčním spektru ... 51
6.6 Interpolace obrazu - metoda průměrování ... 54
6.7 Interpolace - metoda geometrického průměru ... 57

6.8 Interpolace - metoda rozšíření nulami ve frekvenčním spektru 60
6.9 SNR a CNR 63
7 Závěr 64
Literatura 67

1 ÚVOD

Problematikou zpracování obrazu se v dnešní době zabývá mnoho odborníků a na toto téma bylo sepsáno již nespočet publikací. Podstatnou skutečností je, že jednotlivé aplikace se liší podle použití v praxi a tak je nutný správný výběr metod zpracování.

Tato bakalářská práce je rozšířením semestrálního projektu jehož cílem byla volba vhodné metody měření magneticko-rezonanční tomografií a výběr metod potlačení obrazového šumu. Dále je doplněna o praktickou aplikaci vybraných metod a jejich zhodnocení.

V úvodních kapitolách budou probrány základy některých metod měření magneticko-rezonanční tomografií. Dále bude popsána reprezentace počítačového obrazu, možnosti potlačení šumu ze snímků MR. Jedna kapitola bude věnována kritériím pro zhodnocení kvality počítačových obrazů. Práce se dále věnuje základním možnostem interpolace obrazu z více snímků.

V závěru budou zhodnoceny jednotlivé metody potlačení šumu a bude navrženo řešení, které by bylo vhodné použít v praxi.

Na úvod bych se také rád zmínil o historii a základním popisu magnetické rezonance. Magnetická rezonance je z historického hlediska poměrně nová zobrazovací technika používaná především ve zdravotnictví k zobrazení vnitřních orgánů, ale i v průmyslu k zobrazení řezů různými tělesy. Tato technologie snímání se začala vyvíjet ve čtyřicátých letech dvacátého století, přičemž zpočátku své uplatnění nalezla v chemii, přesněji v oboru zvaném spektroskopie. V sedmdesátých letech se tato metoda začala používat v medicíně k určování diagnóz. V medicíně se používá zejména proto, že oproti jiným neinvazivním metodám, tedy metodám nezasahujících přímo do lidského těla, nebyly prokázány žádné škodlivé účinky a je s ní dosahováno velmi uspokojivých výsledků. [1]

2 FYZIKÁLNÍ ÚVOD

Jak již název napovídá, magnetická rezonance je založena na magnetismu, který si v následující kapitole popíšeme i s jednotlivými druhy a dále se podíváme na základní principy, ze kterých metoda magnetické rezonance vychází.

2.1 Magnetismus

Magnetismus můžeme jednoduše definovat jako vlastnost hmoty, která vzniká v důsledku rotace elektronů v atomech hmoty. Rotující elektrony způsobují, že atomy mají magnetický moment závislý na vnitřním momentu hybnosti částice, takzvaném spinu.

Velikost magnetického pole můžeme měřit v jednotkách Gausse (G) nebo Tesly (T), přičemž 10 000 G, nám dává hodnotu 1 T a magnetické pole země má cca. 0,5 G. Pokud bychom chtěli přirovnat sílu magnetického pole cívek používaných při MRI (magnetic resonance imaging) k blíže známé velikosti pole používaném v praxi, byla by velikost tohoto pole téměř srovnatelná s elektromagnety používanými na skládkách železa, tedy v řádech desetin až jednotek Tesla.

Mluvíme - li o magnetismu, setkáváme se s pojmy, které charakterizují magnetické vlastnosti materiálu. Tyto pojmy jsou feromagnetismus, super-paramagnetismus, paramagnetismus a diamagnetismus, přičemž jejich vlastností se využívá zejména u kontrastních látek. Je nutno dodat, že tyto vlastnosti nezávisí ani tolik na složení, jako na uspořádání a na teplotě. Krystalické látky bývají zpravidla lepší feromagnetika než látky s jiným uspořádáním.

Pro feromagnetismus je typické, že při vložení materiálu do vnějšího magnetického pole je pole zesilováno. Toho je dosaženo díky natočení vektorů magnetického momentu všech magnetických domén jedním směrem.

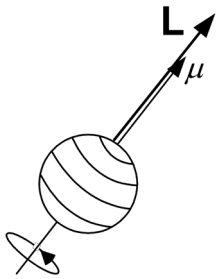
Opakem feromagnetismu je diamagnetismus. Diamagnetické látky jsou charakteristické tím, že nemají vlastní magnetický moment, což má za následek mírné zeslabení magnetického pole.

Dalším typem je paramagnetismus, což je vlastnost látek mírně zesilovat vnější magnetické pole. To je způsobeno přítomností iontů kovů, ale tuto vlastnost má například i kyslík. Využívají se zejména pro jejich vlastnost ovlivňovat relaxační doby T_1 a T_2.

Látky, které zesilují vnější magnetické pole více než paramagnetické a zároveň méně než feromagnetické, nazýváme super-paramagnetické. Tyto látky obsahují totiž více iontů feromagnetických látek než obyčejné paramagnetické látky. [2]

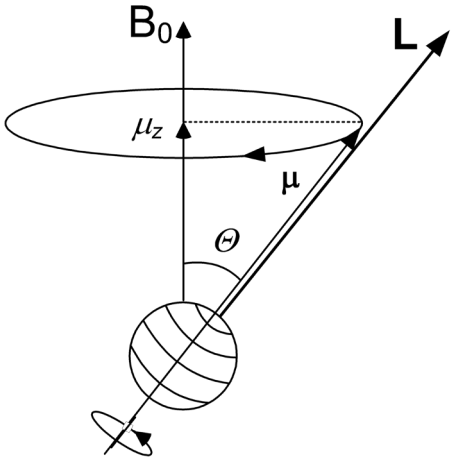
2.2 Nukleární magnetická rezonance

Nukleární magnetická rezonance (NMR), jak již z jejího názvu vyplývá, je děj odehrávající se v jádře atomu. Jádro atomu tvoří cca 99,9 % hmotnosti celého atomu látky a je tvořeno protony a neutrony. Ty se skládají z ještě menších částic, jako jsou například kvarky a gluony. Pro NMR jsou zejména důležité protony, které v roce 1918 objevil Ernest Rutherford a skládají se ze dvou kvarků u a jednoho d, přičemž tyto kvarky jsou k sobě silně přitahovány za pomocí gluonů. Bylo totiž zjištěno, že protony mají vlastní spin, spojovaný s nukleárním magnetickým momentem, který zprostředkovává magnetické interakce s okolím. Tento magnetický moment je však mnohem menší než magnetický moment elektronů, který byl zmíněn výše a je tvořen za pomoci rotace jádra kolem své osy s momentem hybnosti L, nazývaným též spin.



Obr. 2.1 Jádro se spinem L a nenulovým magnetickým momentem μ [3]

Ve spojení s nukleárním magnetickým momentem mluvíme o tzv. Larmorově precesi, tedy o fyzikálním jevu, při kterém vnější dvojice magnetických sil mění orientace osy spinu protonů. V souvislosti s tímto jevem také mluvíme o tzv. Larmorově frekvenci, která udává frekvenci rotace vektoru nukleárního magnetického momentu kolem osy tvořené vektorem externího magnetického pole, viz následující obrázek.



Obr. 2.2 Precesní pohyb vektoru magnetického momentu μ jádra v magnetickém poli B (B_0 je složka B ve směru osy z), μ_z - je vektor kolem kterého jádro kmitá [3]

Chceme-li zavést jeden společný vektor magnetizace pro velký počet spinů, slouží nám k tomu makroskopický vektor magnetizace **M**, který je sumou všech vektorů nukleárních magnetických momentů.

Jádra jsou v prostoru náhodně orientována a mění svou polohu vlivem Brownova pohybu, přičemž se v krátkém časovém úseku jejich tepelná rovnováha ustálí, tím se vyruší nukleární magnetické momenty a ve všech směrech os souřadného systému je makroskopický vektor nulový.

Při vložení spinového systému do magnetického pole $\mathbf{B_0}$ však dojde k Zemanovu rozštěpení energetických hladin a změní se jejich obsazení. Rozdíl energetických hladin závisí na teplotě, kde se klesající teplotou roste, dále na počtu spinů v daném objemu a zvětšením vnějšího magnetického pole $\mathbf{B_0}$. Při standardních podmínkách v lékařství není možné první dvě hodnoty téměř vůbec měnit. Možné je pouze zvětšení magnetického

pole, s jehož zvětšováním přímo úměrně roste výsledný makroskopický vektor magnetizace spinů. Pro použití v medicíně není příliš efektivní zvyšovat velikost magnetického pole a běžné hodnoty se pohybují od 0,2 do 2 T.

Bylo zjištěno, že výsledný makroskopický vektor magnetizace spinů je roven vektoru cca třech miliontin celkového počtu jader a proto se MR říká technika s malou citlivostí. Dále víme, že při vložení do magnetického pole $\mathbf{B_0}$ začínají jádra rotovat kolem vektoru tohoto pole a tak je jejich výsledný vektor ve stejném směru jako toto pole $\mathbf{B_0}$. Nyní již budeme pro zjednodušení uvažovat pouze makroskopický vektor magnetizace spinů a jeho složky v souřadném systému XYZ.

Při MR se k základnímu statickému magnetickému poli $\mathbf{B_0}$ superponuje střídavé magnetické pole rotující v transverzální rovině. Aby bylo možné měřit změnu tohoto magnetického pole, jelikož je velmi malá, je přidáno magnetické pole $\mathbf{B_1}$ s orientací kolmou k poli $\mathbf{B_0}$. Pole $\mathbf{B_1}$ indukuje měřitelné napětí na měřící cívce ve rovině XY. Je-li pak kmitočet magnetického pole $\mathbf{B_1}$ velmi blízký kmitočtu precesujících spinů, dojde rotaci makroskopického vektoru magnetizace. Tento jev nazýváme *magnetická resonance*.

V souvislosti s magnetickou rezonancí se též zmiňují tzv. relaxační doby. Relaxace je děj, který nastává po odeznění elektromagnetického impulsu, kdy již není dodávána energie jádrům, a proto se vrací do výchozího postavení a mizí jejich synchronní pohyb.

Doba T_1 charakterizuje časový úsek, za který se podélný vektor magnetizace vrátí cca na 63 % své původní hodnoty. Tato doba se tedy nazývá podélná magnetizace. Doba T_2 se nazývá příčná relaxace, jelikož je charakterizována časovým úsekem, za který klesne vektor příčné magnetizace na 37 % své hodnoty.

2.3 Typy signálů a techniky měření MR

V této kapitole se stručně zmíníme o signálech, které jsou používány při detekování MR. Časový signál v MR systémech je tvořen třemi základními signály, ostatní signály jsou již pouze jejich kombinace. Tyto základní signály jsou: signál volné precese, signál spinových (vysokofrekvenčních) ech a signál gradientních ech. Pro zjednodušení uvažujeme některé základní předpoklady, jako je například zanedbání nepřesnosti excitací apod.

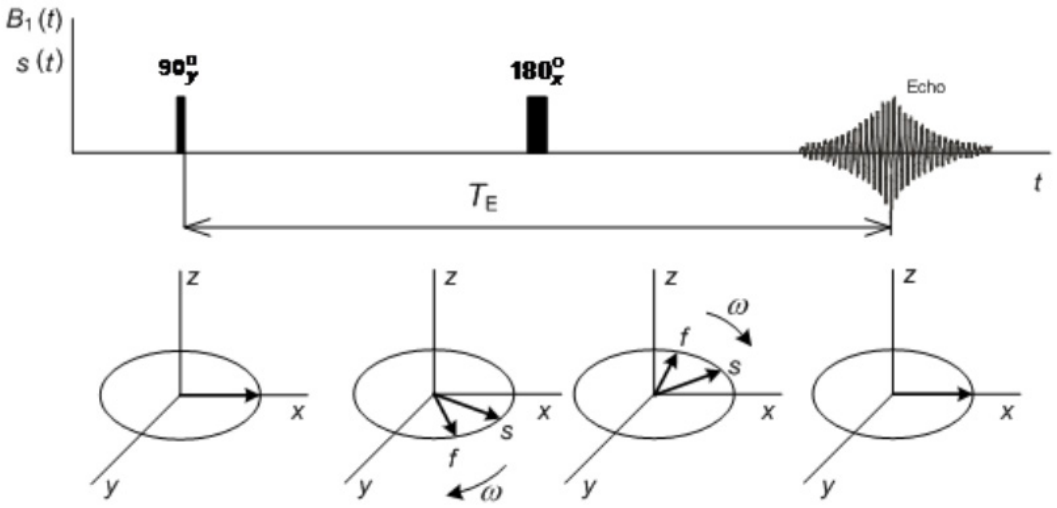
Signál volné precese (free induction decay - FID) je důsledkem činnosti jaderného spinového systému po excitaci jednoduchým vysokofrekvenčním impulsem. Pro mikroskopickou skupinu spinů rezonujících na stejné frekvenci je časová konstanta poklesu FID signálu rovna době T_2.

Signály echa jsou z pravidla generovány několika vysokofrekvenčními pulsy (spinové echo) anebo reverzovaným gradientním magnetickým polem (gradientní echo). Výhodou echo signálů je jejich symetrie a proto se jich využívá v zobrazování pro snímání dat.

2.4 Zvolená technika měření

Pro naše měření jsme zvolili metodu spinových ech, jejichž signál se skládá ze dvou oblastí. Přičemž první oblast je sfázování jednotlivých signálů měřených jader, což je charakterizováno nárůstem amplitudy. V druhé oblasti naopak amplituda klesá v důsledku rozfázování signálů. Generování rezonance za pomocí spinových ech je možná několika způsoby, které si probereme v následujících odstavcích.

Nejjednodušeji dosáhneme generace echa dvěma impulsy, přičemž se jedná o impuls $\pi/2$ následovaný impulsem π po časovém intervalu τ (značíme: $\pi/2 - \tau - \pi$), kde úhly impulsů v radiánech vyjadřují sklápěcí úhly, které svírají vektory magnetického pole $\mathbf{B_0}$ a magnetizace $\mathbf{M}$ okamžitě po skončení excitačního pulzu. Tomuto echu říkáme spinové echo (SE) nebo také dvoupulsní echo. Pro popis je nutné znát pojem izochromáty, který charakterizuje vektory magnetizace jednotlivých jader se stejnými vlastnostmi. Jako jednoduchý příklad si vezměme vzorek se dvěma izochromáty s úhlovými frekvencemi ω_s (slow) a ω_f (fast), na něž bude působit $\pi/2$ puls (v ose x) a π puls (v ose y). Celý proces, který nastane, je charakterizován na následujícím obrázku.



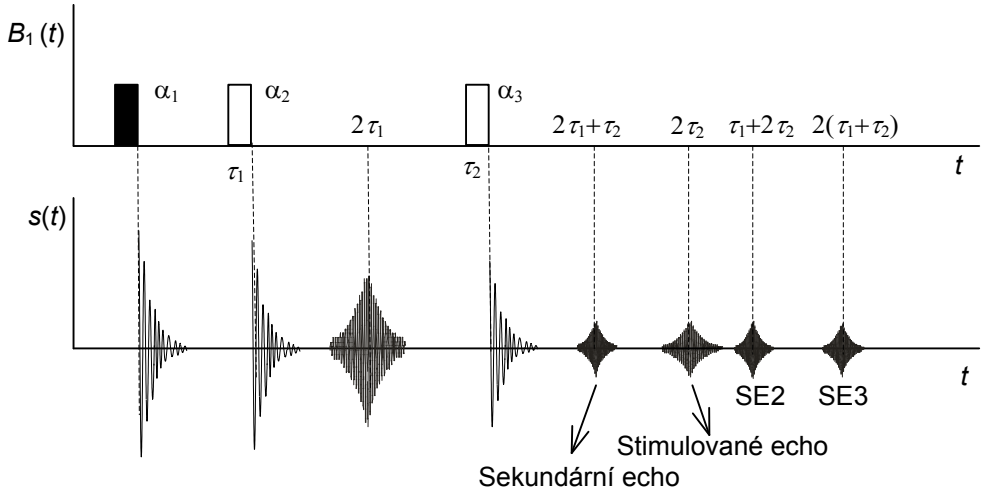
Obr. 2.3 Vektorový diagram pro spin-echo experiment vysvětlující sfázování spinů a vznik spinového echa. [3]

Je vidět, že oba isochromáty po excitaci $\pi/2$-pulsem ležet v ose x. Při relaxaci budou oba vektory rotovat kolem osy z a po uplynutí doby τ mezi jednotlivými pulsy se budou nacházet v pozicích s a f, kde budou svírat úhel $(\omega_f - \omega_s)\,\tau$. Po excitaci π-pulsem se otočí kolem osy x a budou v polohách -s a -f, čímž pomalejší vektor předbíhá rychlejší. Po uplynutí doby $2\,\tau$ (tzv. doba echa T_E) budou oba vektory opět v ose x a dosáhnou nulového fázového rozdílu, což má za následek maximální amplitudu, tedy maximální signál spinového echa.

Obecně můžeme říci, že spinové echo vznikne vždy po aplikaci dvou pulsů libovolnými sklápěcími úhly α_1 a α_2 (α_1 - τ - α_2). Z matematických výpočtů je možné určit také fakt, že amplituda klesá s konstantou relaxačního času T_2 a nezávisí na nehomogenitě základního magnetického pole $\mathbf{B_0}$, čehož se využívá při MR pulzních sekvencích. [3] [4] [5]

2.5 Další techniky měření

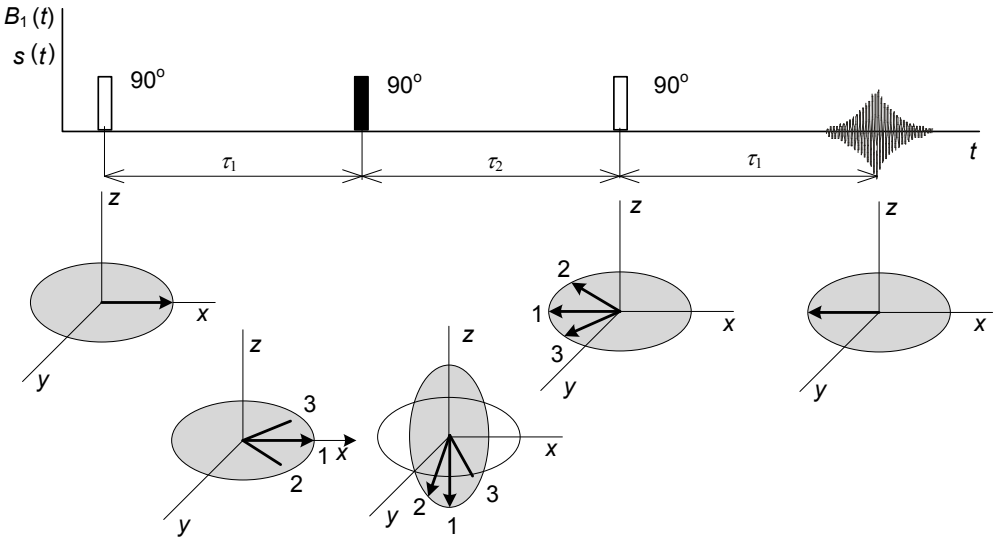
Další metoda používaná při měření MR jsou tří-pulzní echa. Při excitaci jader třemi vysokofrekvenčními pulsy se sklápěcími úhly α_1, α_2 a α_3 se vytvoří tři běžná spinová echa, která byla zmíněna v předchozí kapitole, jedno sekundární spinové echo a jedno stimulované echo. Časové znázornění je vidět na následujícím obrázku.



Obr. 2.4 Časové znázornění pulzní sekvence se třemi vysokofrekvenčními pulsy [3]

Excitační schéma této techniky pak nabývá tvaru: (α_1 - τ_1 - α_2 - τ_2 - α_3). Tři zmiňovaná běžná spinová echa jsou tvořena kombinací párů pulsů. Signál volné precese (FID) je refokusován druhým a třetím pulsem a jak je vidět na předchozím obrázku, spinová echa nastanou v časech $t=2\tau_1$; $t=2\tau_2$; $t=2(\tau_1+\tau_2)$. V závislosti (τ_2 vs. $2\tau_1$) na čase bude druhé spinové echo měnit svou polohu vůči třetímu pulsu a bude na tom záviset zda bude zrcadleno i třetím pulsem. Výše zmíněné stimulované echo vzniká kombinovaným efektem všech tří inicializačních pulsů. Pro objasnění tohoto echa si uvedeme obrázek (Obr. 2.1), který zobrazuje vznik stimulovaného echa při aplikaci 3 kolmých sklápěcích úhlů. Prvním pulsem je vektor magnetizace otočen do transverzální roviny. Druhý puls vytváří podélnou (longitudální) magnetizaci v ose Z, kde je po dobu τ_2 zapamatována. Na konci této doby přichází třetí puls a otáčí vektor magnetizace zase zpět do transverzální roviny. Při zachování vlastností izochromát se budou tyto izochromáty fázovat a v čase τ_1 po třetím pulzu budou sfázovány a vznikne stimulované

echo. Magnetizace by tak byla ovlivněna nehomogenitou magnetického pole jen v intervalu τ_1. [3][4][5]



Obr. 2.5 Vznik stimulovaného echa [3]

Pro zajímavost uvedu amplitudy a echo-časy ech vyvolaných sekvencí tří pulzů:

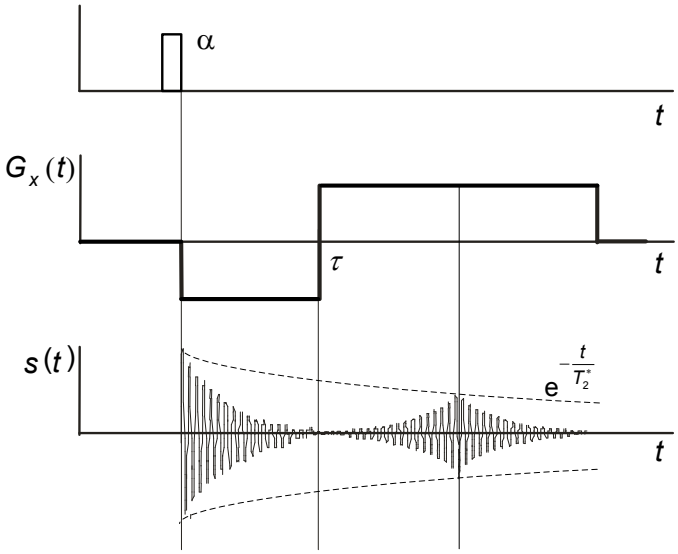
Tabulka 1 Amplitudy a echo-časy pro echa generována 3 vysokofrekvenčními pulsy pulzy [3]

Typ echa	Echo-čas T_E	Amplituda echa A_E pro M_z^0=1
Primární	$2\tau_1$	$\sin\alpha_1 \sin^2\frac{\alpha_2}{2} e^{-2\tau_1/T_2}$
Stimulované	$2\tau_1+\tau_2$	$\frac{1}{2}\sin\alpha_1 \sin\alpha_2 \sin\alpha_3 e^{-\tau_2/T_1} e^{-2\tau_1/T_2}$
Sekundární	$2\tau_2$	$-\sin\alpha_1 \sin^2\frac{\alpha_2}{2} \sin^2\frac{\alpha_3}{2} e^{-2\tau_2/T_2}$
SE	$\tau_1+2\tau_2$	$[1-(1-\cos\alpha_1)e^{-\tau_1/T_1}]\sin\alpha_2 \sin^2\frac{\alpha_3}{2} e^{-(\tau_1+2\tau_2)/T_2}$
SE	$2(\tau_1+\tau_2)$	$\sin\alpha_1 \cos^2\frac{\alpha_2}{2} \sin^2\frac{\alpha_3}{2} e^{-2(\tau_1+\tau_2)/T_2}$

Jinou možnou metodou, kterou lze při snímání magnetickou rezonancí využít je CPMG (Carr-Purcell-Meiboom-Gill) sekvence pulzních ech, která vytváří sérii spinových ech, jejichž amplitudy jsou váženy podle příslušného vztahu. První (primární) echo z této série se nejčastěji používá k výpočtu relaxačního času T_2.

Jiný a často v MRI využívaný způsob měření je využití gradientního echa. Toto echo vzniká aplikací časově proměnných gradientních polí, jejichž schopností je definované rozfázování a sfázování signálu. Tato vlastnost je také základním předpokladem pro vznik gradientního echa. Gradientní pole jsou nehomogenní pole jejichž z-složka je lineárně proměnná v gradientním směru. Toto pole vytváří gradientní systém, který je osazen třemi gradientními cívkami (x-gradientní, y-gradientní a z-gradientní cívky). V ideálním případě jsou tyto cívky zdrojem tří (x,y,z) gradientních polí. Tato pole jsou ve většině případů časově proměnná, avšak můžeme se setkat i se statickým gradientním

polem, jež je časově neproměnné. Na následujícím obrázku je zobrazena pulzní sekvence gradientního echa, jež je pro rychlé měřicí metody vyvolána vysokofrekvenčním pulzem pod malým sklápěcím úhlem α. Ten vyvolává zapnutí záporného *x*-gradientu. To má za důsledek rychlou ztrátu koherence spinů v různých polohách na ose *x*. Tím snímaný signál rychle klesá k nule s exponenciální závislostí na časové konstantě T_2^*. V čase τ kdy $\tau > 3\ T_2^*$ klesá snímaný signál k nule. Proto je v tomto čase aplikován gradient kladné amplitudy i stejné velikosti, jako měl záporný gradient. Tímto dochází ke sfázování spinů a signál narůstá. V čase 2τ (čas echa) pak dochází ke vzniku gradientního echa po němž amplituda signálu opětovně klesá k nule.



Obr. 2.6 Pulzní sekvence gradientního echa[3]

V případě, že je základní pole $\mathbf{B_0}$ nehomogenní nedochází k opětovnému sfázování všech spinů a gradientní echo bude mít menší amplitudu než s homogenním základním polem. Amplituda gradientního echa klesá s časovou konstantou T_2*, což je hlavní rozdíl mezi metodou spinového echa, kde amplituda klesá s časovou konstantou T_2, a metodou gradientního echa. V současné době se téže využívá pravidelného přepínání polarity gradientu k vytvoření série gradientních ech po jednom excitačním pulzu. Takto se běžně dosahuje i 64 ech po jedné excitaci.[3]

2.6 Šum v obrazech MR a jeho potlačení

Nukleární magnetická rezonance se dnes nejčastěji využívá v medicínské diagnostice. Aby byla diagnóza přesná, je nutné dostat co nejlepší detailní popis zkoumaného objektu (mozek, průřez aortou, atd.). Bohužel snímky MR jsou často znehodnoceny

velkým šumem, který je, mimo jiné, úměrný úrovni signálu, lokální protonové hustotě, návrhu systému, kvalitě RF cívky a zejména parametrům snímání.

