



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

REDUKCE SPEKLÍ V OBRAZECH Z OPTICKÉ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE

SPECKLE NOISE REDUCTION IN IMAGES FROM OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. KAMIL SOKOL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

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. Kamil Sokol

ID: 106785

Ročník: 2

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Redukce speklí v obrazech z optické koherentní tomografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte a popište princip akvizice dat u optické koherentní tomografie (OCT). 2) Seznamte se s principem vzniku speklí v obrazových datech. 3) Prostudujte algoritmy, které umožňují potlačení speklí ve 2D/3D obrazových datech. 4) V prostředí Matlab realizujte tyto algoritmy, zdrojový kód dostatečně komentujte. Funkce koncipujte tak, aby byly snadno použitelné jiným uživatelem. 5) Kvantitativně i kvalitativně porovnejte míry redukce speklí jednotlivých funkcí. 6) Výsledky vyhodnoťte a proveďte jejich diskuzi.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] DREXLER, W. a FUJIMOTO, J. G. Optical Coherence Tomography. The Netherlands : Springer, 2008.

[2] JAN, J. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods, United States of America: Taylor and Francis Group, 2006. ISBN 978-0824758493.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 24.5.2013

Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

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 práce se zabývá problematikou redukce speklí v obrazech z optického koherentního tomografu. Dělí se na čtyři části. První část popisuje základní informace o dané lékařské zobrazovací metodě. Práce se dále zabývá principem měření. Druhá část práce popisuje vznik speklí v obraze a některé metody na jejich redukci. Další část je praktická, která se skládá z popisu akvizice dat, stanovení metodiky hodnocení a vytvoření filtračních metod. Poslední část je zaměřena na testování a hodnocení zhotovených algoritmů a diskuzi o jejich výsledcích.

KLÍČOVÁ SLOVA

Redukce speklí, optická koherentní tomografie.

ABSTRACT

The thesis deals with speckle suppression in images acquired by optical coherence tomograph. It is divided into four parts. The first part describes basic information about the medical imaging method. It also deals with principle of measurement. The second section discusses the formation of image speckle and selected methods to reduce them. Next part is practical and consists of data acquisition, determination of the evaluation methodology and the implementation of speckle reduction methods. The last part is focused on testing and reviews of algorithms and discussion about their results.

KEYWORDS

Reduction speckle noise, optical coherence tomography.

SOKOL, K. *Redukce speklí v obrazech z optické koherentní tomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 73 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Redukce speklí v obrazech z optické koherentní tomografie jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 24. května 2013

.....
podpis autora

Poděkování

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

Taktéž děkuji Ing. Petře Podlipné za odbornou pomoc při akvizici zpracovávaných dat.

Dále děkuji Ing. Zdeňkovi Kunovi za metodickou pomoc při zpracování teoretické části.

Dále srdečně děkuji celé mé rodině za podporu během celého mého studia.

V Brně dne 24. května 2013

.....

podpis autora

Obsah

Zoznam obrázkov	9
Zoznam tabuliek	11
Zoznam grafov.....	11
Úvod	12
1 Optická koherentná tomografia	14
1.1 Základný opis OCT.....	15
1.2 OCT a iné lekárske zobrazovacie techniky.....	16
1.3 Základný princíp merania OCT	18
2 Spekle – šum.....	23
2.1 Popis speklí	23
2.2 Vznik speklí	23
3 Redukcia speklí	26
3.1 Štatistické filtrovanie prvého rádu	27
3.2 Filtrovanie oblasti s homogénnou maskou	28
3.3 Mediánový filter	29
3.4 Filtrácia s lineárne upravenou mierkou	30
3.5 Maximálna homogenita okolia pixelu	31
3.6 Geometrická filtrácia	31
3.7 Homomorfná filtrácia	32
3.8 Vlnková filtrácia	33
4 Praktická časť	35
4.1 Akvizícia OCT obrazových dát	35
4.2 Metodika hodnotenia	37
4.2.1 Hodnotenie pomocou ENL.....	37