Při obecném potlačení šumu v obrazech MR nastává zásadní problém v tom, že se šum nachází ve stejném kmitočtovém pásmu jako části obrazu nesoucí detaily. Z tohoto důvodu je nutné najít vhodný kompromis mezi žádoucím vyhlazením a zlepšením poměru signálu a šumu ke ztrátě detailů na straně druhé (tzv. poměr signál/šum, SNR).

Abychom dosáhli velkého detailu pro vytvoření 3D modelu, můžeme zvýšit počet snímků vlivem tloušťky řezu. Bohužel v důsledku zúžení tloušťky řezu dochází k většímu zašumění a tedy i ztrátě informace (zhoršení poměru SNR). Rozhodl jsem se tedy najít vhodný kompromis mezi tloušťkou řezu a úrovní šumu, což vedlo k tomu, že by mohlo být vhodné některé snímky interpolovat. [6][7][8]

3 ZHODNOCENÍ KVALITY SNÍMKŮ

Abychom mohli zhodnotit konečné výsledky, potřebujeme kritéria, která jasně popisují parametry obrazu, se kterými budeme pracovat. Ze statistického hlediska se můžeme opírat o metody poměru signál/šumu (SNR) nebo pomocí poměru kontrast/šum (CNR). Dále můžeme porovnat snímky pomocí řezu novým a původním obrazem.

3.1 SNR a CNR

Zkratkou SNR rozumíme poměr signál/šum, který porovnává úroveň požadovaného signálu k úrovni signálu šumu v pozadí. Je zřejmé, že tento poměr musí být větší než 1:1, aby indikoval více signálu než šumu. V rámci zpracování obrazu tento poměr reprezentujeme jako průměr pixelů dané oblasti ke směrodatné odchylce pixelů v dané oblasti (odmocnina rozptylu). Toto se dá v prostředí Matlab realizovat pomocí funkcí mean (střední hodnota) a std (směrodatná odchylka). V souvislosti se SNR také mluvíme o tzv. Roseově kritériu, které říká, že SNR by mělo být větší než 5 dB, aby bylo možné stoprocentně rozlišit detaily obrazu. SNR též můžeme vyjádřit logaritmicky a to podle následujícího vzorce.

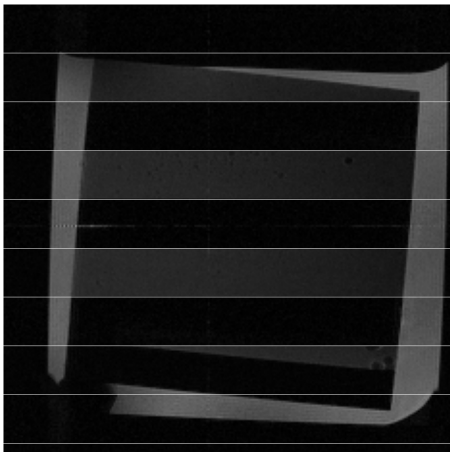
$$SNR = \frac{stř.\,hod.\,intenzit\ pixelů}{rozptl\ hod.\,intenzit\ pixelů}[bezrozměrné] \quad SNR_{log} = 20\log(SNR)\ [dB] \tag{1}$$

Kontrast k šumu (CNR) je též měřítkem pro stanovení kvality obrazu. Tento parametr kombinuje poměr signálu k šumu s kontrastem dvou oblastí A, B a je dán rozdílem dvou SNR podělených rozptylem čistého šumu obrazu (vzorec (2)), který můžeme získat jako rozptyl homogenní plochy v obraze, například pozadí. V literatuře se vzorce poměrně liší, ale uvedený vzorec je používán nejčastěji. [9]

$$CNR = \frac{|SNR_A - SNR_B|}{\sigma_o}[dB] \tag{2}$$

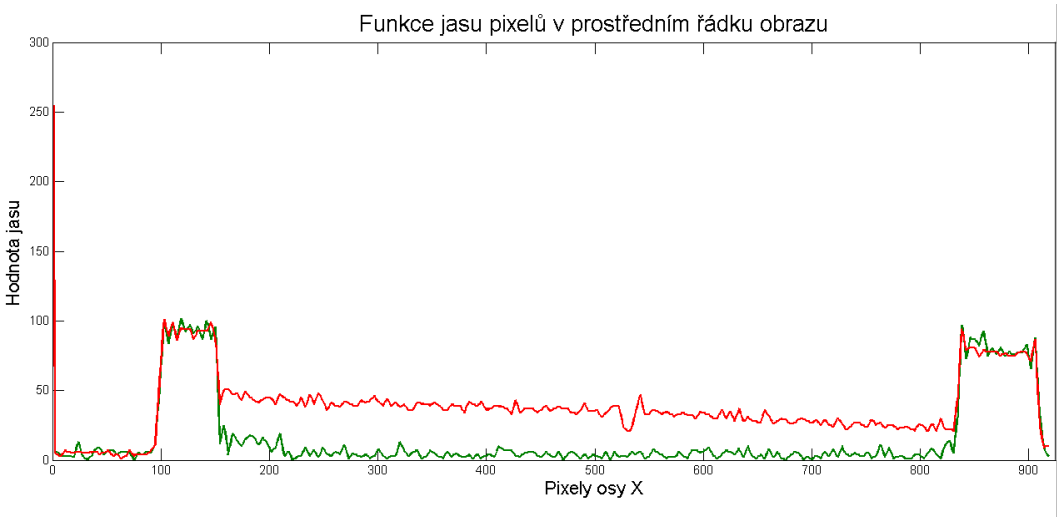
3.2 Řez obrazem

Pokud budeme chtít zhodnotit obraz subjektivně, bude vhodné, když provedeme řez obrazem, ve smyslu vložení několika řádku (sloupců) nového obrazu do obrazu původního. Pozorovatel tak bude schopen zhodnotit, jak se liší původní obraz od obrazu nového.



Obr. 3.1 Příklad proložení řezů dvou obrazů vypočítaný/originál

Další možností zobrazení řezu obrazu je zobrazit si funkce jasu vybraného řádku, či sloupce jednotlivých obrazů a grafy porovnat, tak jak je tomu na následujícím obrázku.



Obr. 3.2 Funkce jasu pixelů ve dvou porovnávaných obrazech. Zelená - původní, červená - interpolovaný

4 DIGITÁLNÍ ZPRACOVÁNÍ OBRAZU

Digitálním zpracováním obrazu rozumíme vědeckotechnickou disciplínu zabývající se úpravou digitálních obrazových dat. Tato data mohou být snímána různými způsoby,

například kamerou nebo fotoaparátem. V našem případě se jedná o data pořízená magnetickou rezonancí.

4.1 Úrovně zpracování obrazu

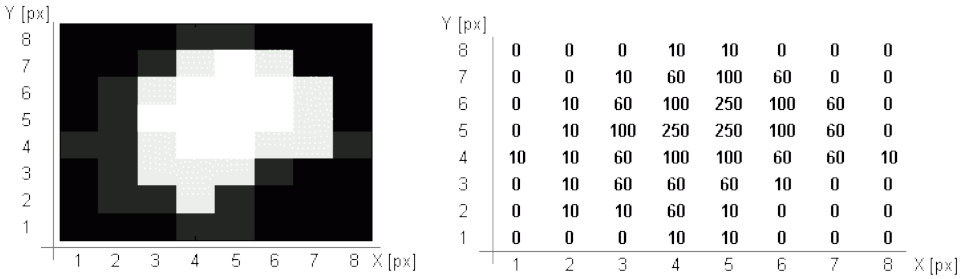
Pokud se budeme zabývat nižším zpracováním obrazu, nebudeme interpretovat data vyskytující se na obraze, ale pouze upravovat jeho vlastnosti, například šum. Dají se zde využít různé metody zpracování signálu, příkladem může být Fourierova transformace, využívající se zejména k předzpracování obrazů ve frekvenční oblasti tak, že stačí potlačit váhy vysokých frekvencí a obraz tak přijde o malé detaily, mezi které řadíme i šum.

Vyšší úroveň zpracování obrazu se zabývá zejména porozuměním obsahu, vyhledáváním objektů, či jinou extrakcí příznaků v obraze. Jedná se o velmi složitou úlohu, jelikož ve většině obrazů ztrácíme data již při snímání, například vlivem zkreslení kamery, šumem, ztrátou prostorové informace, změnou světelných podmínek nebo vlastnostmi snímaného materiálu.

4.2 Počítačový obraz a jeho reprezentace

Obraz v počítači může být reprezentován mnoha způsoby. Reprezentaci obrazu můžeme podle organizace dat hrubě rozdělit na čtyři úrovně. První, nejnižší (ikonickou) úrovní jsou obrazy uspořádány do matic s údaji o jasu, které mají podobu původních obrazových dat. Jsou zejména využívány při předzpracování obrazů a budeme se jimi nejvíce zabývat. Druhou úrovní jsou segmentované obrazy, kde jsou části obrazu spojeny do skupin. Příkladem může být oddělení pozadí a předmětu od sebe. I touto reprezentací se budeme zabývat, jelikož umožňuje obcházet šum a částečně potíže s chybami v obrazových datech. Dalšími reprezentacemi jsou geometrická reprezentace (třetí úroveň) a reprezentace relačními modely, umožňující zpracování na základě znalostí řešené úlohy. Poslední dvě reprezentace jsou pro náš problém již zbytečně složité, proto si vystačíme s ikonickou úrovní a segmentovanými daty.

Jako počítačový obraz si můžeme také představit diskrétní vícerozměrný signál, přičemž jeho rozměr je určen tím, co obraz znázorňuje. My se budeme zabývat obrazem šedotónovým, který je reprezentován jako signál dvojrozměrný, kde máme osy X a Y určující polohu pixelu, který udává jednotlivý stupeň jasu na stupnici 0-255, kde 0 vyjadřuje barvu černou a 255 barvu bílou, jako je tomu na následujícím obrázku.

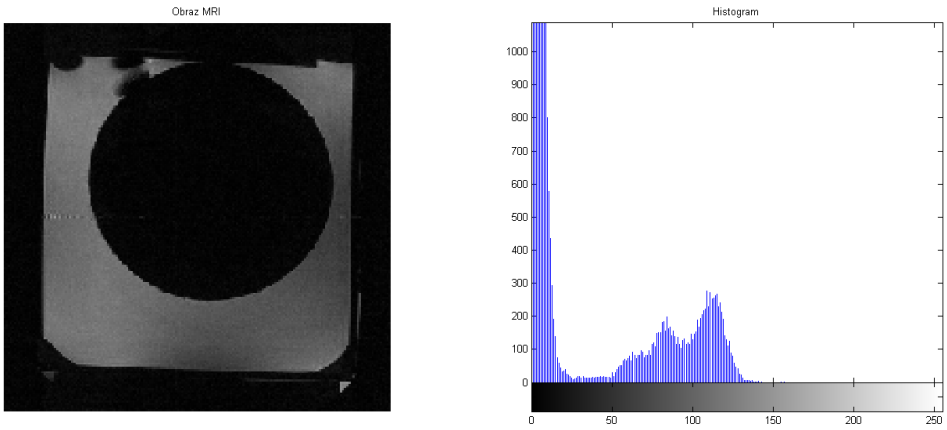


Obr. 4.1 Reprezentace šedotónového obrazu [9]

V prostředí Matlab, ve kterém budeme zejména pracovat, je šedotónový obraz reprezentován zejména typem uint8 (rozsah hodnot pixelů je 0 až 255), případně přesnějším uint16 (rozsah hodnot pixelů je 0 až 65535), rozloženým v matici druhého řádu. Každý pixel má tedy 1 B (uint16 má logicky 2 B), přičemž se jedná jen o šedotónový obraz. Pixely barevných obrázků kódovaných pomocí jasu RGB složek mají minimálně 3 B. Je tedy zřejmé, že v dnešní době megapixelových obrazů, mají obrazy v nekomprimované podobě velikosti v řádech MB, což zapříčiňuje to, že zpracování obrazu je samo o sobě velmi náročné na výpočetní výkon. Z tohoto důvodu, se pro některé operace využívá předzpracování obrazů ještě před uložením na paměťové médium například Fourierovou transformací, na kterou se vyrábí předem určené procesory. [10]

4.3 Globální informace o počítačovém obraze

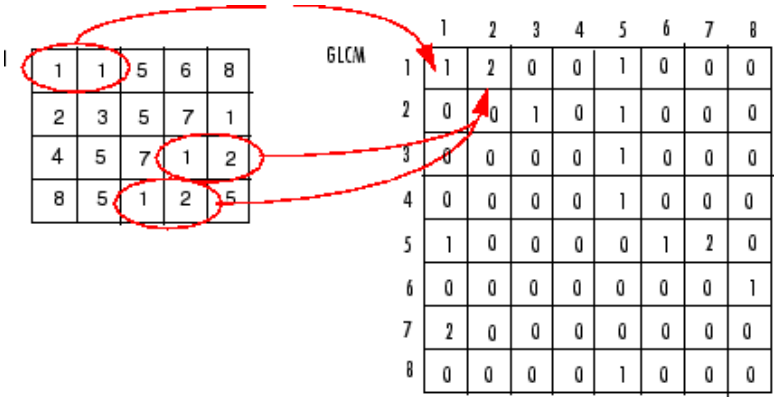
Jak je již výše zmíněno, zpracování velkých množství dat je velmi náročné na početní výkon. Abychom mohli zjednodušit algoritmy, se kterými provádíme analýzu obrazu, využíváme globálních dat o obrazu. K takovémuto účelu nám může například sloužit histogram, který nám vyjadřuje četnost pixelů jednotlivých intenzit viz následující obrázek.



Obr. 4.2 Histogram MR obrazu

Je patrné, že tento obrázek nevyužívá celou škálu typu uint8, tudíž můžeme například zvýšit jeho kontrast roztáhnutím histogramu. Použití histogramu je velmi časté a dále se s ním setkáme v následujících kapitolách, které se zabývají potlačením šumu.

Jako další globální informace nám může sloužit matice plošných šedotónových závislostí. Tato matice udává na svých souřadnicích (x, y) odhad hustoty pravděpodobností, že bod (i_1, j_1) má jas x a bod (i_2, j_2) má jas y. Tuto metodu nebudeme využívat, avšak v praxi má její rozložení velmi zajímavé vlastnosti. Pro ilustraci uvádím příklad na následujícím obrázku, který vysvětluje přiřazování do této matice.



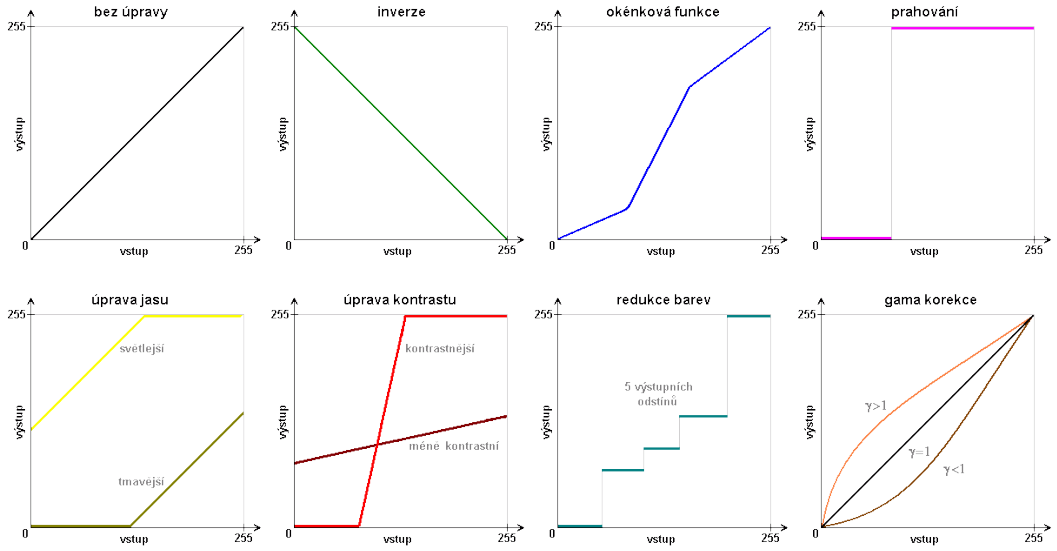
Obr. 4.3 Matice plošných šedotónových závislostí

Je vidět, že posloupnost jasu 1 1 je v obraze jen jednou a tak je na souřadnicích (1,1) vyjádřena četnost 1. Dále je vidět, že posloupnost 1 2 je v obraze dvakrát tudíž je v matici její četnost 2. Je zřejmé, že tato matice, stejně jako histogram nepojednávají o poloze jednotlivých intenzit jasů a tak není možné z nich obraz zrekonstruovat. [11]

4.4 Bodové jasové transformace

Budeme-li se zabývat bodovými jasovými transformacemi, budeme je dělit do dvou základních skupin. První skupinou jsou jasové korelace, při nichž závisí hodnota jasu daného bodu na hodnotě jasu téhož bodu vstupního obrazu. Jasových korelací se využívá zejména v případě, že se jedná o obraz zatížený konstantní chybou při snímání, kterou je možné touto korelací kompenzovat.

Druhou skupinou jsou modifikace jasové stupnice, kde je jen určitá hodnota jasu ze vstupního obrazu transformována na jinou výstupní hodnotu bez ohledu na pozici v obraze. Transformace jasové stupnice se poměrně snadno realizují. V obrazových periféríích je vytvořena tzv. vyhledávací tabulka, kde každé jasové úrovni je přiřazena úroveň nová, podle dané transformace. Prochází se pak celý obraz a mění se jednotlivé hodnoty pixelů podle této tabulky. Tato metoda se dá používat i hardwarově v reálném čase. Na následujících grafech můžeme vidět různé druhy transformací jasové stupnice.



Obr. 4.4 Převodní charakteristiky transformace jasové stupnice [9]

Z praktického hlediska se tato metoda často používá pro zajištění snazší interpretace vizualizovaného obrazu, například pro zvýšení kontrastu obrazu z magneticko-rezonanční tomografie, či rentgenových snímků.

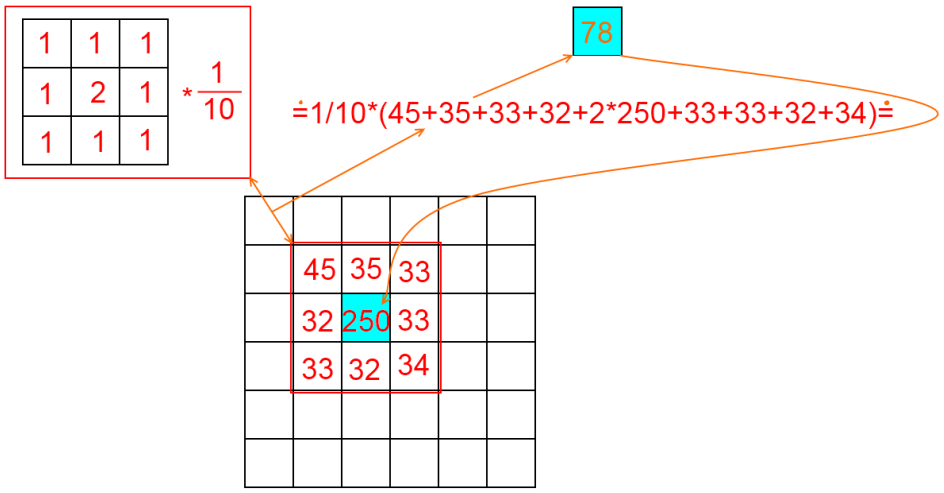
Transformační vztah nejčastěji hledáme za pomocí vyrovnání (ekvalizace) histogramu. Tato operace zvyšuje kontrast pro hodnoty maxim histogramu a snižuje ho pro minima histogramu. Při použití této metody se setkáváme s tzv. kumulativním histogramem, který je integrálem (sumací) funkce histogramu. Často se též používá logaritmická transformace, která více odpovídá citlivosti lidského oka. [11] [10]

4.5 Metody potlačení šumu

Metody odstraňování šumu jsou podskupinou operací, které nazýváme předzpracování obrazu. Předzpracování obrazu je společný název pro operace s obrazem na nízké úrovni abstrakce. Cílem těchto operací je odstranění šumu, který vznikl při zpracování vizuálních dat, případně zvýraznění důležitých částí objektu. Všechny tyto metody společně využívají toho, že se v obraze nalézá nadbytečné množství údajů. Důležité je, že na základě Shannonova teorému nemůžeme najít v obraze žádné nové informace, ale můžeme některé informace potlačit nebo zvýraznit. [11]

4.6 Konvoluční masky

Pro operace jako je potlačení šumu, ostření obrazu a gradientní operace se velmi často využívá metod založených na diskrétní konvoluci s jádrem **h**. Fyzikálně se jedná o kombinaci dvou signálů, přičemž v našem případě se bude jednat o kombinaci obrazu a konvoluční masky. Mějme tedy hodnotu O(x, y) v obraze a masku **h** o velikosti n×m. Toto okolí se vynásobí s hodnotami kolem bodu O (včetně této hodnoty) a sečtou se. tato hodnota je pak vložena na pozici bodu O(x,y). Tato situace je příkladem znázorněna na následujícím obrázku.



Obr. 4.5 Příklad obrazové konvoluce pro osmi-okolí bodu

Lokální operace s obrazem téměř nevyužívají předběžné znalosti obsahu obrazu. Hlavním důvodem je jejich malý rozměr okolí. Často je též vhodné znát charakter šumu nebo poruch, které potlačujeme a filtr jim přizpůsobit. Jedním z parametrů toho, jaký filtr volíme, je velikost objektů v obraze. Jsou-li objekty velké, zaměříme se spíše na vyhlazování malých nespojitostí, kdežto u malých objektů se spíše zaměříme na filtraci velké nespojitosti jasové funkce. Tyto operace budou pro náš účel vhodné. Operaci konvoluce lze pro dvojrozměrný obraz vyjádřit následujícím vztahem, v němž symbol *g(x,y)* značí výstupní obraz, *f(x,y)* vstupní obraz a *h(x,y)* konvoluční jádro o rozměrech *R*×*S*.

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) = \sum_{i=-S/2}^{S/2} \sum_{j=-R/2}^{R/2} f(x-i, y-j) \cdot h(i,j) \tag{3}$$

Konvoluční filtrace se používá nejen k potlačení šumu, ale i k zvýraznění hran v obraze. Toho se dosahuje vhodným zvolením konvolučních masek. Pro filtraci šumu obyčejným průměrováním se zejména používají následující masky.

$$h_1 = \frac{1}{9}\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad h_2 = \frac{1}{10}\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad h_3 = \frac{1}{16}\begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \tag{4}$$

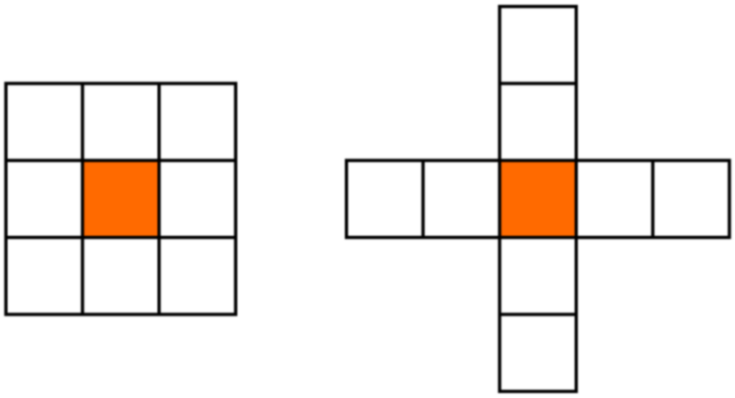
Tyto masky se dají zvětšovat analogicky, je však důležité, aby se součet jejich prvků, násobený konstantou před maticí rovnal jedné. Důvodem je zachování jasové funkce obrazu. Je vidět, že můžeme dávat okolním pixelům různé váhy podle toho, kde se nachází a tak zohlednit i geometrické rozvržení pixelů v obraze. [10] [11]

4.7 Filtrace

V předchozí kapitole jsme rozebrali konvoluční filtry obecně. Nevýhodou běžných filtrů obrazu založených na průměru konvoluční maskou je, že tyto filtry rozmazávají hrany v obraze. Z tohoto důvodu se používají další metody, které mají na hrany menší vliv. Tyto metody si v této kapitole podrobněji popíšeme.

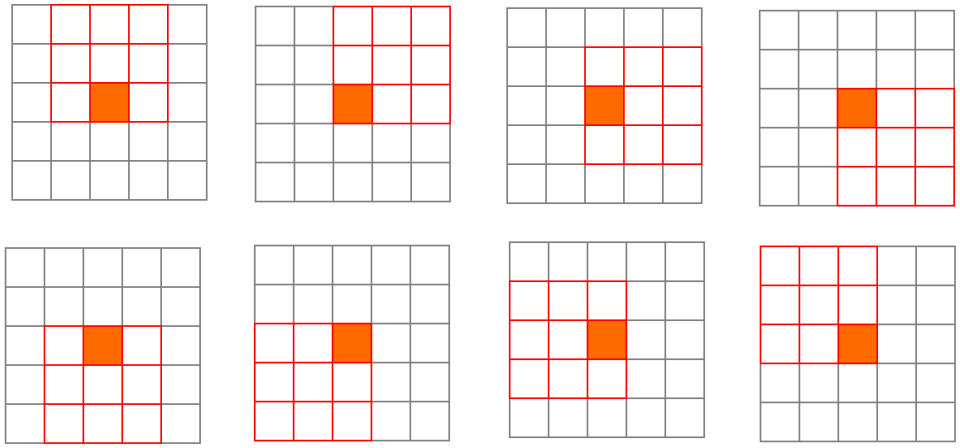
Nejjednodušší je metoda průměrování s omezením změn jasu, která vychází z metody zmíněné v předchozí kapitole, ale brání rozmazávání hran povolením pouze určitého rozmezí diference nové hodnoty jasu vzniklé průměrováním od původního pixelu. Tato metoda se často používá pro opravu velkoplošných chyb bez vlivu na zbytek obrazu nebo pro základní vyhlazení bez poškození hran.

Mnoho metod je také založeno na statistických úvahách. Hojně využívaný filtr je filtr mediánový. Mediánový filtr je speciálním případem takzvané "order statistic" filtrace, která kromě mediánu zahrnuje i maximum, minimum nebo lineární kombinace prvků. Medián prostřední hodnota, z posloupnosti prvků seřazených podle jejich velikosti. V případě počítačového filtrování obrazu se vezme okolí bodu a z něj určíme medián. Tato metoda filtrace redukuje stupeň rozmazání hran a velmi dobře potlačuje šum. Tuto metodu můžeme použít iterativně, tedy i několikrát po sobě. Naopak zásadní nevýhodou, a to i pro náš případ, je to, že filtrace mediánovým filtrem porušuje tenké čáry a ostré rohy v obraze. Z tohoto důvodu můžeme použít i jiná okolí než standardní osmi-okolí bodu a tak tento problém částečně potlačit. Příklad okolí bodu pro mediánový filtr je uveden na následujícím obrázku.



Obr. 4.6 Vlevo: Standardní osmi-okolí bodu, vpravo: alternativní okolí bodu.

Pro náš případ by mohla být nejvhodnější metoda rotujících masek, která kombinuje statistiku i obyčejné průměrování. Tato metoda se snaží najít ve větším okolí bodu takové menší okolí, ke kterému bod s největší pravděpodobností přísluší. Tato část je pak použita pro průměrování, případně pro medián. Tato metoda má mírně ostřící charakter a téměř vůbec nerozmazává hrany. Homogenita (stejnorodost) bodu s okolím se často měří rozptylem jasu. Jako příklad rotující masky si uvedeme masku velikosti 3×3 pixely v okolí 5×5 pixelů. Z masek, které jsou uvedeny na obrázku, se pro průměrování vybere pouze ta, která se svými hodnotami bude nejméně lišit od hodnoty původní. Tento příklad je uveden na následujícím obrázku.

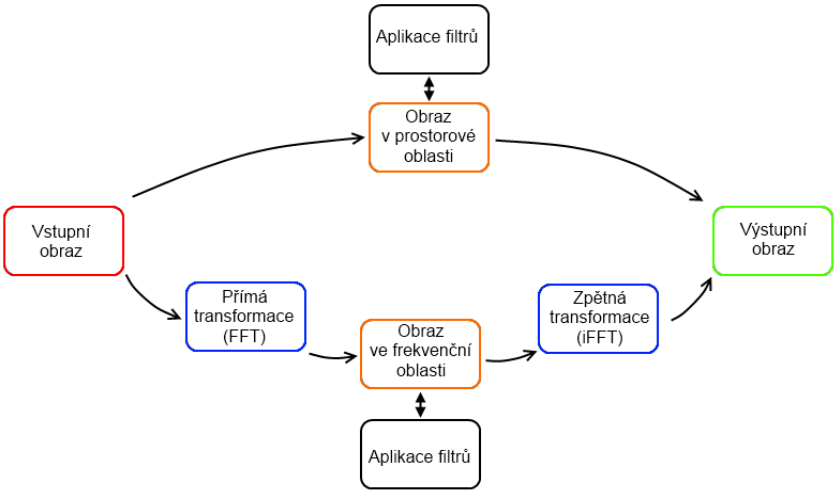


Obr. 4.7 Rotující maska velikosti 3×3 v okolí 5×5

Metodu rotujících masek lze taktéž jako metodu mediánu použít vícenásobně, přičemž tento proces vede velmi rychle do stabilního stavu. Je také dokázáno, že čím menší masky jsou použity, tím menší jsou změny v obraze a proto je nutná iterace opakování zpracování. Další z možností je využití matematické morfologie, avšak ta má lepší využití pro binární obraz a tak bychom museli i obraz segmentovat, či jinak složitě upravovat. [11]

4.8 Filtrace ve frekvenčním spektru

Odlišnou a specifickou metodou filtrace je filtrace ve frekvenčním spektru. Pro analýzu obrazu ve frekvenční oblasti musíme obraz nejdříve transformovat do frekvenčního spektra a po analýze a případných úpravách zase zpět do prostorové oblasti. To můžeme vidět na následujícím obrázku.



Obr. 4.8 Schéma rozdílu práce s obrazem v různých oblastech

Z diagramu je zřejmé, že náš obraz musíme převést do frekvenční oblasti. K tomu se využívá diskrétní Fourierova transformace, která převádí obraz do frekvenční oblasti. Jelikož jsou algoritmy pro diskrétní Fourierovu transformaci značně pomalé, používá se zrychlený algoritmus nazývaný rychlá Fourierova transformace (FFT). V našem případě budeme používat 2D FFT. Pro rekonstrukci obrazu použijeme pouze inverzní transformaci. Příklad toho jak vypadá transformace do frekvenčního spektra a zpět vidíme na následujícím obrázku. Zajímavostí je, že obraz z MRI je již vlastně obrazem ve frekvenčním spektru, jelikož výstupem časové roviny není obraz interpretován jako nám známý objekt.

Obr. 4.9 Zobrazení jednotlivých spekter obrazu

Jelikož nemůžeme zobrazit komplexní čísla v jednom obrázku, zobrazujeme frekvenční spektrum jako absolutní hodnotu tohoto čísla, tedy jeho velikost a dále pak můžeme zobrazit jeho fázi. Pro vhodné zobrazení, se také používá funkce fftshift z prostředí Matlab, která posouvá kvadranty ve frekvenčním spektru (není použito na obr. 6.5). Ve frekvenční oblasti jsou reprezentovány jednotlivé koeficienty odpovídající různým frekvenčním složkám, stejně jako tomu je i u jednorozměrných signálů.

Analýzou těchto složek a jejich změnou můžeme snadno obraz vyhlazovat či hledat v něm hrany.

Ve frekvenční oblasti jsou detaily obrazu jako šum a hrany reprezentovány vysokými frekvencemi, tudíž filtrem typu dolní propust můžeme odstranit tyto vysoké frekvence a zbavit se tak šumu. Problémem však je, že spolu se šumem mizí i malé detaily v obraze. V praxi je hojně využíván tzv. Butterworthův filtr, který je typu dolní propust a umožňuje nám vyhlazovat obraz. Vysoké frekvence odstraňujeme směrem od krajů matice ve frekvenčním spektru, ale nesmíme vymazat stejnosměrnou složku obrazu, která leží na pozici [1;1]. [10]

4.9 Metody interpolace

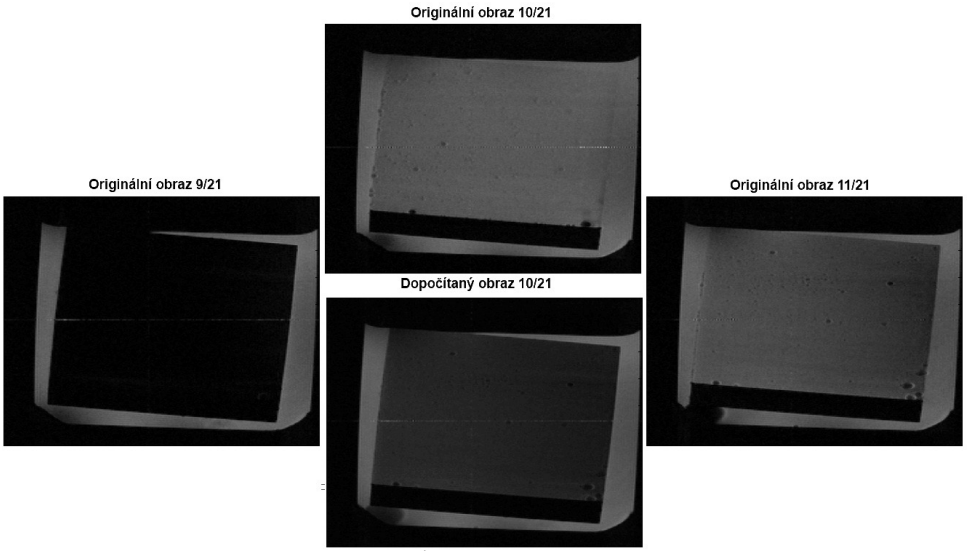
Jak již bylo uvedeno v kapitole 2.5, potlačit šum v obrazech získaných magneticko-rezonanční tomografií je možné již vlastními parametry snímání, přičemž velký vliv na úroveň šumu v obraze má tloušťka řezu. Jednou z možností tedy je, snížit počet řezů a zbylé řezy dopočítat. V následujících kapitolách si uvedeme jednotlivé příklady toho, jak je možné obraz interpolovat.

Asi nejjednodušší metodou interpolace řezů obrazů MR je průměrování intenzit jednotlivých pixelů o stejných souřadnicích ve vedlejších obrazech (řezech). Tímto způsobem nám vznikne z n obrazů $2n$-1 obrazů (n-1 nových). Následující vzorec vyjadřuje získání interpolované hodnoty snímku g_i z vedlejších hodnot.

$$g_i(x,y) = \frac{g_{i-1}(x,y) + g_{i+1}(x,y)}{2} \tag{5}$$

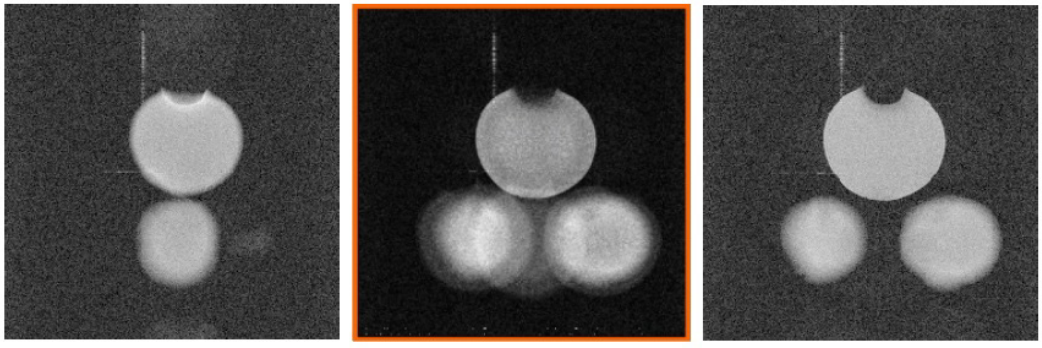
Pokud bychom chtěli zohlednit i ostatní snímky, můžeme jejich pixelům, ze kterých se bude nový obraz počítat, přiřadit váhy podle toho, kterému snímku mají být bližší. Porovnání snímku vypočítaného pomocí prostého průměrování a reálného snímku můžeme vidět na obrázku 6.1.

Další možností je geometrická interpretace okolí bodu vedlejších snímků. Jedná se o upravení předchozí metody tak, že vezmeme osmi-okolí bodů v sousedních snímcích, mezi kterými budeme chtít vypočítat bod pro interpolovaný snímek a přiřadíme jim různé váhy podle toho, kde se nacházejí. Z těchto hodnot pak uděláme průměry a dostane přesnější informaci o hodnotě pixelu, který chceme vypočítat. Výhodou je, že můžeme váhy vypočítat z vlastností snímků. U všech fantomů totiž víme jejich šířky řezu a vzdálenosti jednotlivých pixelů, ze kterých můžeme váhy vypočítat.



Obr. 4.10 Porovnání skutečného a dopočítaného obrazu metodou aritmetického průměru [6]

Poslední metoda interpolace je od předchozích metod velmi odlišná, jelikož se odehrává ve "frekvenčním" spektru obrazů. Mějme x řezů v k-prostoru, tedy v původní časové oblasti, jejichž data jsme dostali magneticko-rezonanční tomograií a jejichž hodnoty jsou nenulová, konečná, komplexní čísla. Vezměme si vektor těchto čísel jdoucí skrz všemi řezy, a proveďme jejich transformaci do frekvenčního spektra (FFT). Zde se na okraj spektra přidají nuly, čímž se rozšíří spektrum signálu. Pro *n* nových snímků, by mělo být vhodné použít *n*/2 nul z obou stran spektra, jelikož FFT a IFFT vrací stejný počet hodnot. Toto provedeme pro všechny souřadnice řezů a z nově vzniklé trojrozměrné matice hodnot uděláme nad jednotlivými řezy Fourierovu transformaci, čímž dostaneme výsledné obrazy ve frekvenční oblasti, tedy obrazy zobrazující skutečnou snímanou scénu. Tato metoda byla podrobně popsána v článku [8] a výsledky jsou vidět na následujícím obrázku. [6]



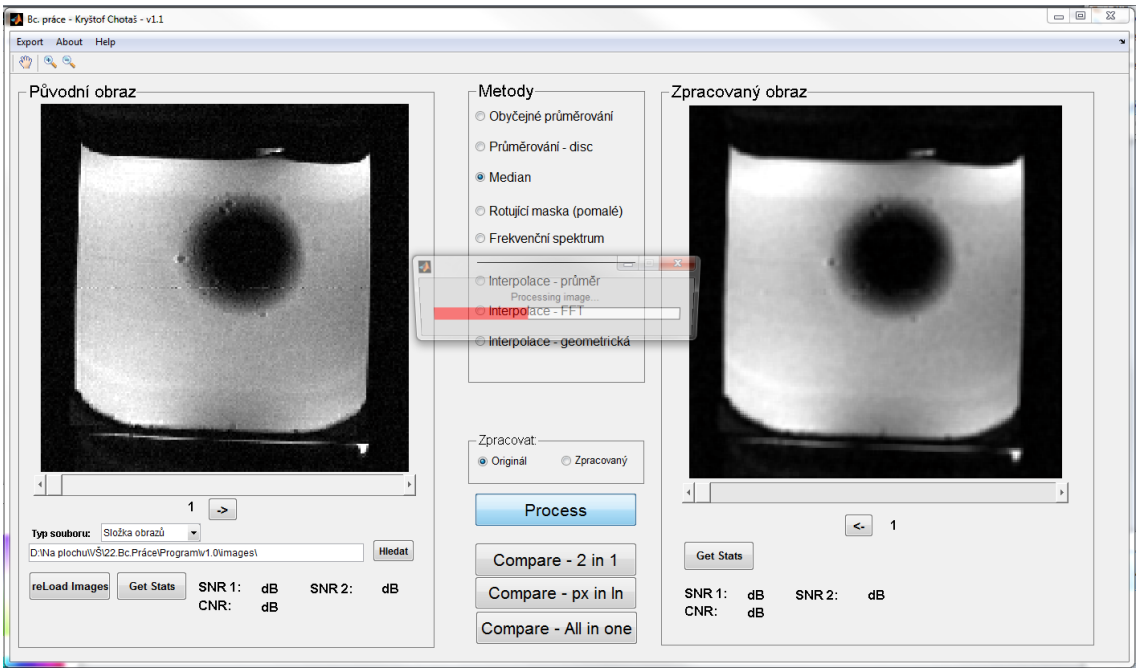
Obr. 4.11 Výsledný interpolovaný řez metodou doplnění nul ve frekvenčním spektru[6]

5 SOFTWARE

V rámci bakalářské práce jsem zhotovil software ve formě uživatelského prostředí, které slouží k získávání a srovnání výsledků. Tento program je určen pro prostředí Matlab 2010a a byl testován také ve verzi 2008b. Toto prostředí bylo zvoleno zejména vzhledem k jednoduché práci s obrazy a kvůli již několika implementovaným skriptům pro zpracování obrazu.

5.1 Uživatelské prostředí

Na následujícím obrázku je vidět náhled uživatelského rozhraní.



Obr. 5.1 Uživatelské prostředí programu

Toto prostředí je rozděleno na několik částí, tak aby se v něm uživatel jednoduše orientoval. Vlevo je část, kde jsou zobrazeny originální obrazy, vpravo jsou obrazy filtrované, případně interpolované. Uprostřed je výběr metod zpracování a metod pro analýzu výsledků. Program jsem původně napsal v anglickém jazyce, později jsem v uživatelském hlavní orientační prvky přepsal pro lepší orientaci do českého jazyka.

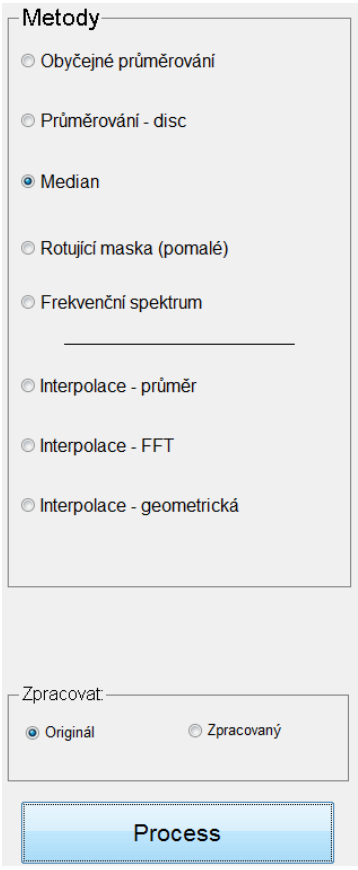
5.1.1 Načítání souborů

Uživatel má možnost zvolit si ze dvou typů souborů, na které je program připraven. Výběr typu souborů je v rozbalovací nabídce Input format, kde je možné si vybrat mezi složkou bitmapových obrázků (.bmp) nebo Matlab soubory (.mat), které jsou

vyexportovány z programu Marevisi. Jako další by šlo například použít i typické DICOM soubory, které jsou pořizovány v běžné lékařské praxi. Jejich import bez správně očíslovaných souborů je poměrně komplikovaný. Obrazy tohoto formátu také zabírají mnoho místa v paměti a jejich zpracovávání tak trvá poměrně dlouhou dobu. Jejich zpracovávání ale probíhá stejnou metodou jako u předchozích dvou typů souborů, takže nebyly do programu pro zjednodušení implementovány. Při zpracování výsledků metody interpolace založené na Fourierově transformaci, je vhodné vkládat pouze lichý počet obrázků, z důvodu přidávání nul do spektra obrazu. Jelikož jsou nuly přidávány symetricky na kraj spektra tak, aby uprostřed zůstala stejnosměrná složka, je nutný sudý počet nul a lichý počet původních obrazů.

5.1.2 Výběr metod zpracování obrazu

V programu je možné zvolit z několika metod zpracování obrazu. Tyto metody se vybírají v prostředním menu, které je zobrazeno na následujícím obrázku.



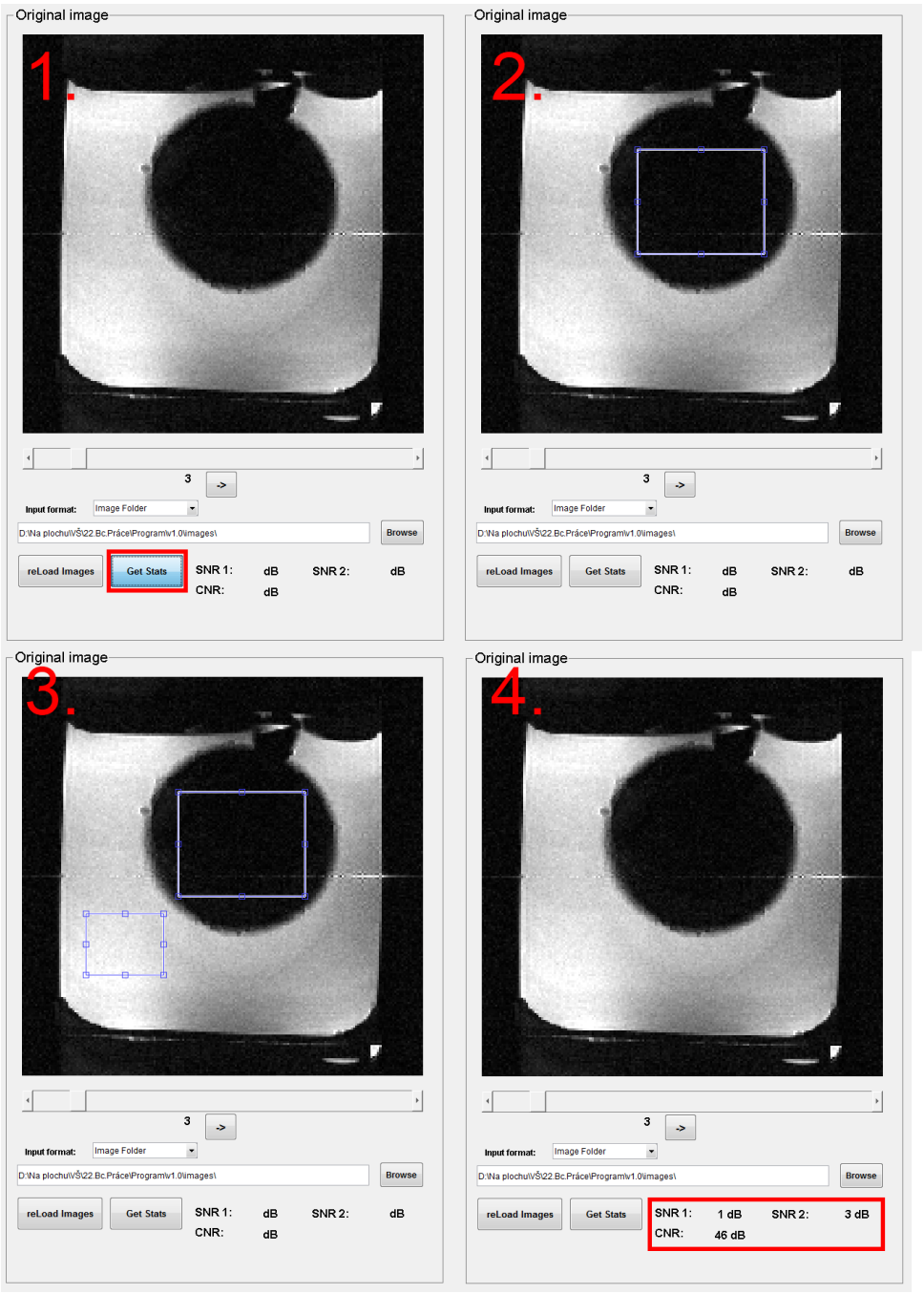
Obr. 5.2 Menu pro výběr metod zpracování obrazu

V první části jsou jednotlivé metody pro potlačení šumu. V části druhé jsou pak metody pro interpolaci řezů objektu. V druhé nabídce si uživatel může vybrat, zda chce zpracovat celý obraz zvolenou metodou znovu, či chce použít metodu vícenásobně. Po

stlačení tlačítka *Process* se zobrazí waitbar (Obr. 5.1), který znázorňuje průběh zpracování obrazu. Po dokončení zpracování se zobrazí v pravé části obraz zpracovaný.

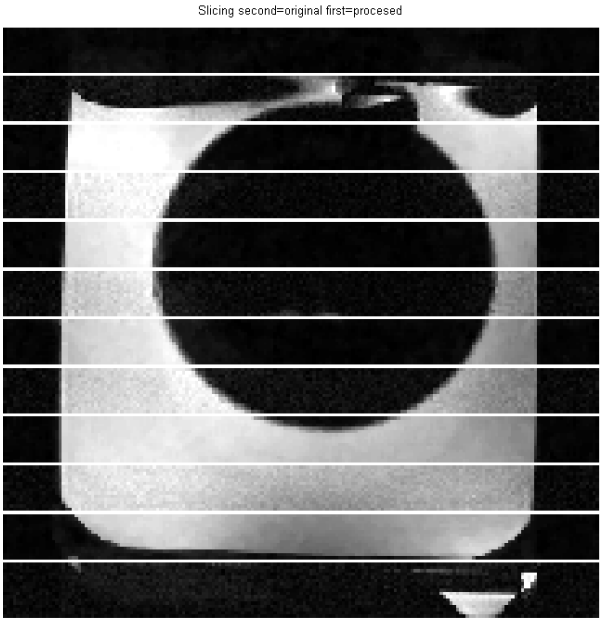
5.1.3 Určení statistických vlastností

Ke zjištění kvalitativních vlastností obrazu slouží tlačítko *Get Stats*, které zobrazí SNR a CNR obrazu v jednotkách dB. Uživatel si jen musí vybrat oblasti, ze kterých se budou parametry počítat (popředí a pozadí obrazu), viz následující obrázek.



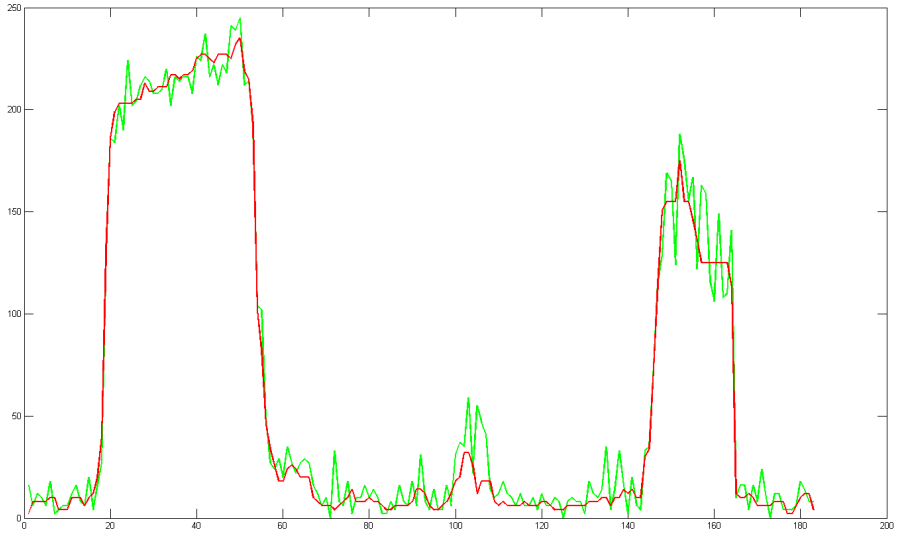
Obr. 5.3 Získání statistik obrazu

Dále je možné porovnat obrazy pomocí tlačítek pod tlačítkem proces. Ta umožňují uživateli vizuálně porovnat oba obrazy. Compare 2 in 1 vezme dva obrazy na stejné pozici (pozice nastavená u originálního obrazu) a z jejich řezů vytvoří výsledný obraz, tak jak je tomu na obrázku Obr. 5.4, kde liché řezy jsou ze zpracovaného obrazu a sudé řezy jsou z obrazu originálního.



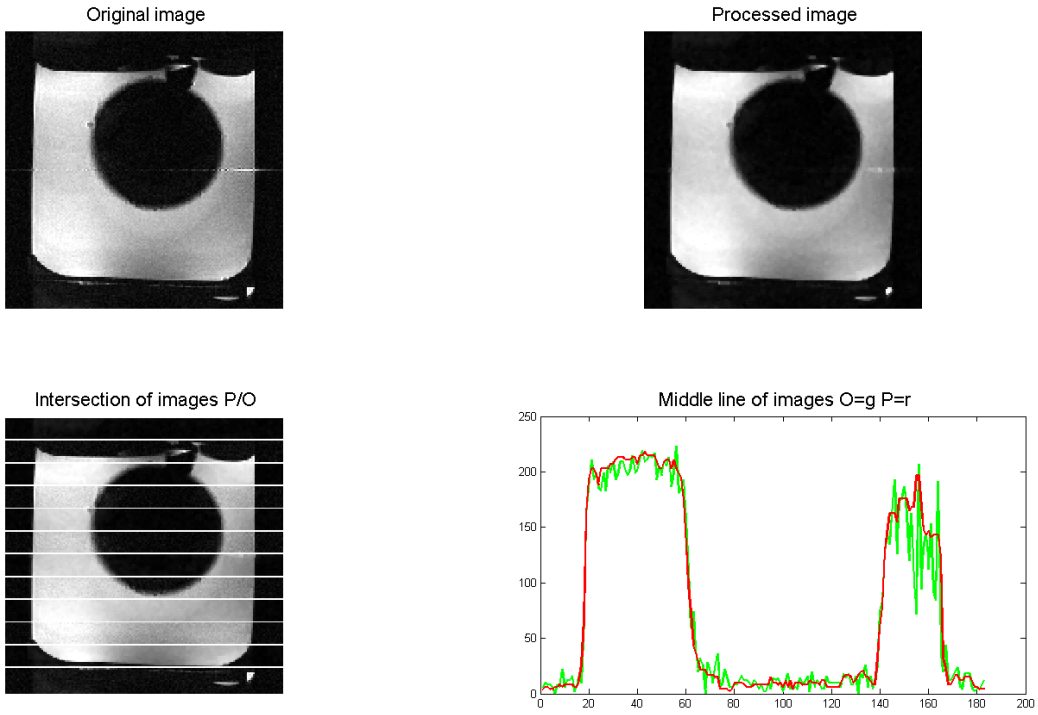
Obr. 5.4 Řezy obrazem

Funkce Compare px in ln porovnává jasy pixelů v prostředním řádku obrazů. Tyto řádky jsou pak vyneseny do grafů, tak jak je to tomu na následujícím obrázku.