4.2.2	Hodnotenie pomocou SSI.....	37
4.2.3	Hodnotenie pomocou EEI	38
4.2.4	Hodnotenie pomocou smernicovej rovnice priamky.....	38
4.2.5	Náročnosť výpočtu	39
4.3	Algoritmy pre redukciu speklí	39
5	Porovnanie filtračných algoritmov	44
5.1	Hodnotenie filtračných metód	44
5.1.1	Snímaná scéna – mlieko	44
5.1.2	Snímaná scéna – kostný štep	50
5.1.3	Snímaná scéna – huba.....	56
5.2	Vplyv zmeny filtrácie na 2D.....	60
5.3	Vplyv zmeny veľkosti voxelu na kvalitu filtrácie	61
5.4	Zhodnotenie filtračných metód	62
	Záver.....	63
	Literatúra	64
	Zoznam použitých skratiek.....	66
	Zoznam príloh	68

Zoznam obrázkov

Obr. 1.1: Optický koherentný tomograf TOPCON 3D OCT-2000 (prevzaté z [4]).	14
Obr. 1.2: OCT skenovanie v 1D, 2D a 3D (prevzaté z [1]).	15
Obr. 1.3: Porovnanie jednotlivých zobrazovacích metód (prevzaté z [1]).	17
Obr. 1.4: Princíp merania OCT.	18
Obr. 1.5: Miera korelácie dvoch harmonických signálov (prevzaté z [8]).	19
Obr. 1.6: Michelsonov interferometer (prevzaté z [8]).	20
Obr. 2.1: Vľavo obraz zašumený speklami, vpravo s ich redukciou (prevzaté z [5]).	23
Obr. 2.2: Vznik speklí (A – svetlé spekle, B – tmavé spekle) (prevzaté z [6]).	24
Obr. 3.1: Pohyb okna [3x3] v oblasti [5x5] (prevzaté z [9]).	29
Obr. 3.2: Príklady masiek.	30
Obr. 3.3: Maska 3x3 so zvislým smerovaním.	31
Obr. 3.4: Vlnka symlet s 8 nulovými mementami (prevzaté z [10]).	34
Obr. 4.1: THORLABS OCS1300SS (prevzaté z [11]).	35
Obr. 4.2: a) “Fantóm”; b) rez “fantómom”	41
Obr. 5.1: Pôvodný nasnímaný OCT obraz mlieka.	44
Obr. 5.2: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D medianovým filtrom.	45
Obr. 5.3: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D geometrickým filtrom.	45
Obr. 5.4: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D homogénnou maskou.	46
Obr. 5.5: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D maximálnou homogenitou okolia pixelu.	46
Obr. 5.6: OCT obraz mlieka s vybranou homogénnou oblasťou (zvýraznené červenou farbou) a rezom cez hranu (zvýraznené zelenou farbou).	47
Obr. 5.7: Pôvodný nasnímaný OCT obraz kostného štepu.	51
Obr. 5.8: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D mediánovým filtrom.	51
Obr. 5.9: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D geometrickým filtrom.	52

Obr. 5.10: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D homogénnou maskou.	52
Obr. 5.11: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D max. homogenitou okolia pixelu.....	53
Obr. 5.12: OCT obraz kostného štepu s vybranou homogénnou oblasťou (zvýraznené červenou farbou) a rezom cez hranu (zvýraznené zelenou farbou).	54
Obr. 5.13: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu mediánovým filtrom.	54
Obr. 5.14: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu geometrickým filtrom.	55
Obr. 5.15: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu homogénnou maskou.	55
Obr. 5.16: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu max. homogenitou okolia pixelu.	55
Obr. 5.17: Pôvodný nasnímaný OCT obraz huby.	57
Obr. 5.18: Filtrovaný OCT obraz huby 3D mediánovým filtrom.	57
Obr. 5.19: Filtrovaný OCT obraz huby 3D geometrickým filtrom.	58
Obr. 5.20: Filtrovaný OCT obraz huby 3D homogénnou maskou.	58
Obr. 5.21: Filtrovaný OCT obraz huby 3D max. homogenitou okolia pixelu.	59

Zoznam tabuliek

Tab. 4.1: Technická špecifikácia THORLABS OCS1300SS (prevzaté z [12])	36
Tab. 5.1: Porovnanie 3D filtračných metód (mlieko) s vyznačenými najlepšimi hodnotami.	49
Tab. 5.2: Porovnanie 3D filtračných metód (kostný štep) s vyznačenými najlepšimi hodnotami.	56
Tab. 5.3: Porovnanie 3D filtračných metód (huba) s vyznačenými najlepšimi hodnotami.	59
Tab. 5.4: Porovnanie 2D filtračných metód (mlieko) s vyznačenými najlepšimi hodnotami.	60
Tab. 5.5: Porovnanie 3D filtračných metód (mlieko – zmena veľkosti voxelu) s vyznačenými najlepšimi hodnotami.	61