Obr. 5.5 Porovnání prostředních řádků obrazů Zelená = Originální obraz, Červená = zpracovaný obraz

Poslední funkce (Compare all in one) zobrazí předchozí dvě porovnání a oba porovnávané obrazy v jednom okně tak aby byl uživateli umožněn jednoduchý export.



Obr. 5.6 Porovnání dvou snímků

5.2 Menu software

V levé horní části jsou kromě informačních prvků (about a help) umístěny utility pro prohlížení obrazu (zvětšení, zmenšení, pohyb s obrazem) a export. Funkce pro export plní stejnou funkci jako prvek Compare all in one, s rozdílem, že exportuje statistiky do obrazového formátu ".emf" o velikosti 900×900 pixelů. Z názvu originálního souboru, případně složky, dále z použité metody, aktuálního řezu a počtu opakování metody je generován i název souboru, tak aby nebylo složité se v exportech vyznat. Při exportu je uživatel vyzván ke zvolení umístění a potvrzení názvu souboru, aby se zamezilo možnému chybnému exportu.

5.3 Algoritmy a jádro software

Jelikož je celý program tvořen v Matlab Graphical User Interface, je nutné uchovávat globální data v handlech, takto si program uchovává matice obrazů.

Co se týče zpracování obrazu, snažil jsem se v software uplatnit co nejvíce funkce prostředí Matlab pro zpracování obrazu, které jsou již optimalizované a tak jsou rychlejší. Takto fungují první tři metody, které se dají jednoduše zrealizovat pomocí

funkcí k vytvoření jádra (fspecial), filtru pro obrazovou konvoluci (imfilter) nebo přímo funkcí pro zpracování mediánovým filtrem (medifilt2).

Funkce pro zpracování obrazu pomocí rotující masky není v prostředí Matlab implementována, a tak jsem ji musel vytvořit sám. Jelikož se zde musí počítat pro každé okolí bodu rozptyl, je tento algoritmus velmi pomalý a tak zpracování 21 obrazů o velikosti 255 na 255 pixelů trvá na běžném PC s dvou-jádrovým procesorem přibližně 8 minut. Pro zrychlení tohoto algoritmu by bylo možné nejprve vypočítat všechny rozptyly v daných okolích a pak k nim pouze přiřazovat aktuálně počítané pixely. Tento algoritmus by mohl zrychlit výpočet až dvojnásobně, avšak jeho implementace je složitá a pro účely této práce je zbytečná.

Co se týče interpolací použil jsem zde mnou vytvořené m-funkce, které byly realizovány při řešení mého projektu v rámci Institutu experimentálních technologií.

Celý software je odzkoušen na verzích Matlab R2008b a R2010a, přičemž by měl být kompatibilní i s ostatními verzemi. Jediný problém, který může nastat, je počáteční nastavení posuvníků, kde jsou všechny hodnoty nastaveny na nulovanou hodnotu, což má za následek varování při spuštění programu. Po načtení obrazů, by toto varování mělo zmizet a posuvník by se měl objevit.

Aby byly všechny obrazy stejného typu, jsou převáděny na typ uint8 (unsigned integer 8 bitů) a pomocí funkce pro optimalizaci rozsahu do celé škály typu (imadjust) jsou optimalizovány na stejný rozsah hodnot. Takto připravené obrazy se pak velmi dobře porovnávají. Je nutno poznamenat, že obrazy typu uint8 se musí při některých výpočtech převést na uint16, jelikož by došlo ke ztrátě dat zapříčiněné přesáhnutím maximální velikosti typu uint8.

6 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

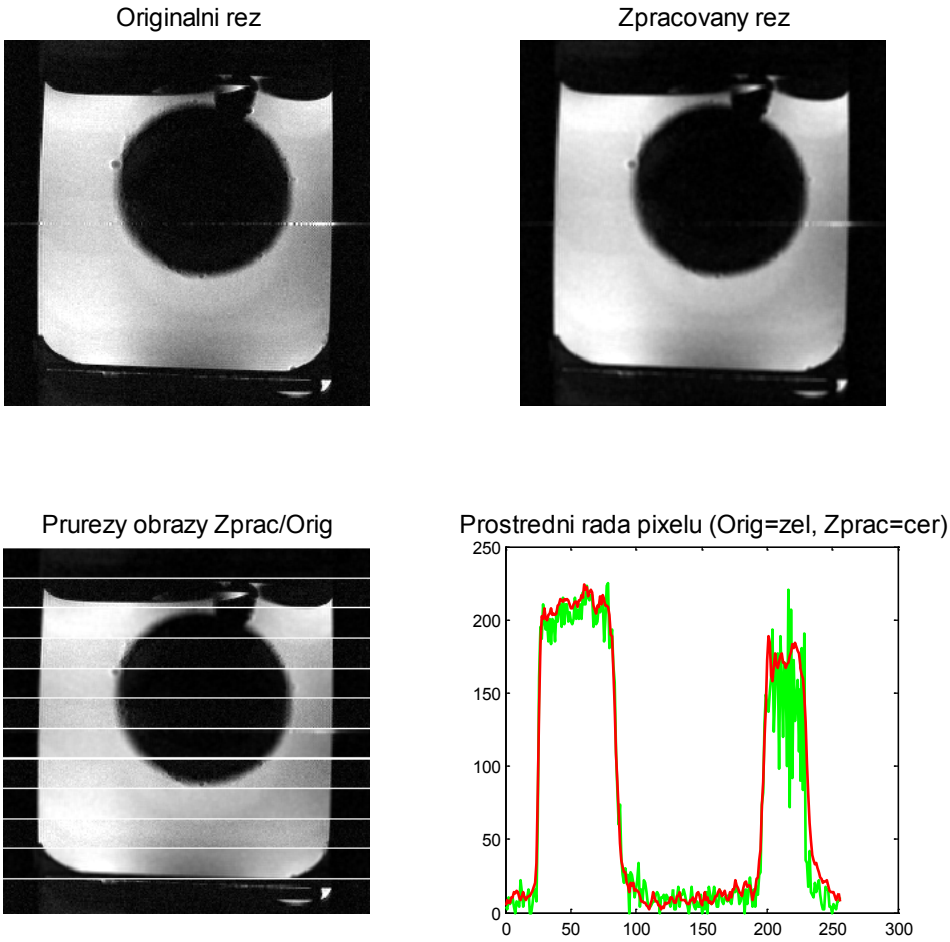
Jednotlivé podkapitoly prezentují výsledky navržených metod potlačení šumu v obrazech pořízených MR.

V testovaných obrazech jsou zobrazeny fantomy vložené do krychle s vodou, které byly nasnímány metodou spinového echa s časem echa 17ms a tloušťkou řezu 2mm. Jedná se o skleněnou kouli, plastovou kostku stavebnice Lego, krychli z plexiskla a plastový šroub, jejichž data jsou uložena v maticích vyexportovaných z programu Marevisi. Pro srovnání s lékařskou praxí byly použity snímky lidských jater uložených ve formě bitmapy. Jednotlivé exporty výsledků jsou u každé metody prováděny ze shodného řezu, je tedy možné jednoduše tyto výsledky porovnat. U snímků jater jsou při porovnávání pomocí řezy ztraceny jednotlivé oddělující čáry. Pro podrobnější zkoumání doporučuji využít přiloženého programu.

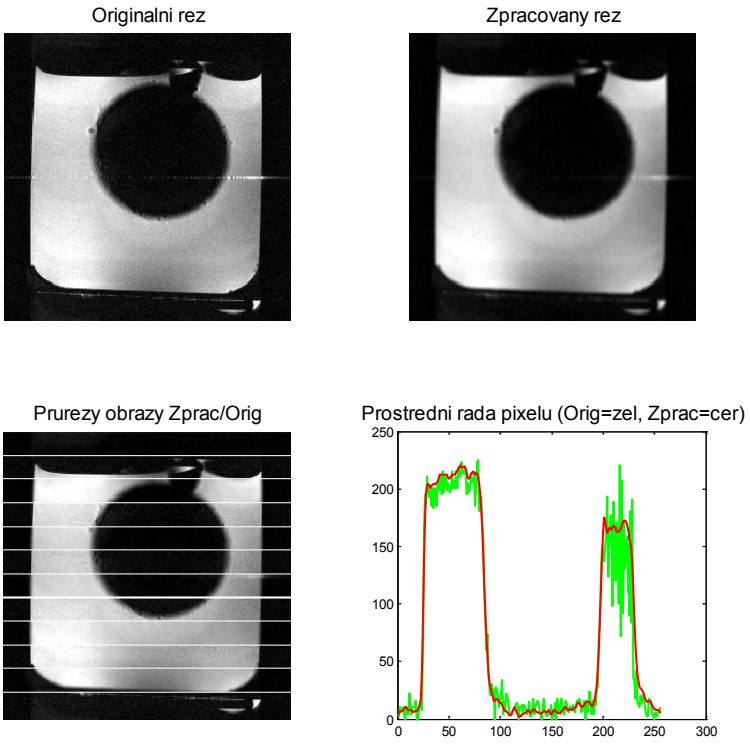
6.1 Potlačení šumu obyčejným průměrováním

Pro metodu obyčejného průměrování jsem ve svém programu využil funkci fspecial('average', [3 3]), která vygeneruje konvoluční masku 3×3 obsahující pouze hodnotu 1/9. Dále sem pro každý řez provedl pomocí tohoto jádra a funkce imfilter() filtraci.

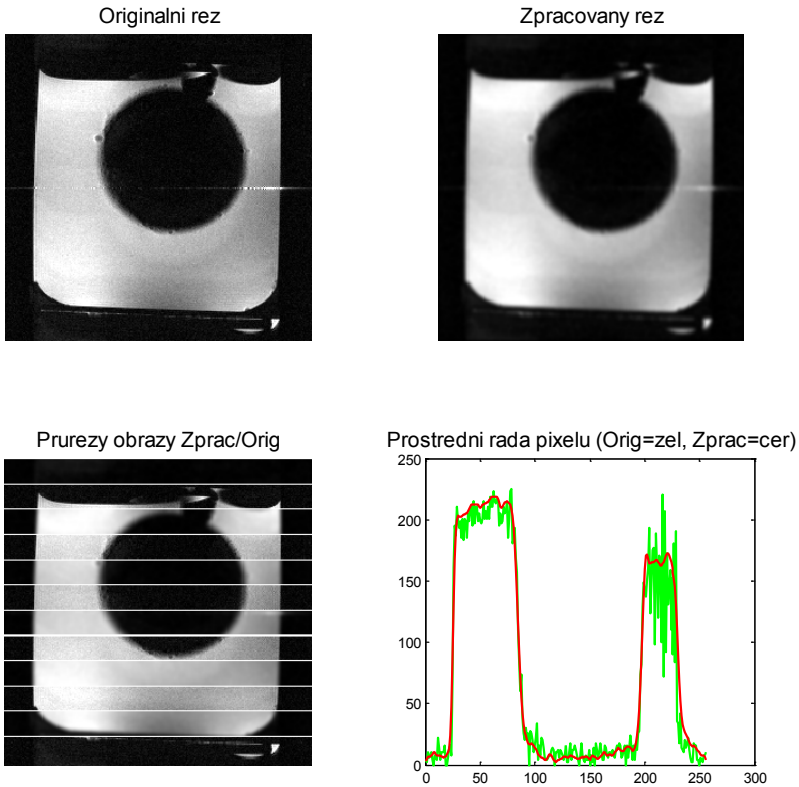
$$h_1 = \frac{1}{9}\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \tag{5}$$



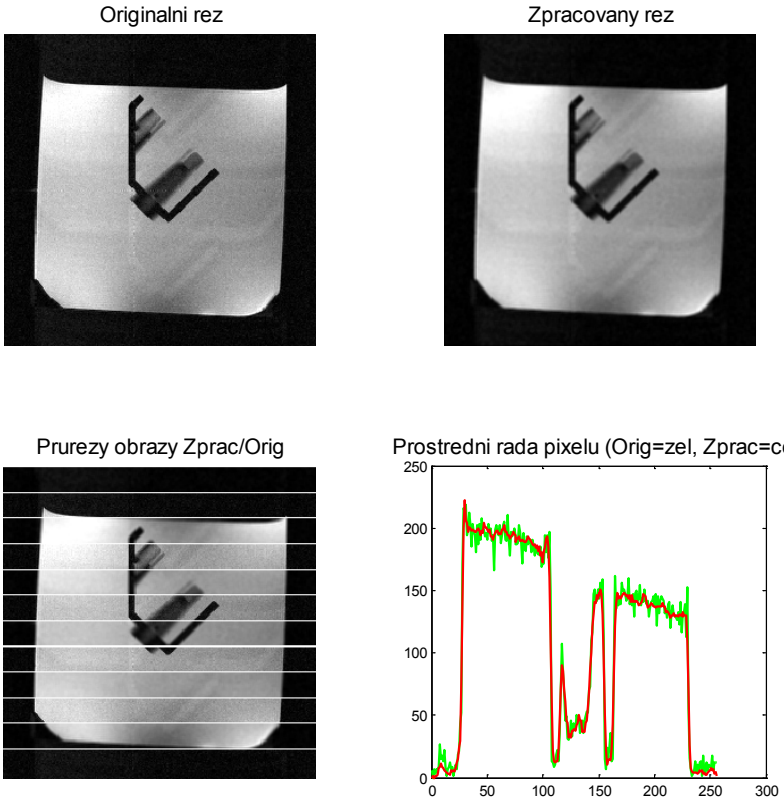
Obr. 6.1 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 0



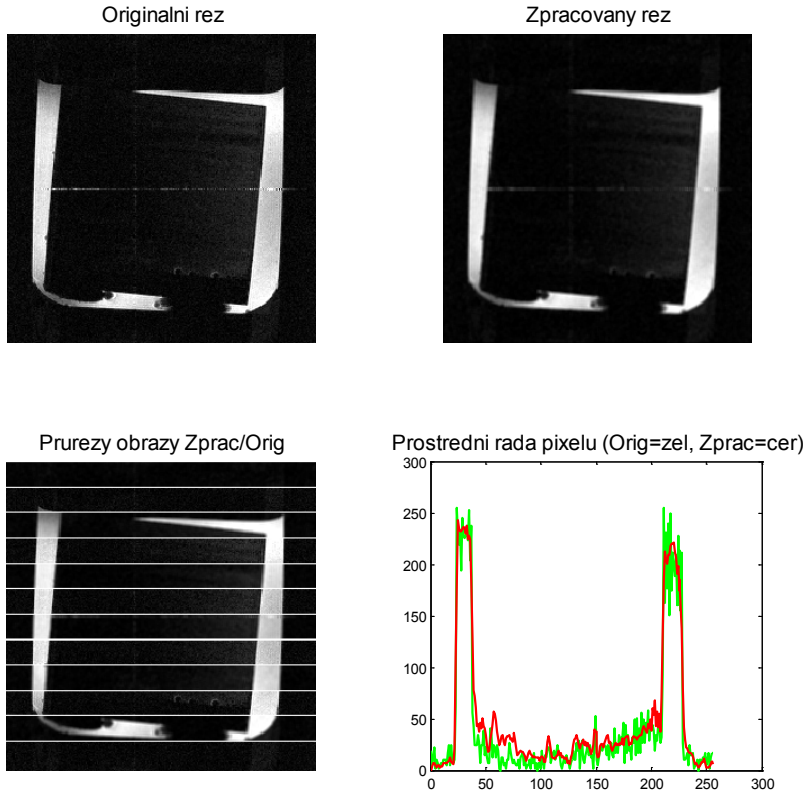
Obr. 6.2 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 1



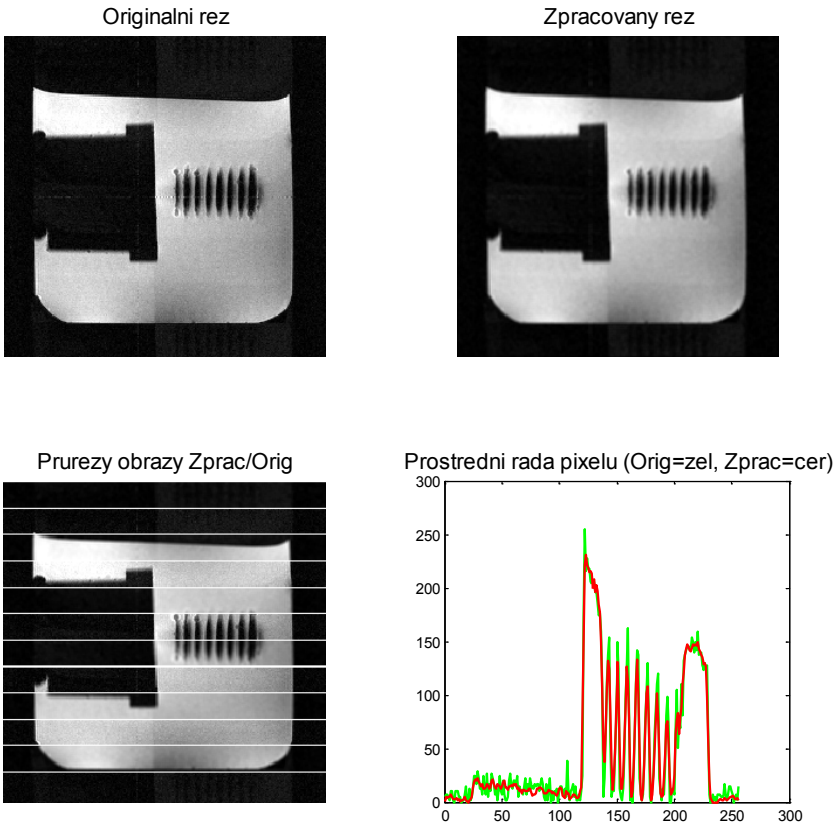
Obr. 6.3 Objekt: koule v krychli s vodou, Metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 2



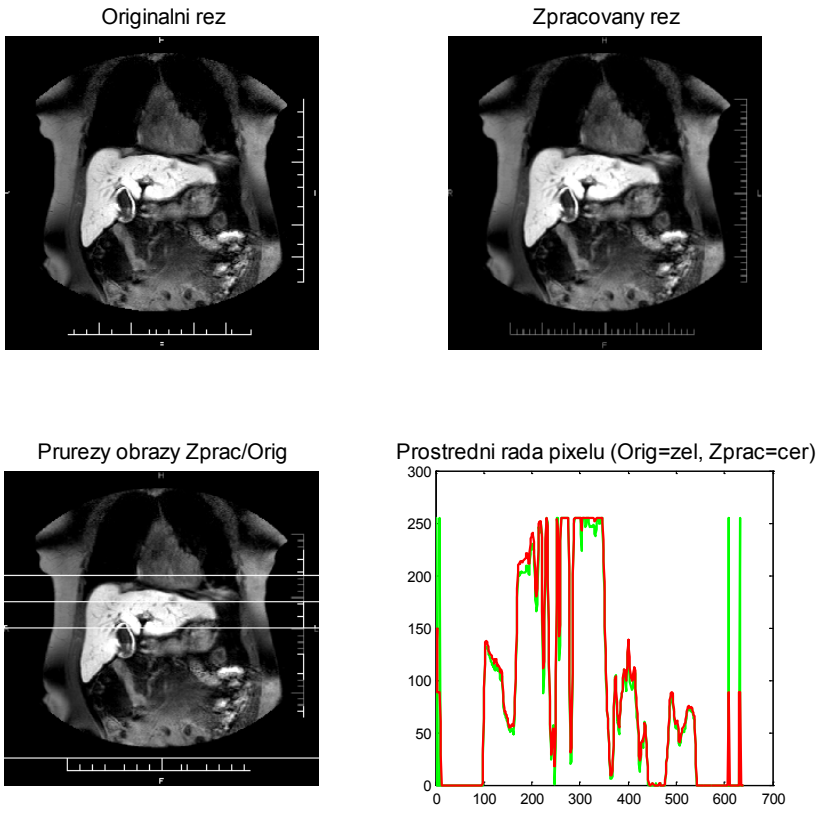
Obr. 6.4 Objekt: lego v krychli s vodou, metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 0



Obr. 6.5 Objekt: krychle z plexiskla, metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 0



Obr. 6.6 Objekt: šroub v krychli s vodou, metoda: obyčejné průměrování, počet opakování: 0

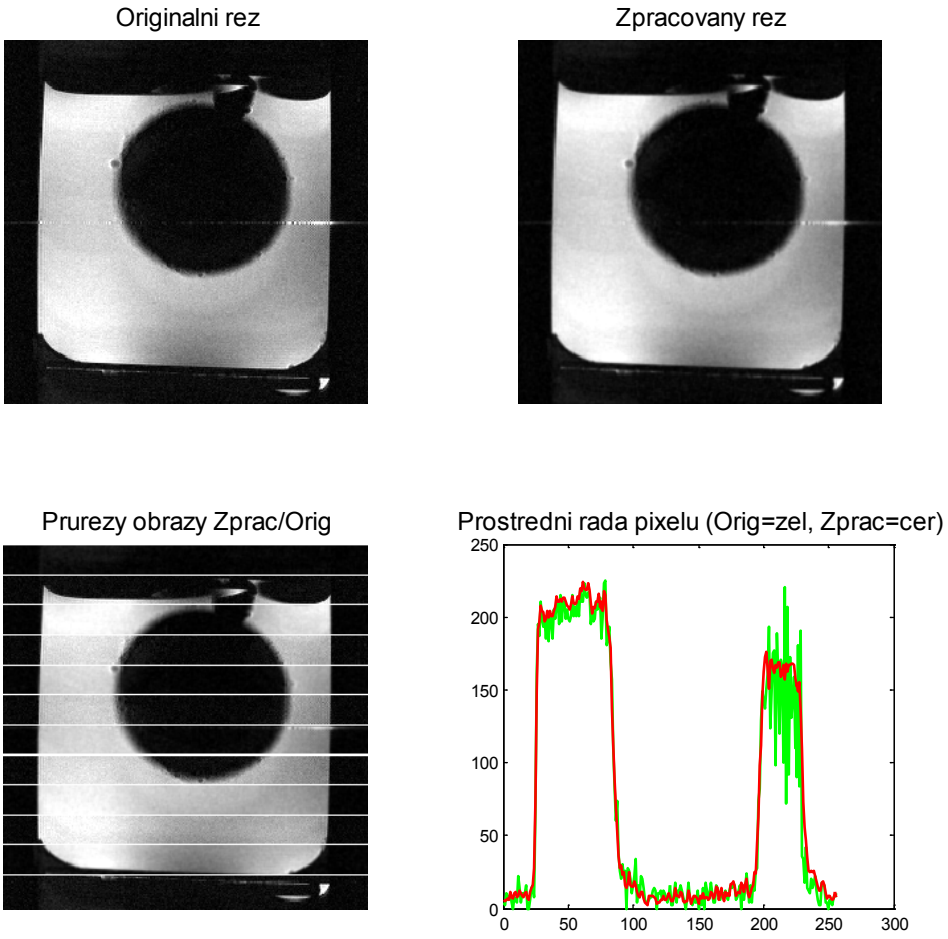


Obr. 6.7 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: obyčej. průměrování, počet opakování: 0

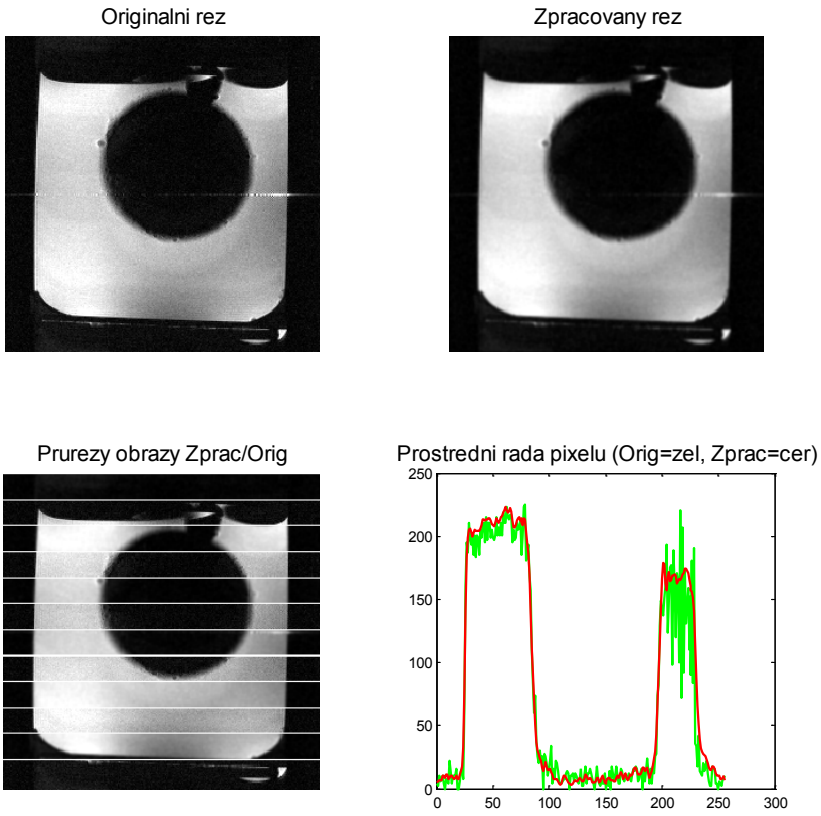
6.2 Potlačení šumu - vážený průměr

Metodu váženého průměru jsem realizoval shodně jako v předchozím případě, s tím rozdílem, že ve funkci fspecial jsem použil parametr 'disk' o poloměru *1*. Takto jsem dostal následující masku.