Zoznam grafov

Graf 1.1: Závislosť axiálneho rozlíšenia na šírke pásma (prevzaté z [8]).	22
Graf 4.1: Rez “fantómom” filtrovaným 2D mediánovým filtrom.	41
Graf 4.2: Rez “fantómom” filtrovaným 2D geometrickým filtrom.	42
Graf 4.3: Rez “fantómom” filtrovaným 2D homogénnou maskou.	42
Graf 4.4: Rez “fantómom” filtrovaným 2D max. homogenitou okolia pixelu.	43
Graf 5.1: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka medianovým filtrom.	47
Graf 5.2: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka geometrickým filtrom.	48
Graf 5.3: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka homogénnou maskou.	48
Graf 5.4: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka max. homogenitou okolia pixelu.	49

Úvod

Technický vývoj napreduje dopredu míľovými krokmi, tak je to aj v biomedicínskom inžinierstve. Nové lekárske technológie dokážu zlepšiť diagnostiku ochorenia a pomôcť pri jej klinickej liečbe. Naviac by nám však mohli pomôcť lepšie porozumieť patogenéze ochorenia, a tým vlastne urýchliť vývoj nových terapií. Preto tieto nové technológie majú veľmi silný vplyv v lekárskom výskume ako aj v klinickej praxi. V posledných desaťročiach najväčšiu revolúciu spôsobili počítačová tomografia (CT), magnetická rezonancia (MR), funkčná magnetická rezonancia (fMRI), emisná tomografia (PET a SPECT) a difúzna optická tomografia (DOT), ktoré sa radia medzi minimálne invazívne zobrazovacie metódy. Tieto metódy umožňujú trojdimenzionálne zobrazenie, avšak ich priestorové rozlíšenie je obmedzené na niekoľko milimetrov v štandardnej klinickej praxi. Na rozdiel od týchto metód nám optické zobrazovacie metódy umožňujú vysokú rozlišovaciu schopnosť (až 1 μm). Na druhej strane majú nízku penetráciu v biologickom tkanive. [1]

Optická koherentná tomografia (OCT) je novo vznikajúca, optická, neinvazívna, diagnostická a trojdimenzionálne zobrazovacia metóda, ktorá umožňuje *in vivo* prierezovú vizualizáciu vnútornej mikroštruktúry biologických systémov. Súčasný vývoj umožnil uplatnenie OCT v rôznych zdravotníckych odboroch. Napríklad OCT nám umožňuje neinvazívnu optickú biopsiu v reálnom čase, bez potreby odobratia tkaniva a jeho následného spracovania (čiže *in situ*). No napriek tomu zlatým štandardom pre diagnostiku nádorových ochorení naďalej ostáva exciziónálna biopsia a histopatológia. Avšak pri týchto metódach nie sú informácie k dispozícii v reálnom čase. [1]

V posledných rokoch táto metóda dosiahla veľký pokrok v technologickom riešení, a to ako v rýchlosti zberu dát, tak aj v optimalizácii preniku tkanivom či v kontraste. A tak mnoho nových aplikácií tejto technológie sa teraz stáva možnými. Do budúca je možné očakávať ďalší rozvoj, a tým aj nové spôsoby využitia v ďalších lekárskejších odboroch a vedeckých výskumoch. Tým, že je možné i funkčné zobrazenie tkaniva v mikrometrovom priestorovom rozlíšení, existuje potenciál odhaliť doteraz pre nás neviditeľné morfológické, dynamické či funkčné zmeny v rôznych biologických tkanivách, a tak spôsobiť revolúciu v lekárskej diagnóze. Minimálne je možné očakávať, že doplní už dnes používané zobrazovacie techniky.

Touto prácou popisujem základné informácie optickej koherentnej tomografie, čiže základný princíp činnosti ako aj výhody a nevýhody tejto neinvazívnej zobrazovacej metódy.

V ďalšej časti práce popisujem vznik speklí a zaoberám sa možnými algoritmami na ich odstránenie.

Táto práca ďalej obsahuje praktickú časť, v ktorej popisujem akvizíciu OCT obrazových dát, ktoré filtrujem mnou vytvorenými filtračnými algoritmami na redukciu speklí. Podľa zostavenej metodiky, kvantitatívne a kvalitatívne hodnotím mieru ich redukcie. Hodnotenie končí rozpravou o získaných poznatkoch z jednotlivých filtrácií a pozorovaní.