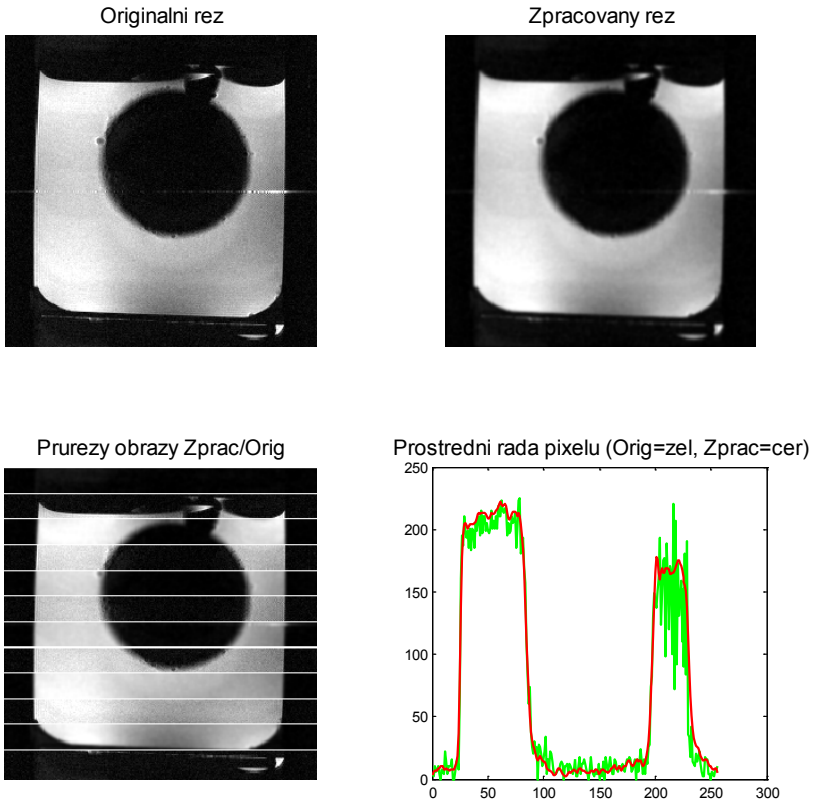
$$h_2 = \begin{bmatrix} 0.0251 & 0.1453 & 0.0251 \\ 0.1453 & 0.3183 & 0.14531 \\ 0.0251 & 0.1453 & 0.0251 \end{bmatrix} \tag{6}$$



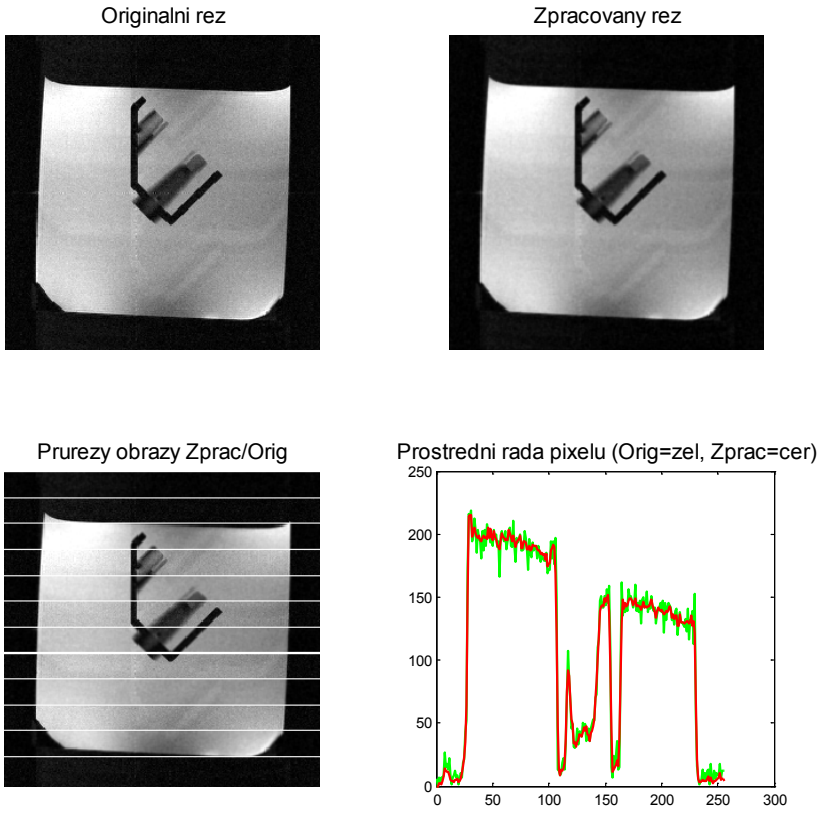
Obr. 6.8 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: vážený průměr, počet opakování: 0



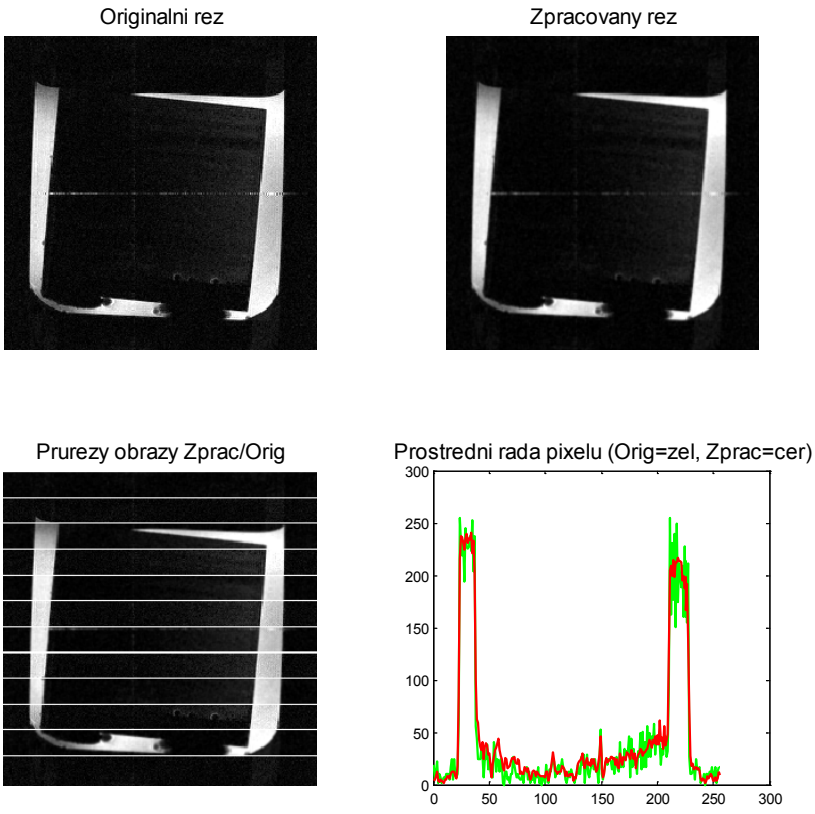
Obr. 6.9 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: vážený průměr, počet opakování: 1



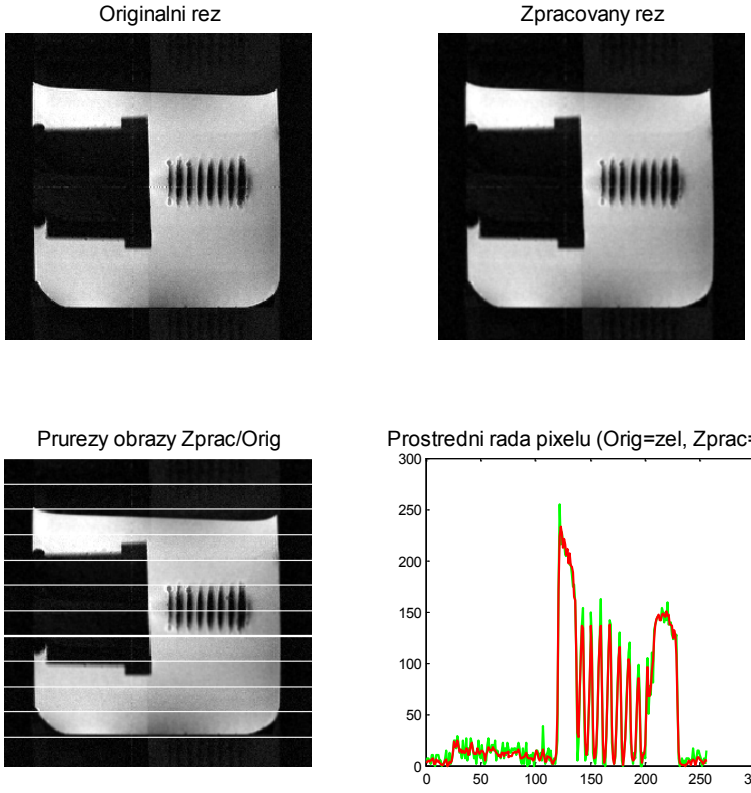
Obr. 6.10 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: vážený průměr, počet opakování: 2



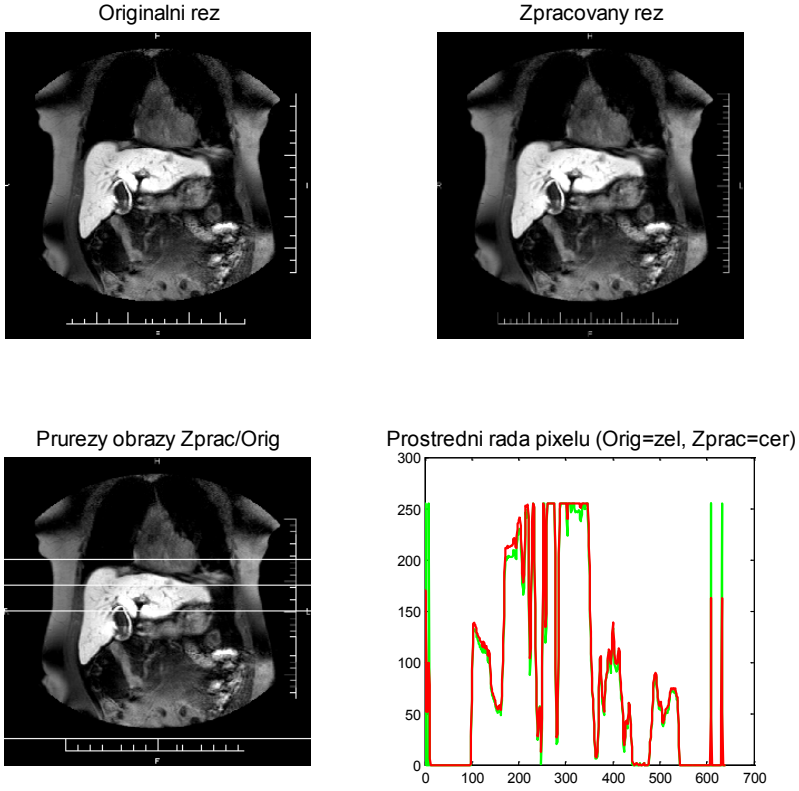
Obr. 6.11 Objekt: lego v krychli s vodou, metoda: vážený průměr, počet opakování: 0



Obr. 6.12 Objekt: krychle z plexiskla, metoda: vážený průměr, počet opakování: 0



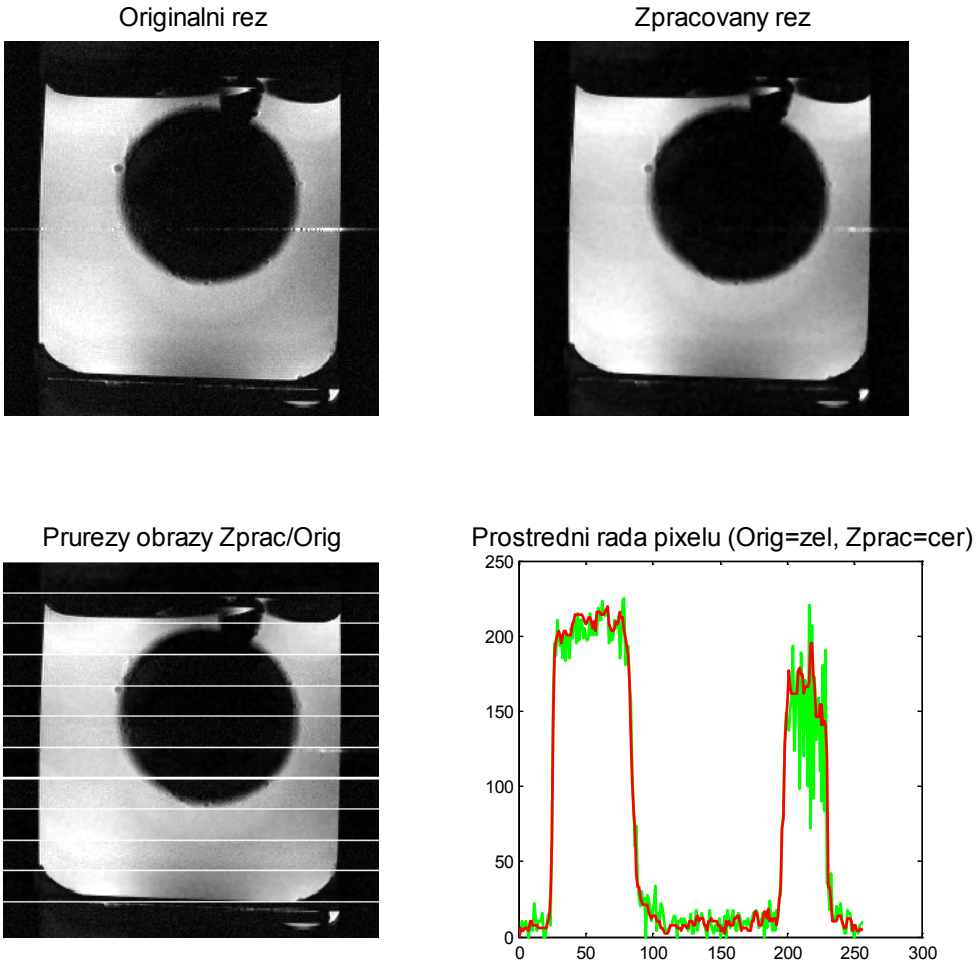
Obr. 6.13 Objekt: šroub v krychli s vodou, metoda: vážený průměr, počet opakování: 0



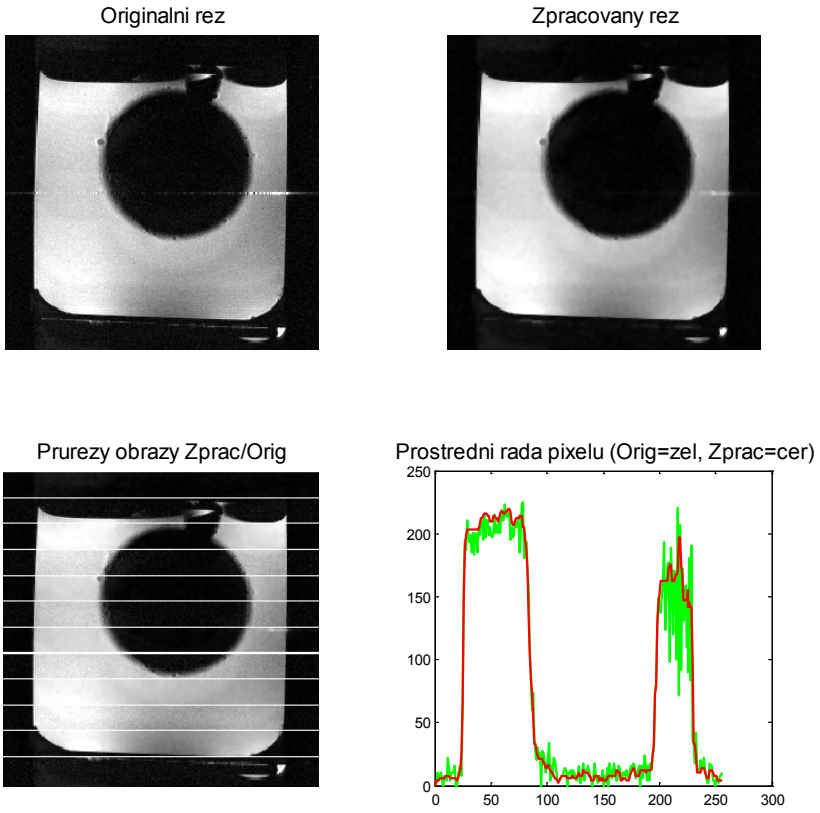
Obr. 6.14 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: vážený průměr, počet opakování: 0

6.3 Potlačení šumu - mediánový filtr

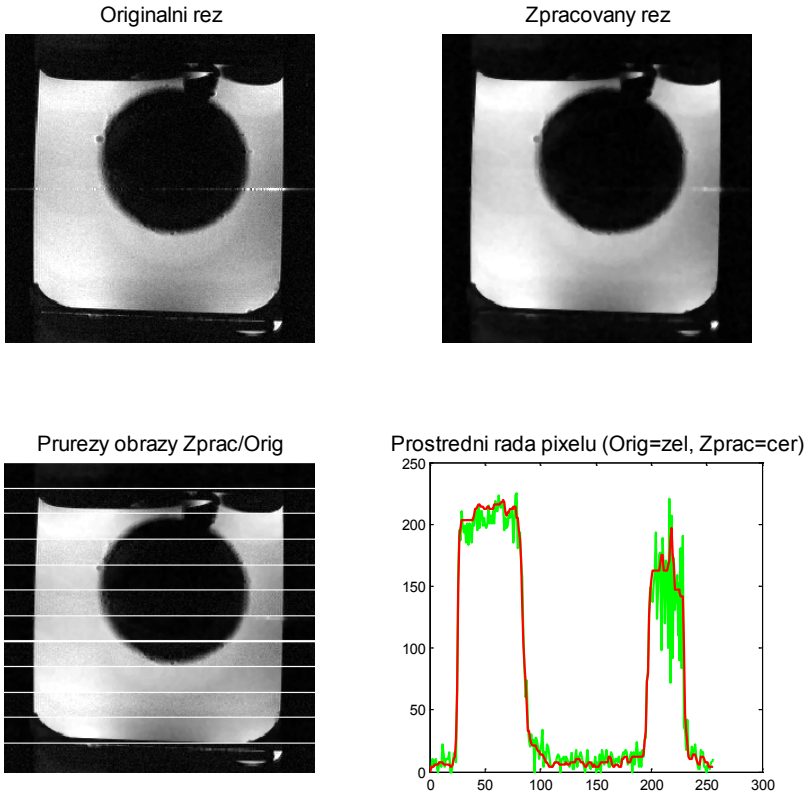
Mediánový filtr jsem realizoval za pomoci funkce medfilt2, kde je kromě vstupního obrazu parametrem i rozměr oblasti, ze které se medián pro jednotlivé pixely počítá. Ten jsem jako u předchozích metod zvolil 3×3 pixely.



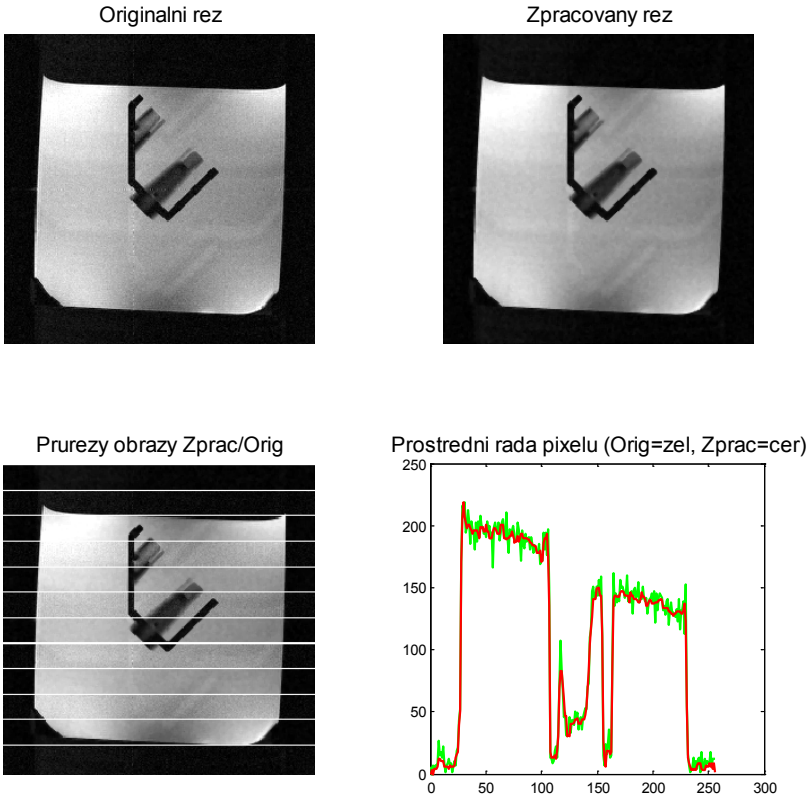
Obr. 6.15 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 0



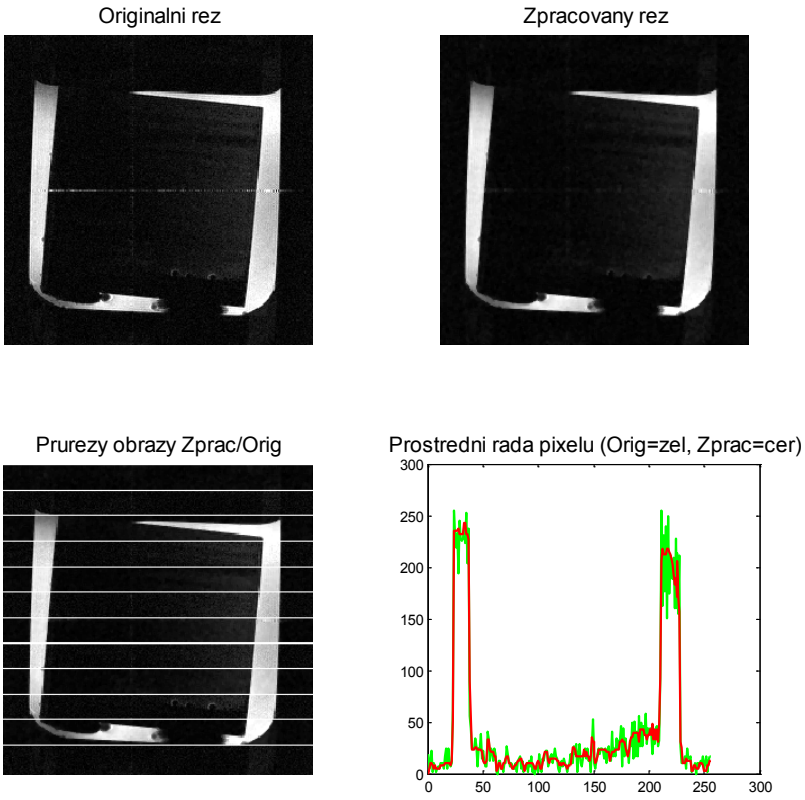
Obr. 6.16 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 1



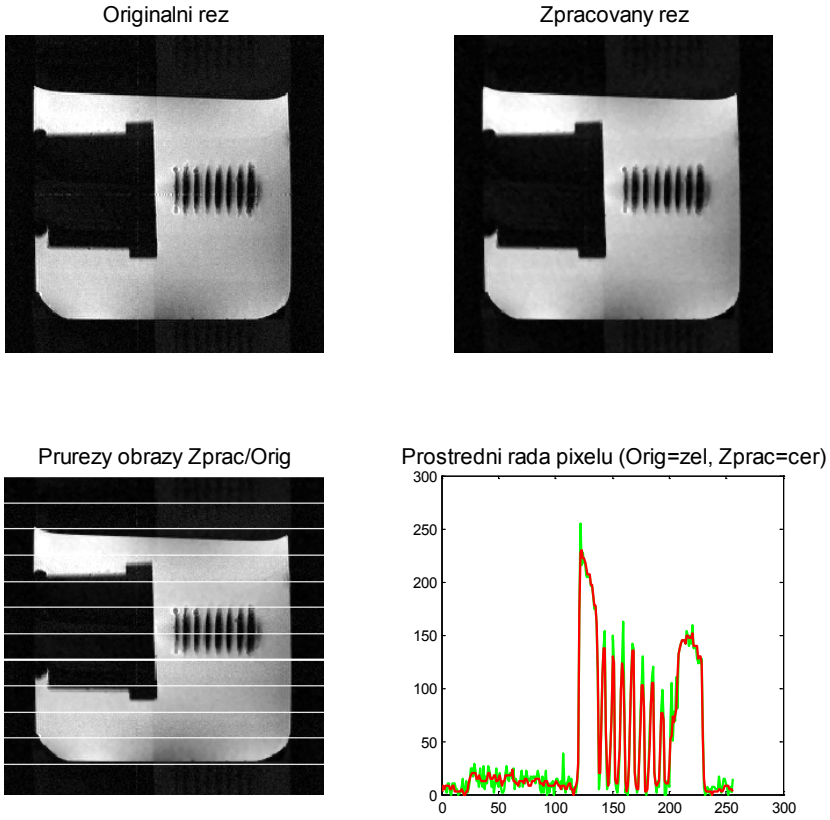
Obr. 6.17 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 2



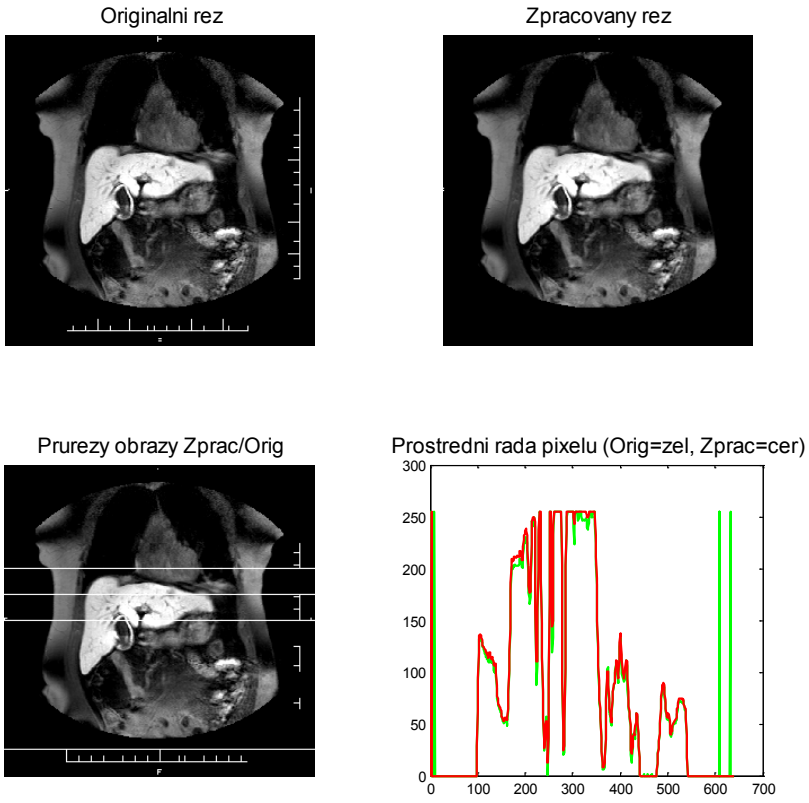
Obr. 6.18 Objekt: lego v krychli s vodou, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 0