Význam tejto práce spočíva v tom, že ako celok pomáha bližšie pochopiť princíp optickej koherentnej tomografie a zároveň približuje postup redukcie speklí v nasnímaných obrazoch. Praktickými ukážkami poukazuje na problematiku ich redukcie. V práci sú porovnané štyri filtračné metódy. Práca sa taktiež zaoberá určitými vplyvmi a tým pomáha pri výbere vhodnej filtračnej metódy pre redukciu speklí.

1 Optická koherentná tomografia

Optická koherentná tomografia (anglicky: Optical Coherence tomography) (OCT) je nekontaktná a neinvazívna tomografická zobrazovacia a diagnostická metóda, ktorá v pomerne vysokej kvalite mikrometrového rozlíšenia zobrazuje snímky biologického tkaniva (tenké vrstvy kože a sliznice, oka a zubov) v ich transverzálnom priereze. Na rozdiel od ostatných optických metód využíva OCT infračervené žiarenie, ktoré umožňuje preniknúť do väčšej hĺbky (1 – 3 mm) a poskytuje väčšiu rozlišovaciu schopnosť. Na jeho základe môže počítač rekonštruovať telesné konštrukcie v 2D alebo 3D. [3]

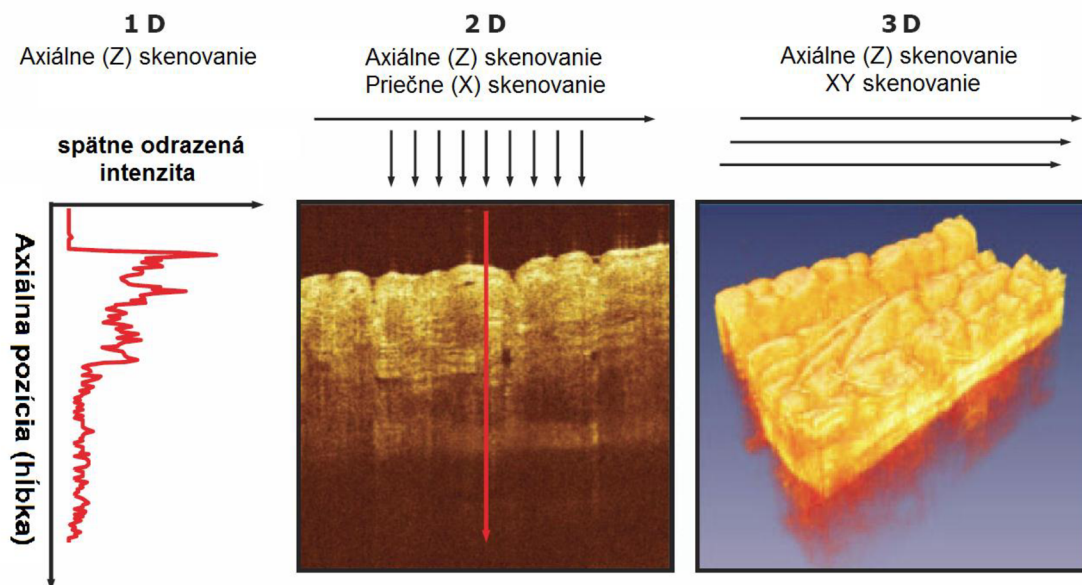
Táto metóda sa najčastejšie využíva v oftalmológii (viď Obr. 1.1).



Obr. 1.1: Optický koherentný tomograf TOPCON 3D OCT-2000 (prevzaté z [4]).

1.1 Základný opis OCT

OCT vykonáva s vysokým rozlíšením zobrazenie priečného prierezu vnútornej mikroštruktúry v biologických tkanivách meraním ozveny spätne odrazeného svetla. Tkanivo môže byť zachytené v mieste (*in situ*) a v reálnom čase s rozlíšením 1 - 15 μm . Pri meraní sa využíva meranie intenzity a časového oneskorenia spätne odrazeného svetla. Prierezové obrazy sú vykonávané viacerými axiálnymi skenmi (taktiež A-skeny), ktoré sú vykonané pomocou svetelného lúča naprieč tkanivom. Súčasne s priečnym skenovaním je vytvorený dvojrozmerný dátový súbor (2D sken) taktiež nazývaný B-sken. Trojrozmerné skeny (3D-OCT) môžu vzniknúť spojením viacerých B-skenov alebo častejšie použitím skenovania A-skemi vo vzore rastra (viď Obr. 1.2). Získané obrazy môžu byť zobrazené v šedej stupnici alebo vo falošných farbách pre lepšiu vizualizáciu patológie tkaniva. Trojrozmerné OCT obsahuje súhrnné objemové štruktúralne informácie, s ktorými je možno manipulovať obdobne ako pri MR alebo CT snímkoch.