Obr. 6.19 Objekt: krychle z plexiskla, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 0



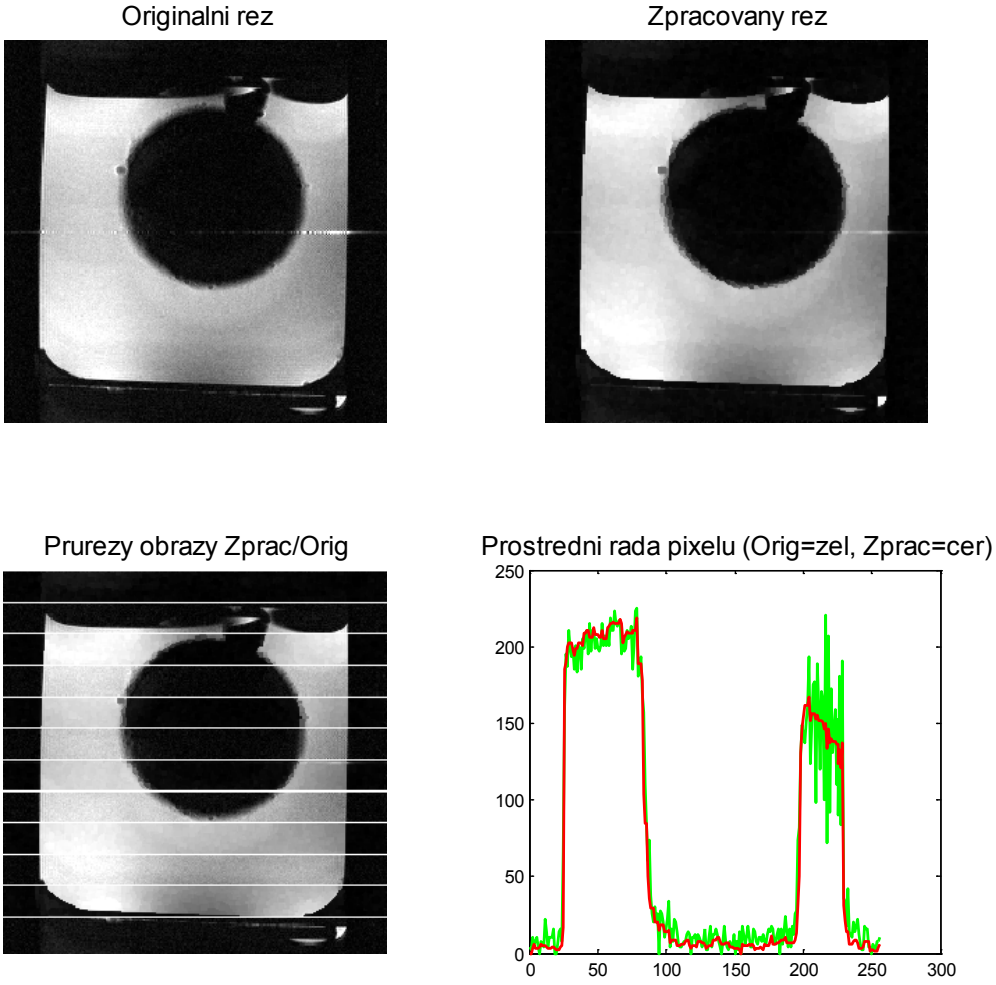
Obr. 6.20 Objekt: šroub v krychli s vodou, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 0



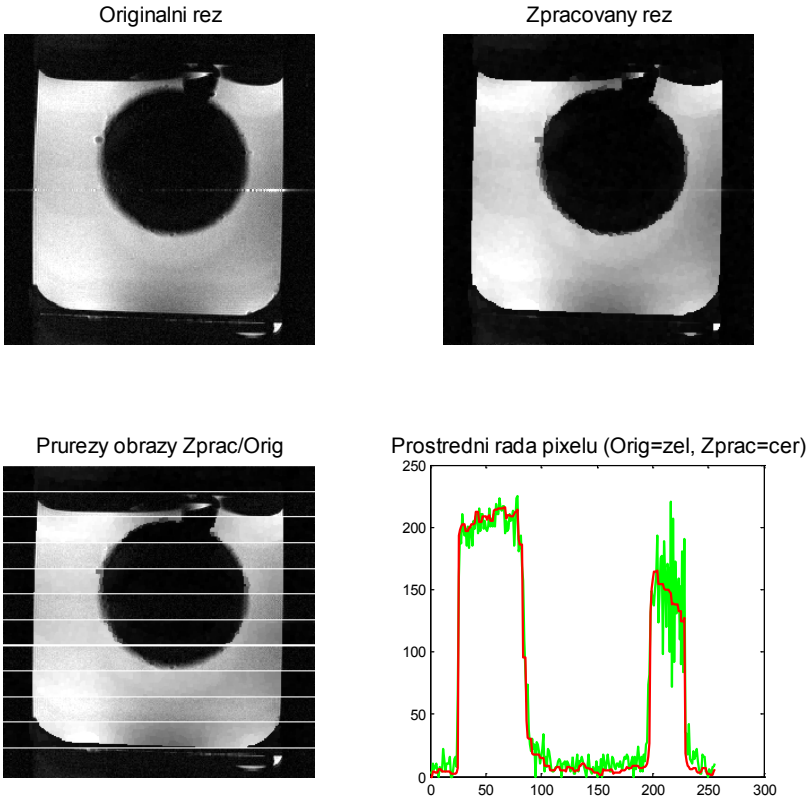
Obr. 6.21 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: mediánový filtr, počet opakování: 0

6.4 Potlačení šumu - metoda rotující masky

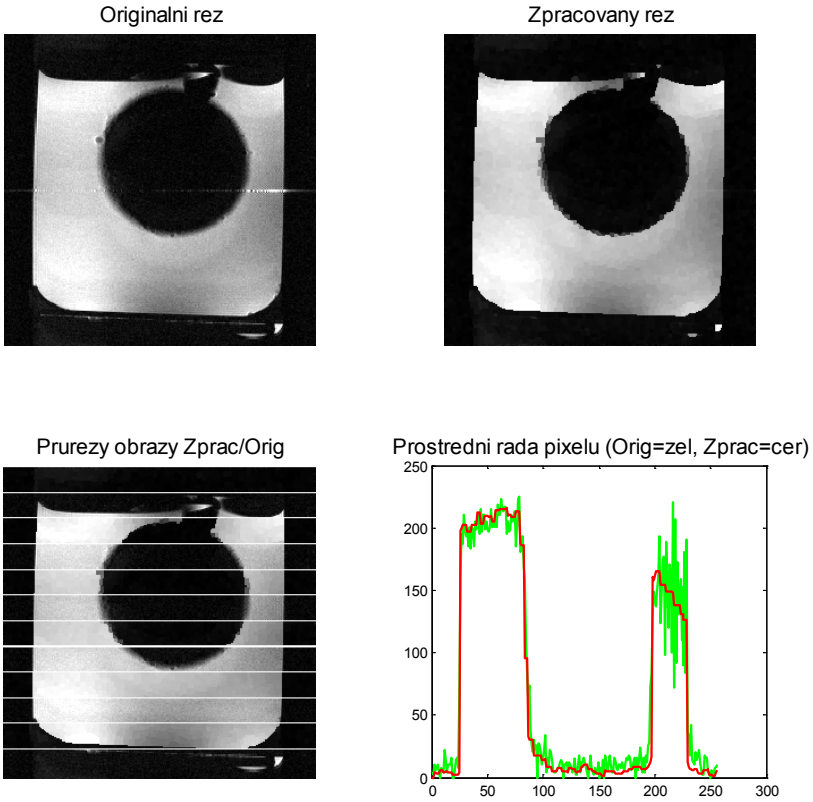
Na metodu rotující masky jsem napsal vlastní Matlab funkci rotKern, která pro každý pixel hledá z okolí 5×5 pixelů vhodné podokolí 3×3 pixely, ze kterého se pak počítá průměr. Toto podokolí se hledá za pomoci výpočtu rozptylu v jednotlivých podokolích, jehož výpočet trvá relativně dlouho (70-80% času výpočtu jednoho obrazu se zabere na výpočet rozptylů - Matlab Profiler) a tak výpočet jedné sekvence řezů, které jsou použity v této práci zabere kolem 20 minut. Vyzkoušel jsem nahradit funkci var (variance) funkcí std (standard deviation), ale výsledek byl jak časově tak výsledkem zhruba stejný.



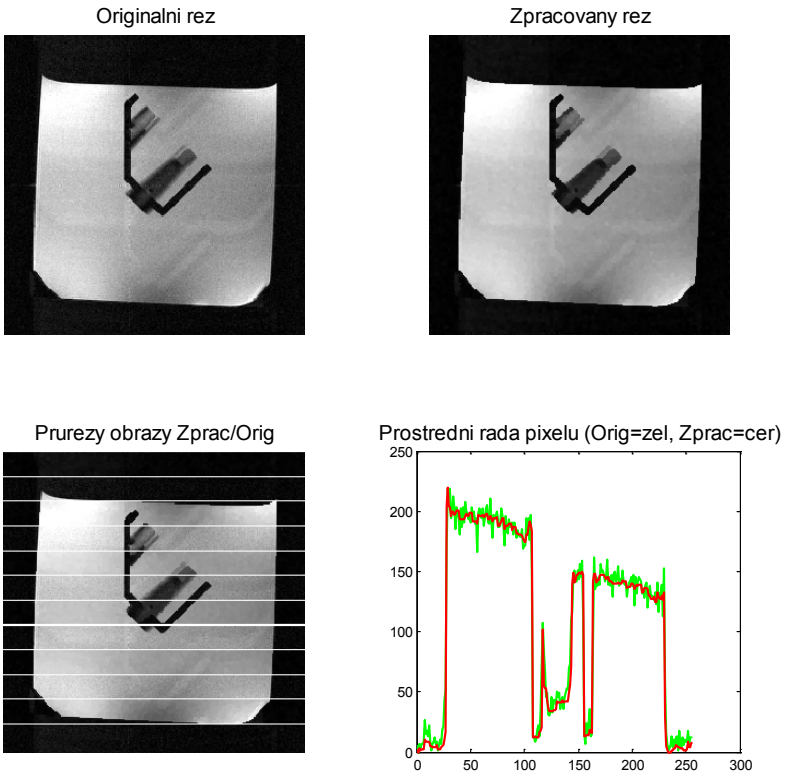
Obr. 6.22 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: rotující maska, počet opakování: 0



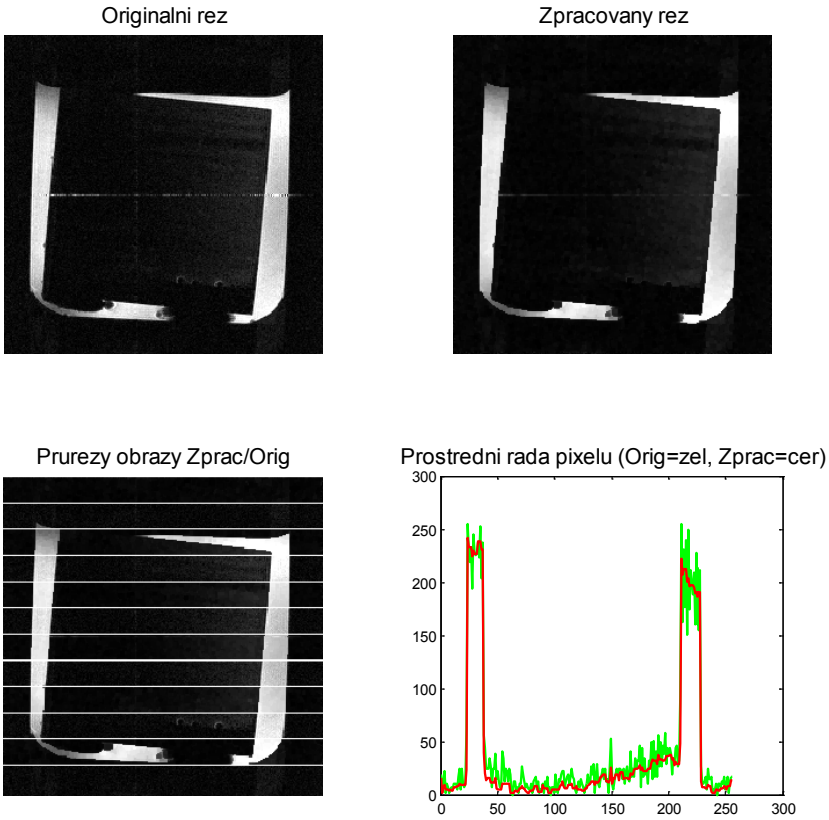
Obr. 6.23 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: rotující maska, počet opakování: 1



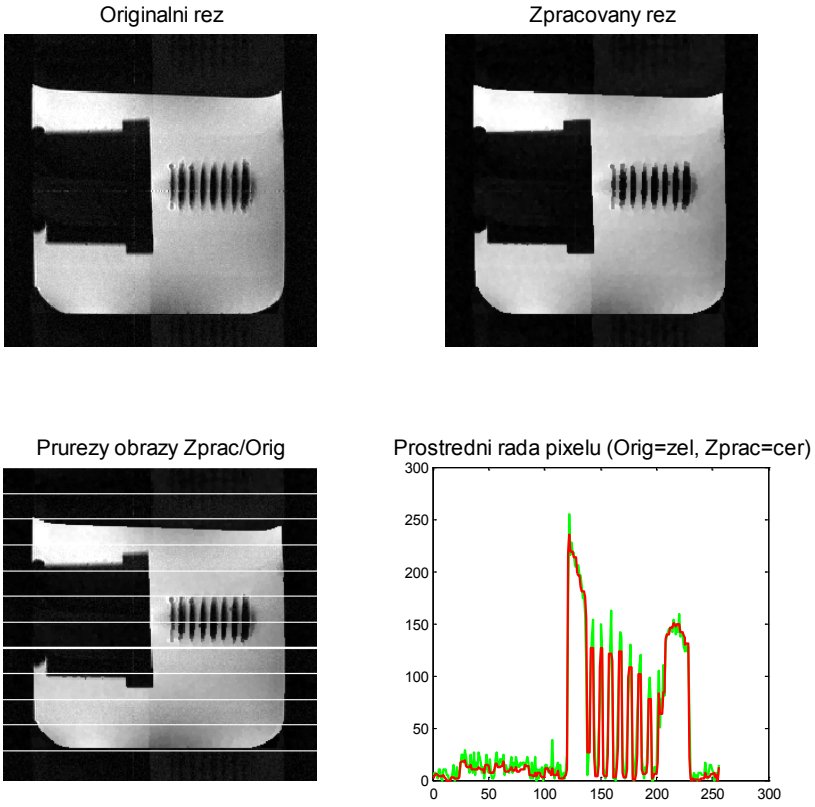
Obr. 6.24 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: rotující maska, počet opakování: 2



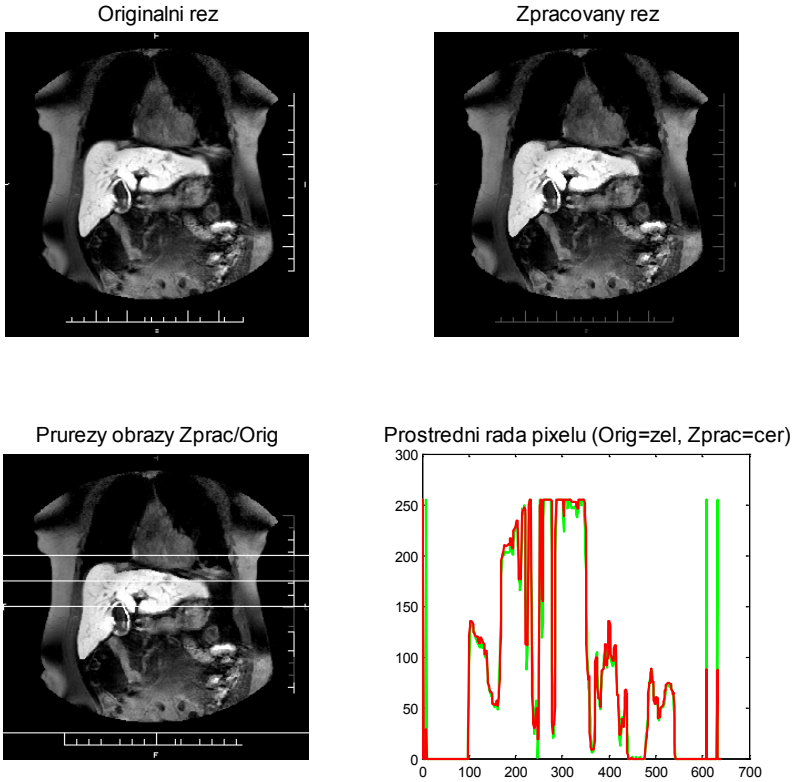
Obr. 6.25 Objekt: lego v krychli s vodou, metoda: rotující maska, počet opakování: 0



Obr. 6.26 Objekt: krychle z plexiskla, metoda: rotující maska, počet opakování: 0



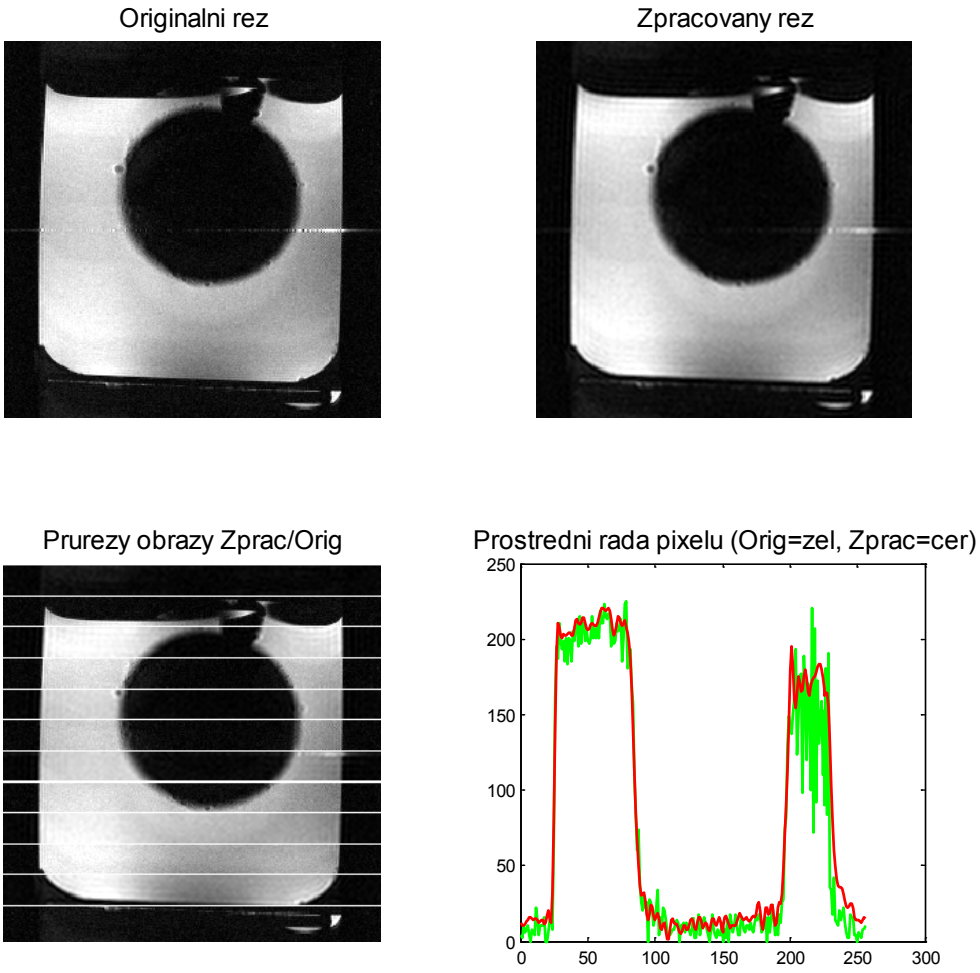
Obr. 6.27 Objekt: šroub v krychli s vodou, metoda: rotující maska, počet opakování: 0



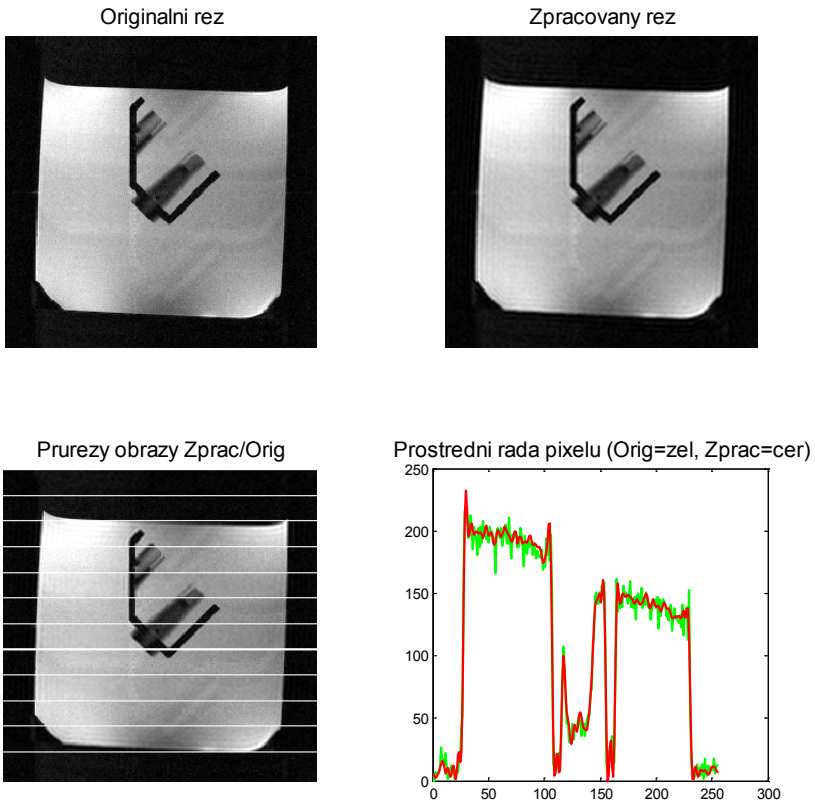
Obr. 6.28 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: rotující maska, počet opakování: 0

6.5 Potlačení šumu ve frekvenčním spektru

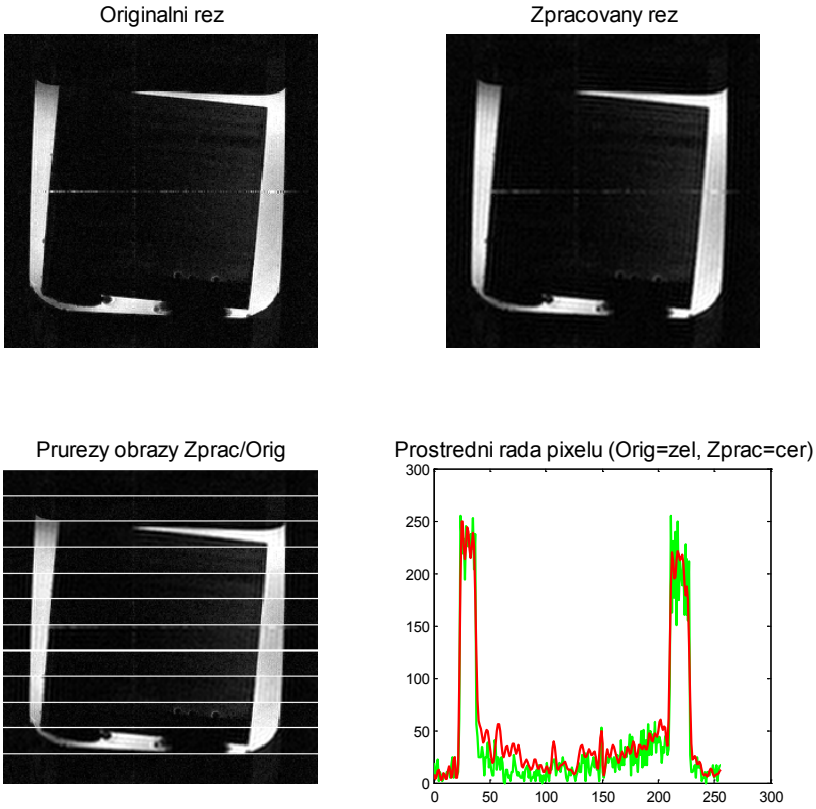
Pro filtraci šumu v obraze ve frekvenčním spektru jsem si napsal vlastní Matlab funkci fftFilter(imIn, perc), jejíž parametr *perc* značí kolik procent z obrazu má být od krajů ve frekvenčním spektru ořezán, přičemž povolený rozsah je 0,1 až 0,45 (10-45%), v jiném případě je nastaveno 0,25. Při zpracování výsledků jsem použil konstantních 28% ořezání. Dále je zde možné namísto jednoduchého ořezání spektra přiřadit jednotlivým hodnotám ve frekvenčním spektru váhy například podle Gaussova rozdělení, avšak tuto metodu jsem neimplementoval a demonstroval pouze jednoduchý ořez, který se dá poměrně snadno provést i na DSP přímo při snímání. Opakování filtrace u této metody nemá význam, jelikož by ořez byl stále stejný.



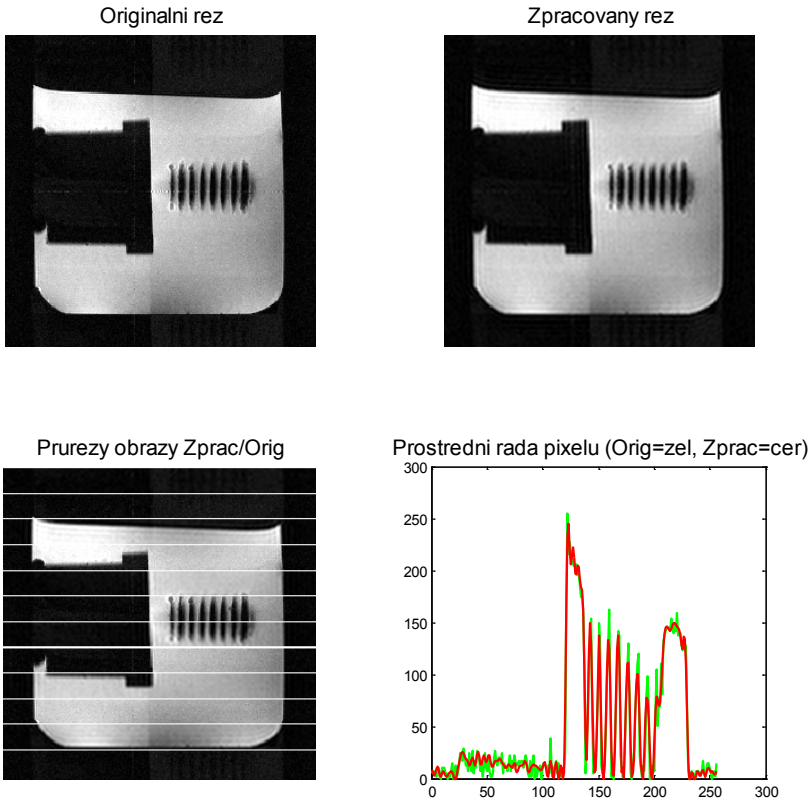
Obr. 6.29 Objekt: koule v krychli s vodou, metoda: filtrace ve frekvenčním spektru



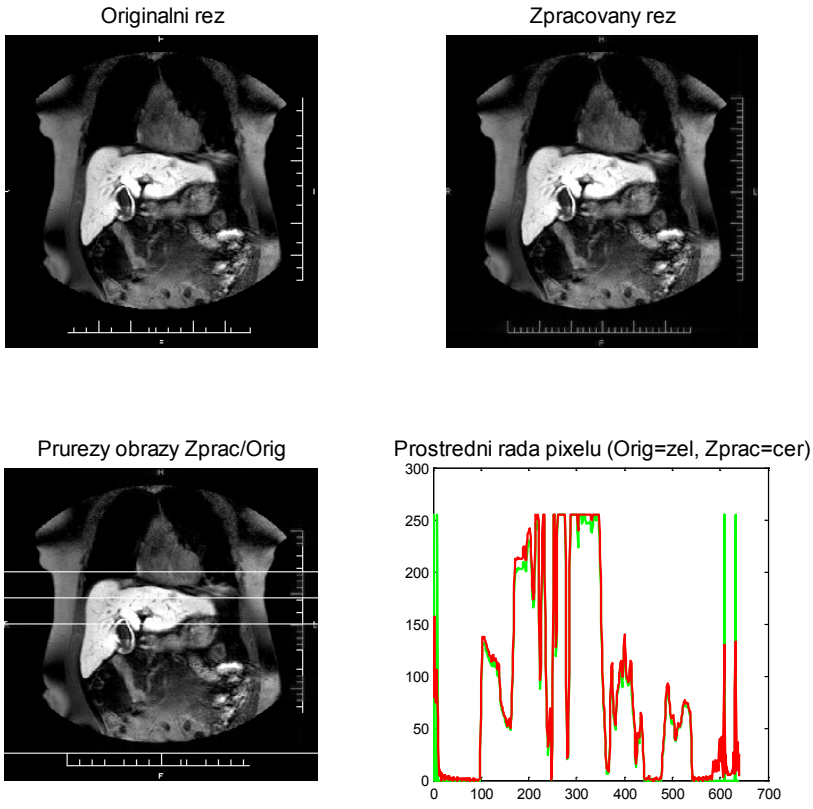
Obr. 6.30 Objekt: lego v krychli s vodou, metoda: filtrace ve frekvenčním spektru



Obr. 6.31 Objekt: krychle z plexiskla, metoda: filtrace ve frekvenčním spektru



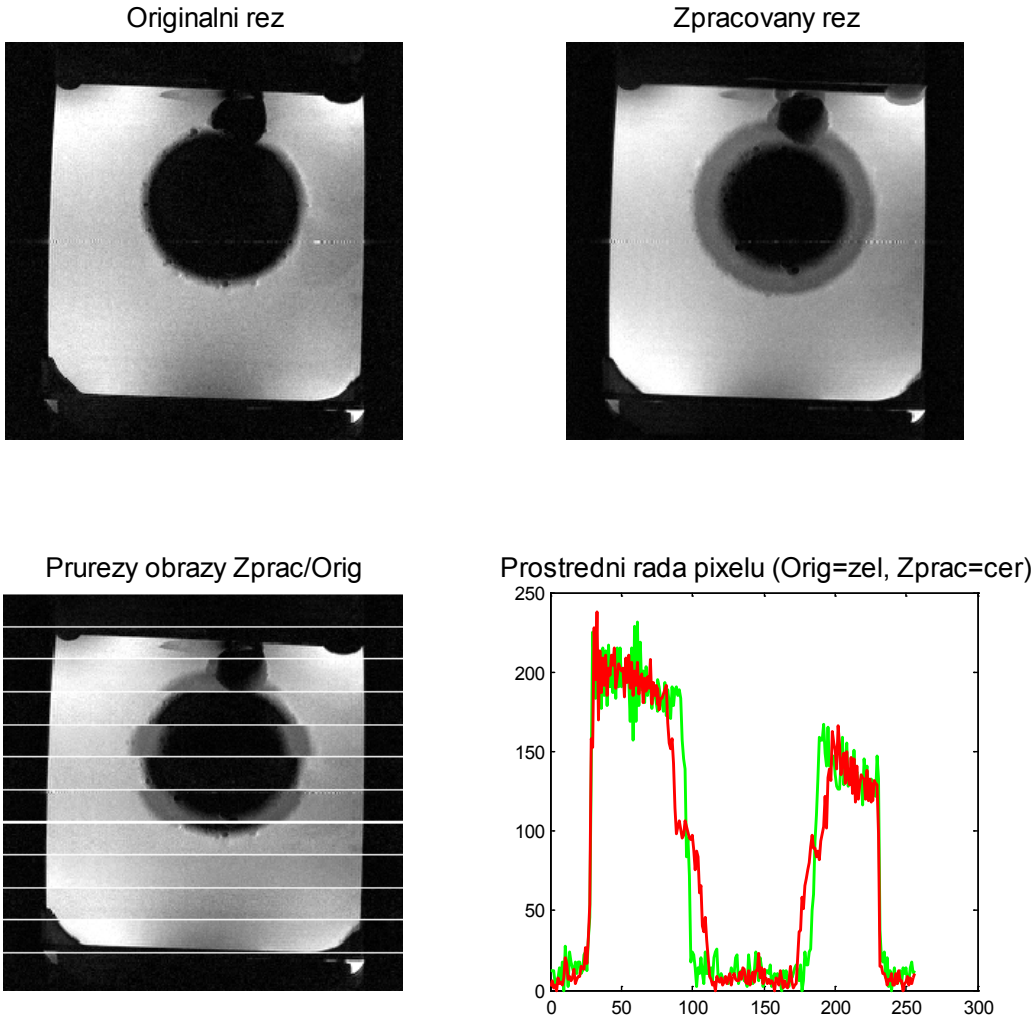
Obr. 6.32 Objekt: šroub v krychli s vodou, metoda: filtrace ve frekvenčním spektru



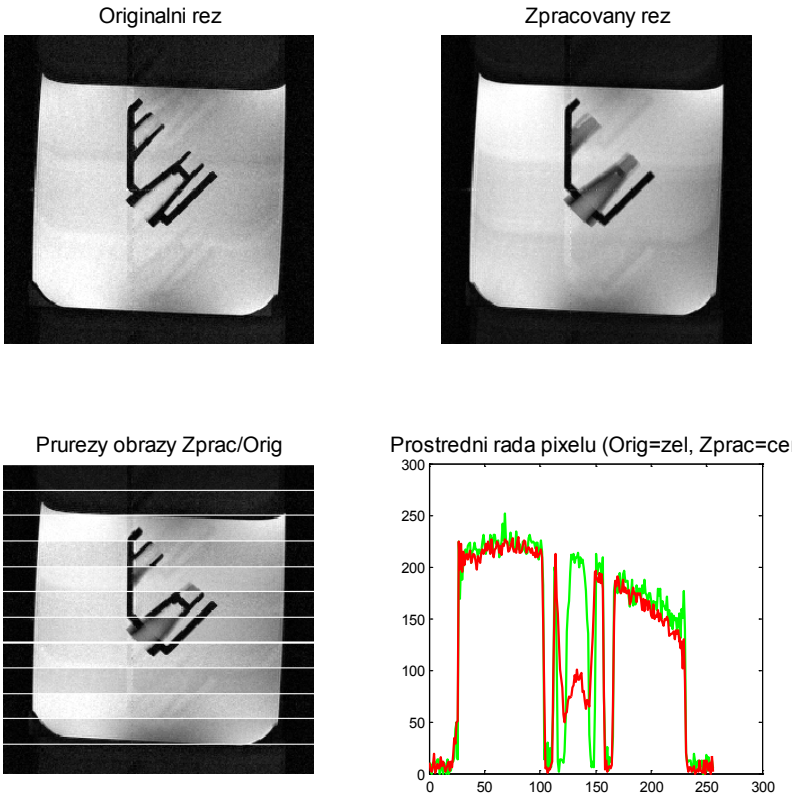
Obr. 6.33 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: filtrace ve frekvenčním spektru

6.6 Interpolace obrazu - metoda průměrování

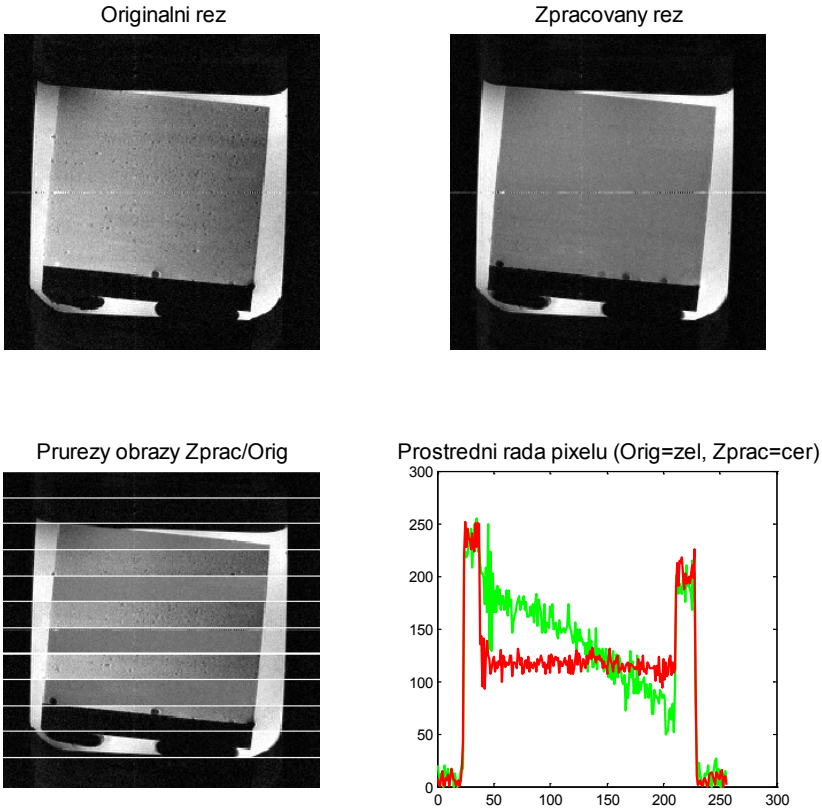
Pro interpolaci průměrováním jsem vytvořil vlastní funkci prumer, která z lichých řezů dopočítává řezy sudé. Tak je pak možné porovnat, jak vypadá řez ve skutečnosti a jak vypadá řez dopočítaný. Zjišťovat SNR a CNR u těchto řezů nemá význam, protože se jedná pouze o interpolace. Šum by se u těchto obrazů potlačil tím, že by se udělalo méně snímků a zbylé by se pak dopočítaly.



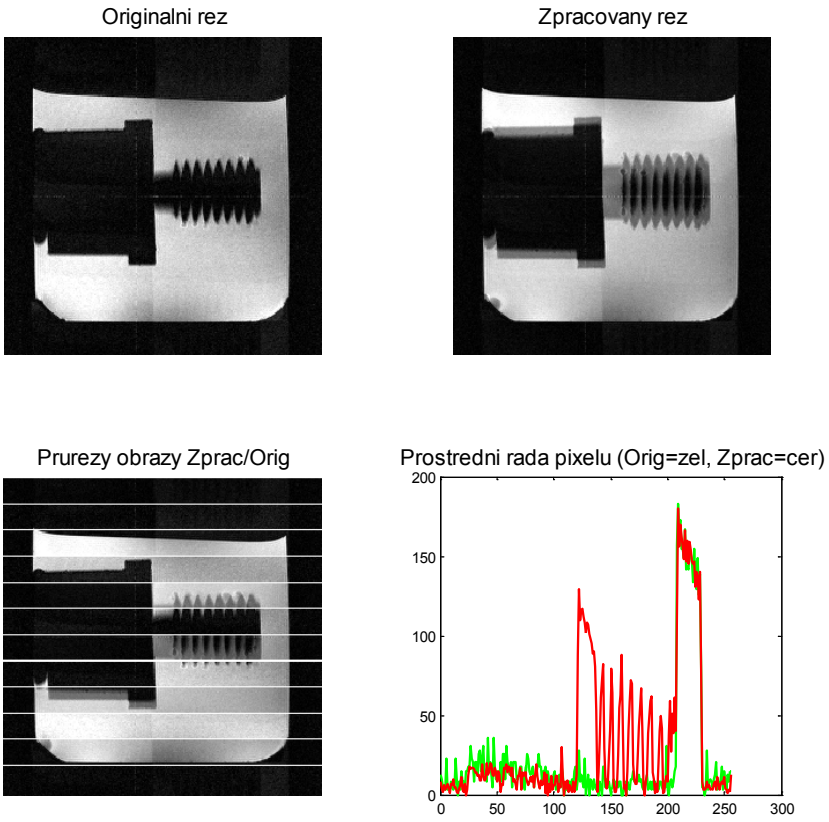
Obr. 6.34 Objekt: skleněná koule v krychli s vodu, metoda: interpolace - průměr



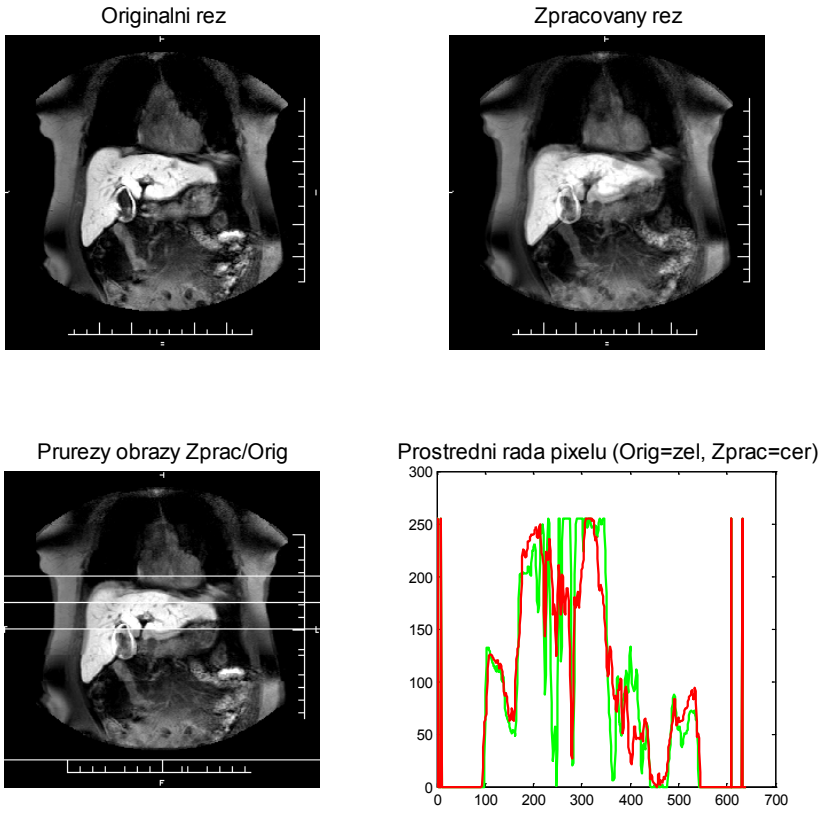
Obr. 6.35 Objekt: lego v krychli s vodu, metoda: interpolace - průměr



Obr. 6.36 Objekt: krychle z plexiskla v krychli s vodu, metoda: interpolace - průměr



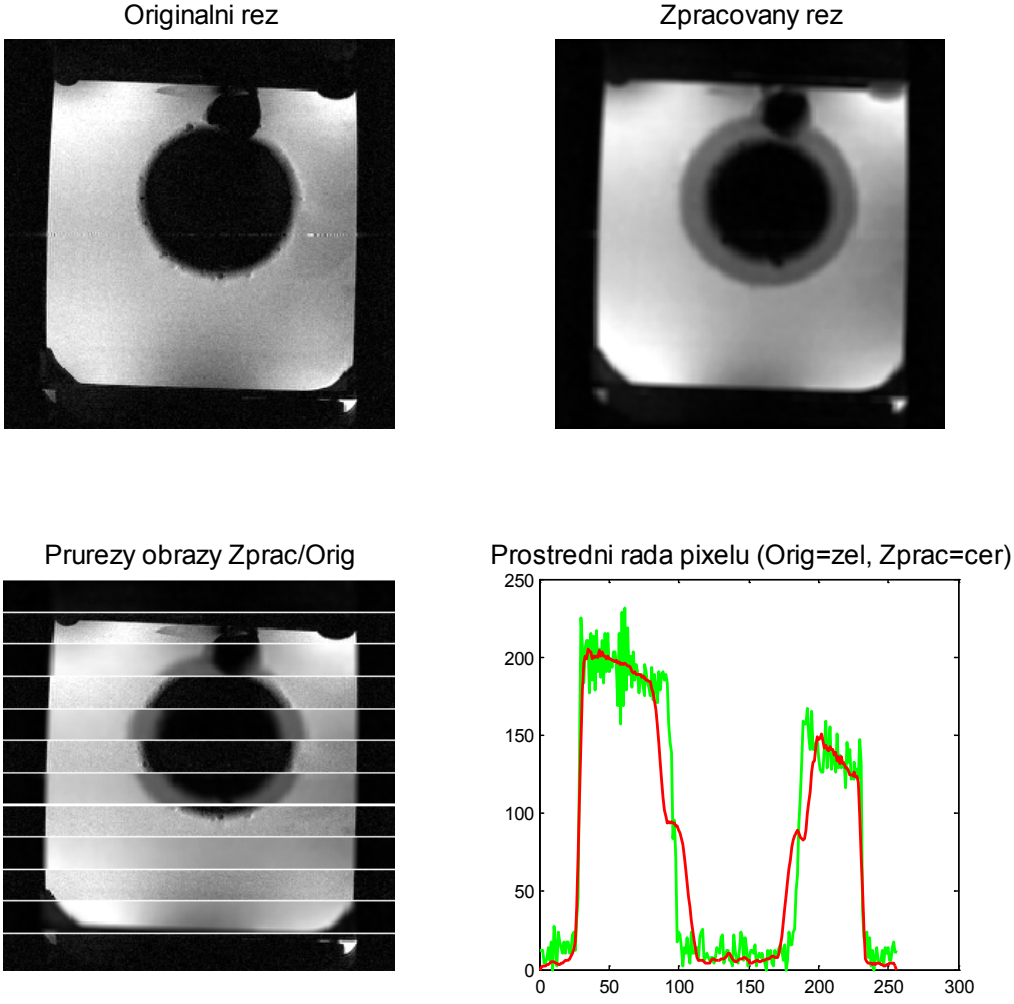
Obr. 6.37 Objekt: šroub v krychli s vodu, metoda: interpolace - průměr



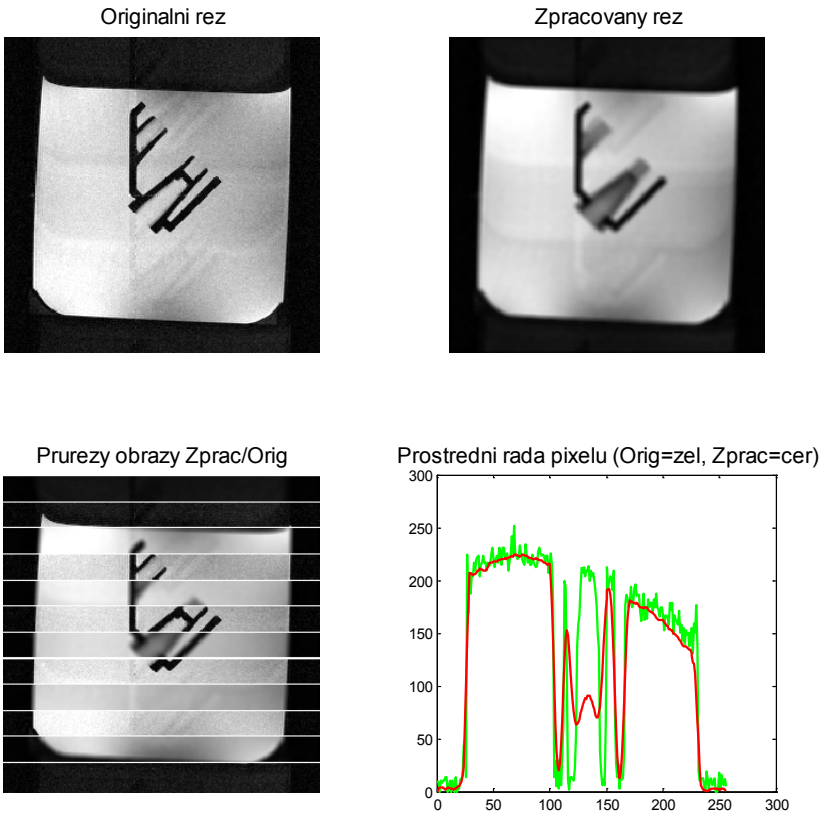
Obr. 6.38 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: interpolace - průměr

6.7 Interpolace - metoda geometrického průměru

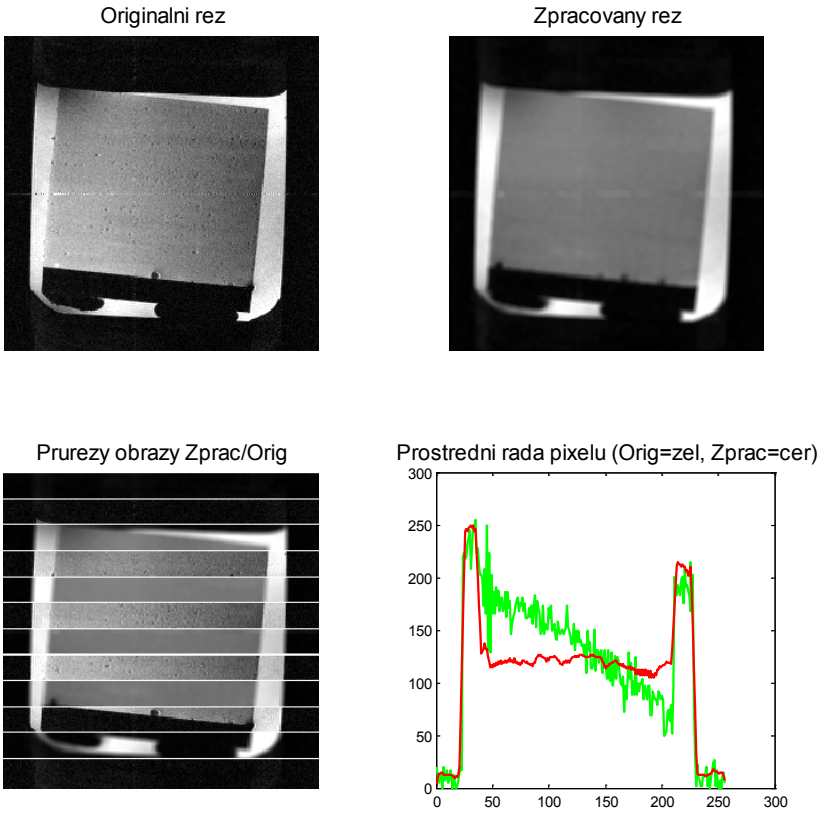
Jedná se o upravení předchozí metody tak, že se výsledný pixel nepočítá ze dvou sousedních, ale z dvojic vážených průměrů osmiokolí protilehlých pixelů. Váhy v těchto okolích jsou dány vzdálenostmi mezi pixely a tloušťkou řezu. Ty jsou také vstupem do mnou vytvořené funkce geomPrum s parametry v pořadí: obraz přetypovaný z uint8 do uint16, tloušťka řezu, vodorovná vzdálenost pixelů, svislá vzdálenost pixelů. Z těchto parametrů je pak vypočítána konvoluční maska, která se aplikuje na všechny liché řezy, a z nich jsou pak předchozí metodou vypočítány sudé snímky. Aplikací konvoluce se tak výpočet nepatrně zrychlil oproti původní funkci, kde jsem pro každý dopočítaný pixel počítal okolí zvlášť. Tím, že se aplikuje průměr z více pixelů, dochází i k mírnému potlačení šumu, tak jako je tomu u metod potlačení šumu váženým průměrem.



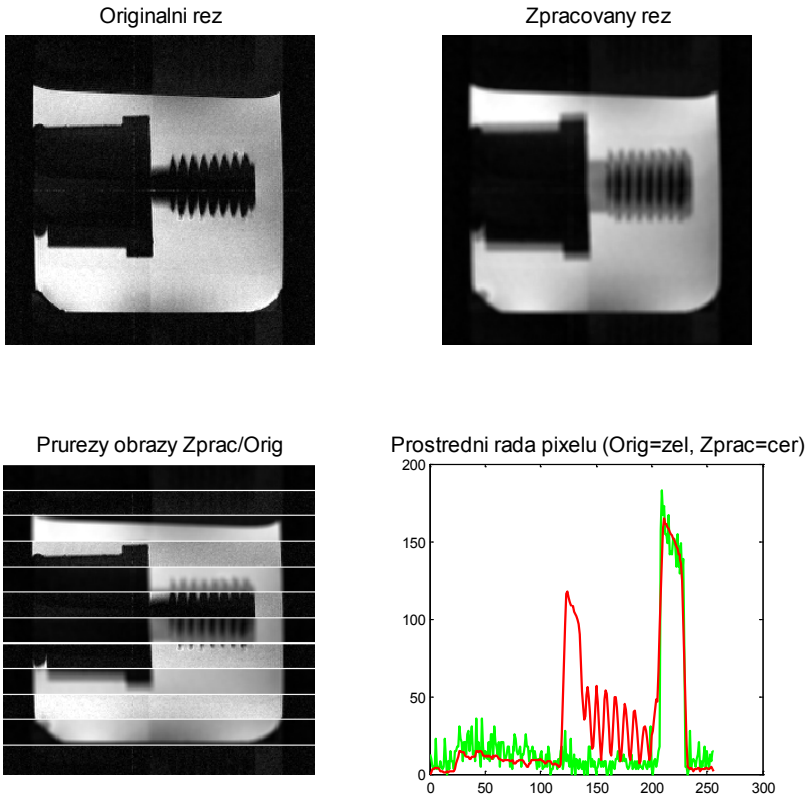
Obr. 6.39 Objekt: skleněná koule v krychli s vodu, metoda: interpolace - geometrický průměr



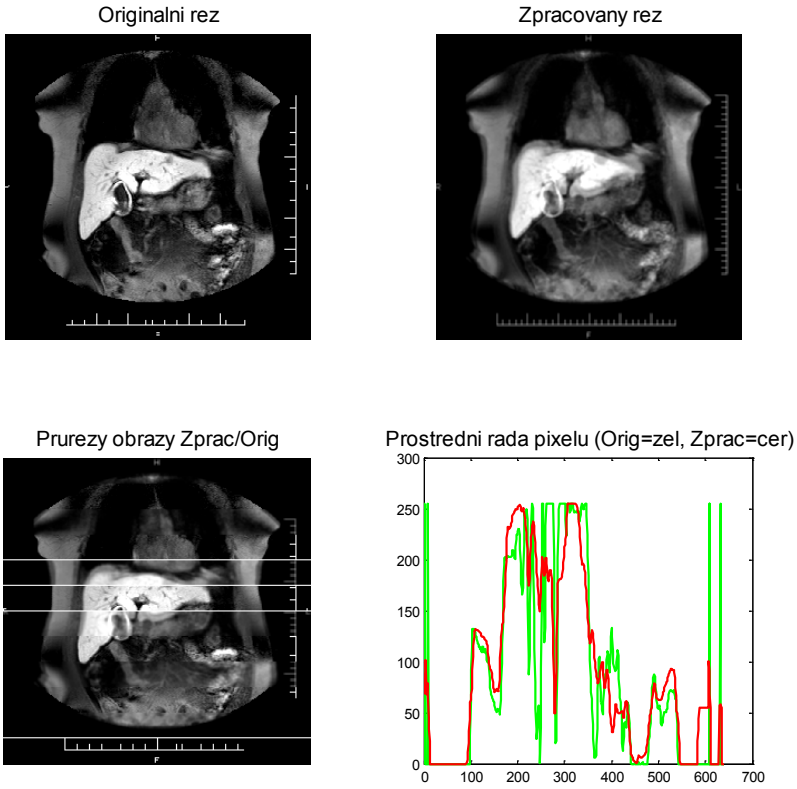
Obr. 6.40 Objekt: lego v krychli s vodu, metoda: interpolace - geometrický průměr



Obr. 6.41 Objekt: krychle z plexiskla v krychli s vodu, metoda: interpolace - geometrický průměr



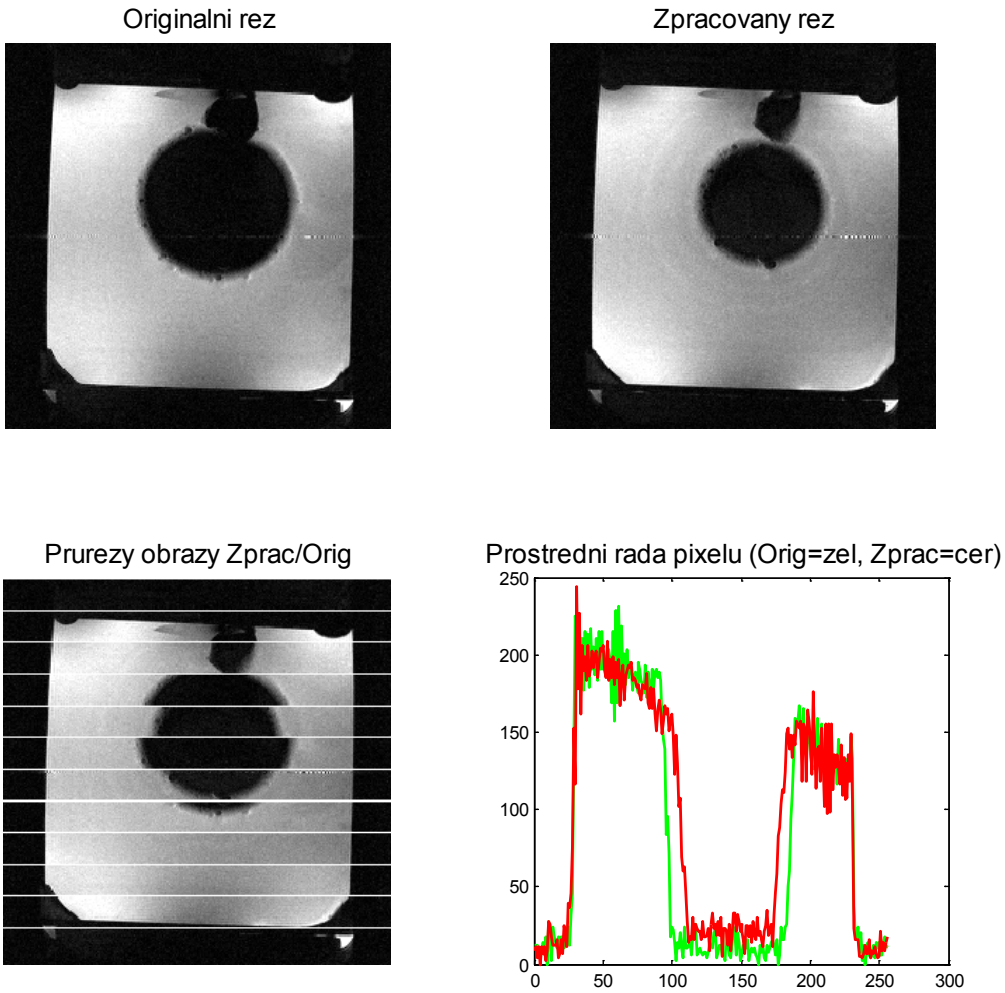
Obr. 6.42 Objekt: šroub v krychli s vodu, metoda: interpolace - geometrický průměr



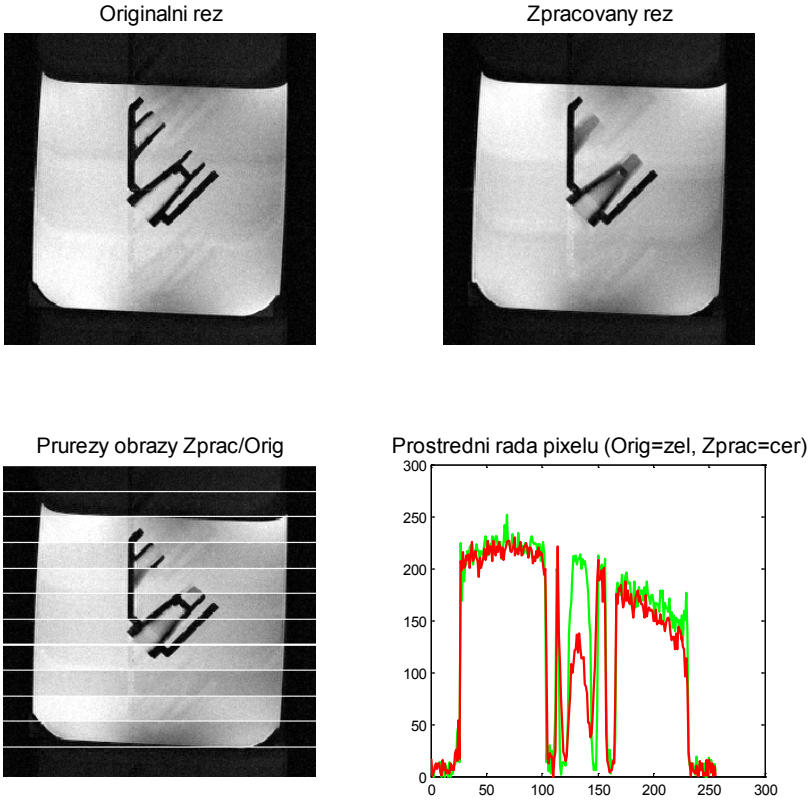
Obr. 6.43 Objekt: lidská játra - pohled zezadu, metoda: interpolace - geometrický průměr

6.8 Interpolace - metoda rozšíření nulami ve frekvenčním spektru

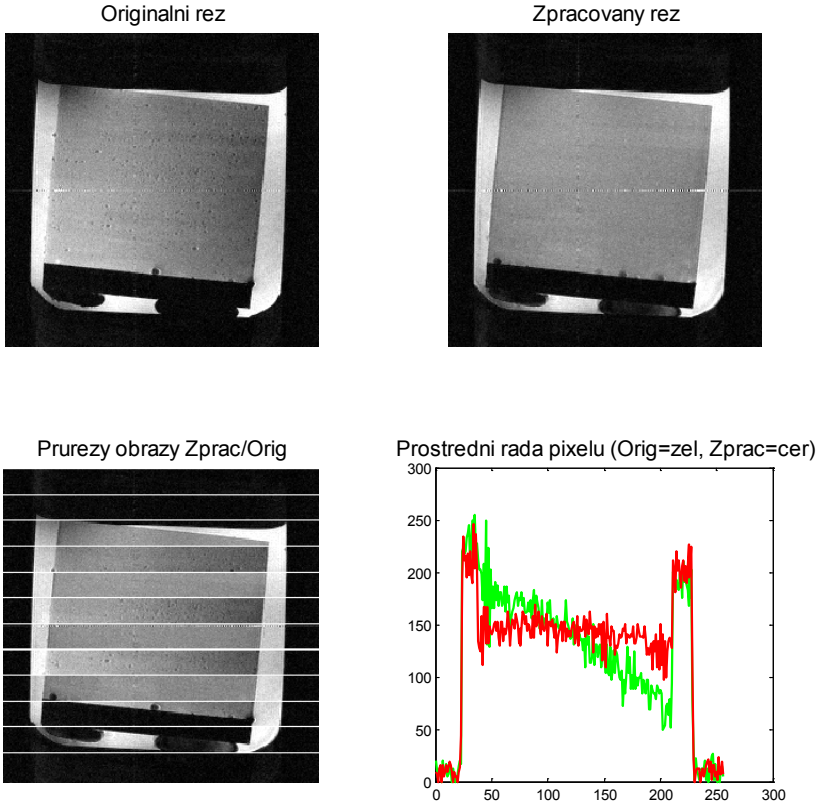
Při používání mnou vytvořené funkce fftInterp doporučuji vkládat jen liché počty řezů, ačkoliv jsem se snažil ošetřit většinu případů se sudým počtem řezů, v některých případech byl program ukončen chybou. Tento přístup je poněkud odlišný od předchozích metod a spočívá v přidání nul v ose interpolovaných snímků ve frekvenčním spektru. Tato metoda je podrobněji popsána v kapitole 4.9.



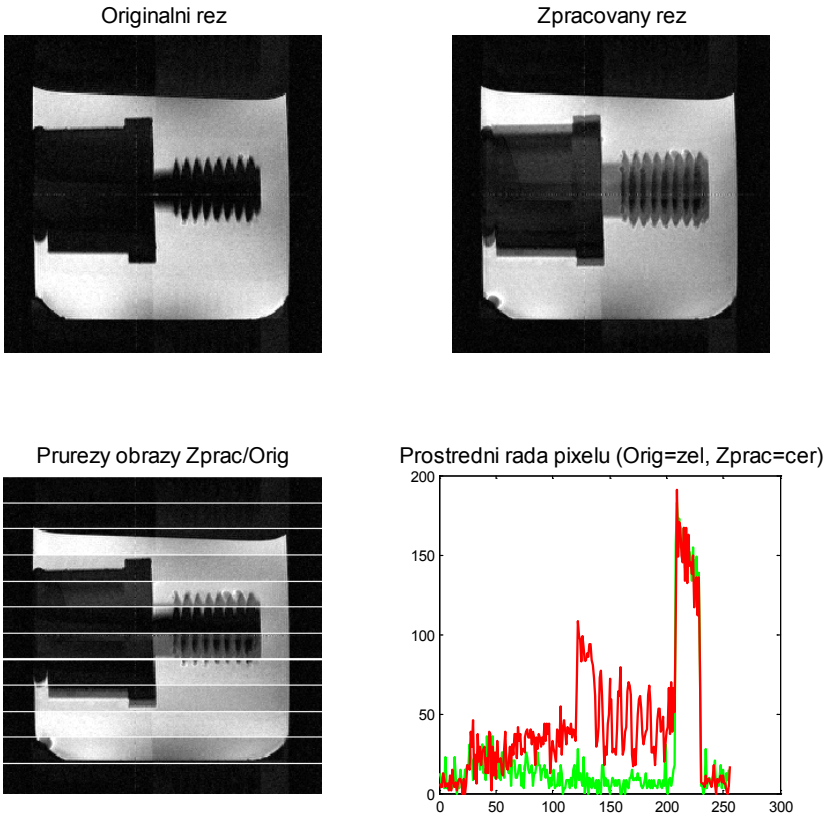
Obr. 6.44 Objekt: skleněná koule v krychli s vodu, metoda: interpolace - frekvenční spektrum



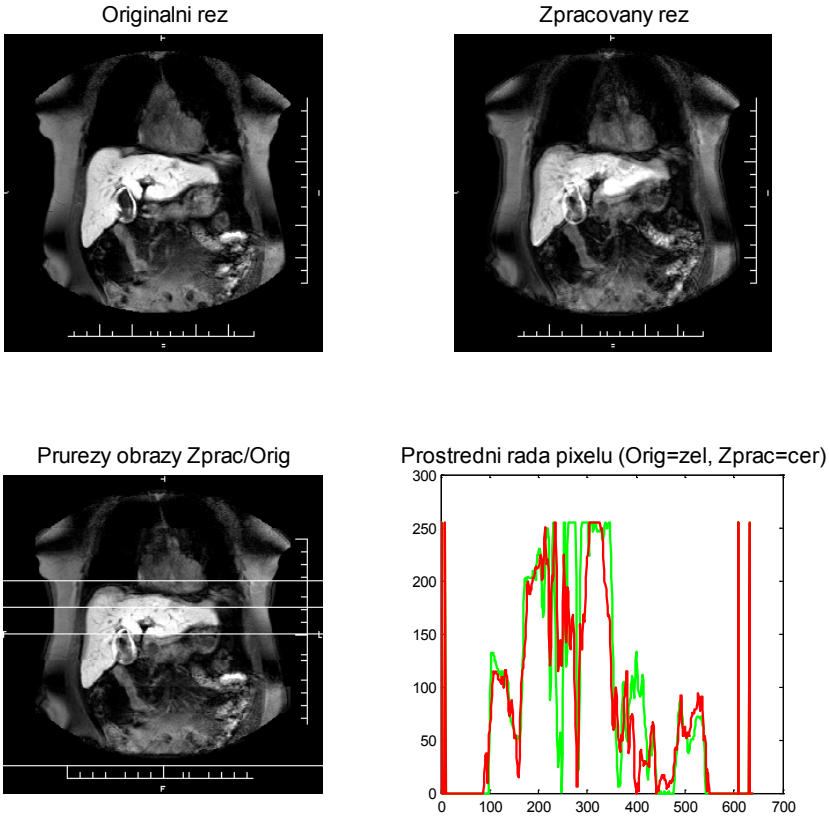
Obr. 6.45 Objekt: lego v krychli s vodu, metoda: interpolace - frekvenční spektrum



Obr. 6.46 Objekt: krychle z plexiskla v krychli s vodu, metoda: interpolace - frekvenční spektrum



Obr. 6.47 Objekt: šroub v krychli s vodu, metoda: interpolace - frekvenční spektrum



Obr. 6.48 Objekt: lidská játra - pohled zezadu metoda: interpolace - frekvenční spektrum

6.9 SNR a CNR

V této kapitole jsou srovnána SNR a CNR jednotlivých objektů podle metod filtrace. Je nutno dodat, že SNR si uživatel vybírá u každého objektu ručně a tak může dojít k nepřesnostem. Možnost jak jim předejít je například udělat alespoň deset měření a pak stanovit výsledek včetně nejistoty měření. Tyto tabulky jsou pouze orientační.

Tabulka 2 SNR a CNR původních snímků

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR
Koule	3	4 dB	29 dB	3 dB
Lego	19	7 dB	28 dB	3 dB
Krychle	2	6 dB	23 dB	1 dB
Šroub	7	5 dB	27 dB	3 dB
Játra	2	20 dB	23 dB	7 dB

Tabulka 3 SNR a CNR - Filtrace obyčejným průměrováním

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR	# opak.
Koule	3	4 dB	34 dB	7 dB	0
Koule	3	4 dB	37 dB	11 dB	1
Koule	3	2 dB	37 dB	12 dB	2
Lego	19	14 dB	31 dB	3 dB	0
Krychle	2	9 dB	28 dB	2 dB	0
Šroub	7	9 dB	31 dB	5 dB	0
Játra	2	16 dB	18 dB	13 dB	0

Tabulka 4 SNR a CNR - Vážený průměr

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR	# opak.
Koule	3	4 dB	33 dB	6 dB	0
Koule	3	4 dB	35 dB	8 dB	1
Koule	3	1 dB	33 dB	7 dB	2
Lego	19	12 dB	32 dB	4 dB	0
Krychle	2	8 dB	29 dB	3 dB	0
Šroub	7	8 dB	36 dB	8 dB	0
Játra	2	19 dB	22 dB	12 dB	0

Tabulka 5 SNR a CNR - Mediánový filtr

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR	# opak.
Koule	3	3 dB	33 dB	7 dB	0
Koule	3	5 dB	34 dB	7 dB	1
Koule	3	6 dB	34 dB	7 dB	2
Lego	19	12 dB	33 dB	5 dB	0
Krychle	2	8 dB	29 dB	3 dB	0
Šroub	7	9 dB	31 dB	5 dB	0
Játra	2	20 dB	26 dB	17 dB	0

Tabulka 6 SNR a CNR - Filtrace rotující maskou

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR	# opak.
Koule	3	4 dB	33 dB	6 dB	0
Koule	3	5 dB	34 dB	7 dB	1
Koule	3	4 dB	35 dB	8 dB	2
Lego	19	5 dB	35 dB	8 dB	0
Krychle	2	8 dB	26 dB	2 dB	0
Šroub	7	7 dB	36 dB	9 dB	0
Játra	2	19 dB	21 dB	17 dB	0

Tabulka 7 SNR a CNR - Filtrace ve frekvenčním spektru

Objekt	# řez	SNR - objekt	SNR - pozadí	CNR	# opak.
Koule	3	8 dB	35 dB	7 dB	0
Lego	19	9 dB	31 dB	4 dB	0
Krychle	2	9 dB	26 dB	1 dB	0
Šroub	7	8 dB	33 dB	6 dB	0
Játra	2	20 dB	8 dB	5 dB	0

7 ZÁVĚR

V semestrální práci byly popsány základní metody zobrazování magneticko-rezonanční tomografií, z nichž jsme zvolili metodu spinového echa s časem vyvolání echa 17 ms a tloušťkou řezu 2 mm. Tato metoda byla zvolena, vzhledem k možnosti dobré volby

parametrů snímání. Pro bakalářskou práci byly pořízeny fantomy několika statických objektů: kostka stavebnice lego, koule s výdutí, plastový šroub a krychle z plexiskla.

Z detailů pořízených snímků jsem došel k následujícímu závěru. Metoda prostého průměrování je jednoznačně výpočetně nejrychlejší, šum je ve velké míře potlačen, avšak zanikají i menší detaily a rozmazávají se hrany obrazu. Při opakovaném aplikování metody pak dochází ke ztrátám i větších detailů a průnikům ploch dohromady. Metoda váženého průměru je díky aplikaci konvoluce přibližně stejně rychlá jako metoda obyčejného průměrování. Její výhodou je, že na obrazu zůstává více detailů, ale potlačení šumu není tak znatelné jako u předchozí metody. Dalším opakováním se jednotlivá pozitiva a negativa metody multiplikují. Konečný výsledek po dvou opakováních je pak lepší oproti předchozí metodě v tom, že zůstává více detailů a snímek je stále čitelný. Následující metodou byl mediánový filtr. Tento filtr zabezpečuje ostřejší hrany než předchozí metody avšak jeho aplikace zapříčiňuje ztráty detailů a velké průniky ploch do sebe. Díky realizaci pomocí funkce Matlabu je tato metoda stále poměrně rychlá. Jako další zvolený filtr byla metoda rotující masky jejíž výpočetní čas je téměř nepřijatelný. To je způsobeno nutností počítat rozptyl nebo směrodatné odchylky jednotlivých podoblastí. Zrychlení by šlo například docílit implementací v jiných jazycích (C, C++, Fortran). Na druhou stranu tato metoda dává naprosto odlišné výsledky než metody předchozí. Šum je zde ve velké míře potlačen, hrany zůstávají ostré a větší detaily jsou zachovány. Dalším opakováním se pomalu ztrácí detaily do větších ploch (do objektu nebo pozadí). Obraz je ale ostřejší a byl by pravděpodobně vhodný například pro hledání konkrétních těles prahováním, přičemž by se dala pak vyprahovaná část obrazu vyplnit původním rastrem. Poslední navržená metoda, tedy metoda filtrace ve frekvenčním spektru obrazu má svou výhodu v tom, že je možné ji aplikovat již při měření na signálových procesorech. Tím může být metoda velmi rychlá a při dobrém nastavení i efektivní. Zásadní nevýhodou této metody je právě její nastavení, které je nutné nastavit podle vlastností obrazu. V této práci jsem pouze aplikoval ořez ve frekvenčním spektru a vhodným nastavením jsem docílil zachování i menších detailů, ale menšího potlačení šumu. Možnost jak vylepšit tuto metodu je využít například Gaussovské rozložení pro váhování hodnot frekvenčního spektra tak aby méně významným složkám náležely nižší váhy než složkám vyšším. Tato tématika by však vystačila na samostatnou práci, tedy jsem se jí do hloubky nezabýval.

Ze všech interpolovaných snímků je znát, že pro určování diagnostiky jsou nedostatečné. Na snímcích s malými detaily je vidět, že některé nejsou zachovány vůbec a v některých případech jsou zase detaily navíc. Metoda obyčejného průměru je stejně tak, jako u potlačování šumu nejrychlejší a dají se z ní vyvodit tvary tělesa. Dle mého názoru je však pro určení nálezu v lidských tkáních nedostačující. Metoda geometrického průměru je o něco přesnější, co se týče tvaru tělesa. Také potlačuje šum tím, že jsou pixely počítány z většího počtu pixelů. Tato metoda by měla potenciál,

pokud by se v úvahu vzalo více snímků a hledaly by se v nich například směrové vektory "těžišť" tělesa v jednotlivých snímcích a směrové vektory na okrajích tělesa. Z nich by pak bylo možné určit diagnózu přesněji. V podobě, jakou prezentuji v této práci je metoda také nedostatečná. Jako poslední možnost interpolace bylo rozšířit frekvenční spektrum obrazu o nuly. Tato metoda má velmi zajímavé výsledky. Dopočítaný obraz se sice neshoduje s obrazem, který je na místě přesně mezi snímky, ale vždy inklinuje k jednomu ze snímků mezi kterými se nahází. Při dobré kalibraci této metody by se takovéto snímky mohly považovat za referenční. Výhodou je, že můžeme vypočítat tolik snímků kolik potřebujeme a detaily na nich zůstávají poměrně přesné. Tato metoda má jistý potenciál, který by bylo vhodné do budoucna zkoumat.

Z této práce plyne, že zvolení vhodné metody potlačení šumu velmi záleží na tělesu, které zkoumáme. Pokud by se jednalo o lidskou tkáň, doporučil bych zůstat jen u běžných metod potlačení šumu. Jako nejvhodnější metodu shledávám mediánový filtr s vhodně zvoleným okolím pro výpočet nebo metodu rotující masky, která by byla efektivněji naprogramovaná. Pokud by se jednalo o průmyslové objekty, jako různé díly atp., využil bych metody interpolace ve frekvenčním spektru.

Program, který jsem v práci vytvořil je otevřený dalším úpravám a je možné ho poměrně jednoduše rozšířit o další filtry, případně upravit stávající funkce k vlastním potřebám. Co se týče SNR a CNR, bylo by vhodné vytvořit samostatnou aplikaci, která by vybírala například prahováním jednotlivé oblasti automaticky, tak aby byly vybrané oblasti shodné a tyto parametry byly objektivnější. Jelikož byly všechny oblasti vybrány mnou, nebylo zaručeno to, že by se vybíralo z přesně stejné oblasti a tak tyto parametry jsou spíše informativního charakteru.

LITERATURA

[1] Princip MRI. *Http://fmri.mchmi.com/* [online]. 2004 [cit. 2011-09-30]. Dostupné z WWW: <http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13>.

[2] BALLINGER, R. Introduction to MRI. *Http://www.spectroscopynow.com/* [online]. 1998, 2005, 09, [cit. 2011-12-10]. Dostupný z WWW: <http://www.spectroscopynow.com/FCKeditor/UserFiles/File/specNOW/Tutorials/Introduction_to_MRI.pdf>.

[3] BARTUŠEK, K. *Skriptum: Magnetická rezonance s difuzí,* koncept skript VUT v Brně.

[4] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration*. CRC Press, 2008.

[5] YAN, H. *Signal Processing for Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy*. New York: Marcel Dekker, Inc., 2002.

[6] CHOTAŠ, K. Optimization of methods for image noise suppression. In Conference project proceedings "Institut experimentálních technologií 2" 2011. s. 66-69. ISBN: 978-80-214-4316- 7.

[7] GESCHEIDTOVÁ, E., BARTUŠEK, K. Kritéria pro výběr vlnek při zpracování MR obrazů. *Elektrorevue* [online]. 13.12.2009, 2009. Dostupný z WWW: <http://elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovanisignalu/0/kriteria-pro-vyber-vlnek-pri-zpracovanimr-obrazu/>. ISSN 1213-1539

[8] MIKULKA, J. Interpolace trojrozměrných dat magnetické rezonance. *Elektrorevue* [online]. 20.06.2011, 2011. Dostupný z WWW: < http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/ostatni-1/10/interpolace-trojrozmernych-dat-magneticke-rezonance-1/>

[9] MIKULKA, J. *Segmentační metody ve zpracování biomedicínských obrazů.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 112 s, vedoucí disertační práce: prof. Eva Gescheidtová.

[10] HORÁK, K. *Zpracování vícerozměrných signálů* [online]. 2011, 2011 [cit. 2011-12-10]. Dostupné z WWW: <http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercises/exercises_cz.php>.

[11] HLAVÁČ, V.; ŠONKA, M. *Počítačové vidění*. Praha : Grada, 1992. 272 s.

Seznam zkratek

MR - Magnetická rezonance
NMR - Nukleární magnetická rezonance

MRI - Magnetic resonance imaging

UINT8 - Unsigned integer velikosti 8 bitů

UINT16 - Unsigned integer velikosti 16 bitů

FFT - Fast Fourier transform

IFFT - Inverse fast Fourier transform

2D - Dvojrozměrný

3D - Trojrozměrný

SNR - Signal to noise ratio

CNR - Contrast to noise ratio

RGB - Red Green Blue

B - Byte

MB - Megabyte

Seznam příloh

Příloha 1. CD/DVD - obsahuje program vytvořený v rámci této práce, export výsledků ve formátu ".emf", matice s pořízenými fantomy.