Obr. 1.2: OCT skenovanie v 1D, 2D a 3D (prevzaté z [1]).

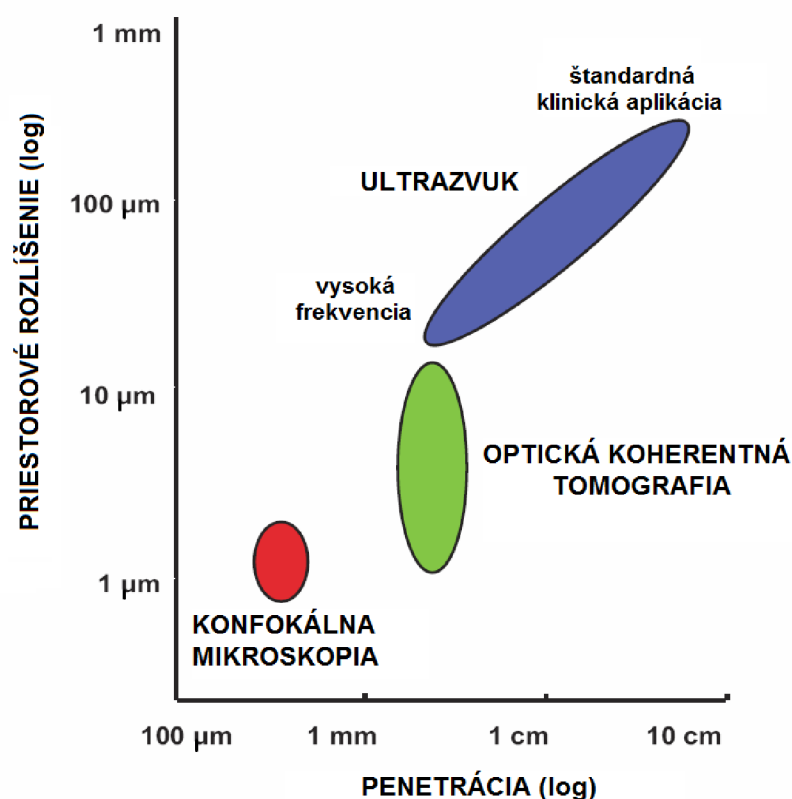
Najväčšou výhodou OCT je, že vykonáva optickú biopsiu v reálnom čase, a to *in situ* a *in vivo*. OCT aplikácia sa v súčasnosti využíva v niekoľkých všeobecných klinických situáciách:

- Ak je štandardná excizionálna biopsia nebezpečná alebo nemožná. To zahŕňa tkanivá ako napr. oko, cievy či nervové tkanivá.
- Tam, kde štandardná excizionálna biopsia je výberovou chybou. Excizionálna biopsia a histopatológia je štandardom pre diagnostiku mnohých chorôb vrátane rakoviny, ale ak excizionálna biopsia minie lézie, stáva sa falošne negatívnou. OCT tak zvyšuje senzitivitu vyšetrenia.
- Ak je potrebné vidieť pod povrch tkaniva v dôsledku vedenia mikrochirurgických postupov.

1.2 OCT a iné lekárske zobrazovacie techniky

OCT je funkčne veľmi blízke lekárske zobrazovacie techniky akými sú ultrazvuk a konfokálna mikroskopia. Ich priestorové rozlíšenia a penetrácie sú znázornené na Obr. 1.3. Pre porovnanie klinické ultrazvuky zobrazujú s rozlíšením 0,1 – 1 mm, ktoré je závislé na použitej zvukovej frekvencii (3 – 40 MHz). Zvukové vlny s takouto frekvenciou majú minimálnu absorpciu v biologickom tkanive, a tým je možné skenovať aj hlboko v tele. V určitých prípadoch sa používajú frekvencie blízke 100 MHz, kde je dosiahnuté rozlíšenie 15 – 20 μm . Avšak takto vysoké frekvencie sú v biologickom tkanive už výrazne oslabené a zobrazenie hĺbky je tak limitované len na niekoľko milimetrov.

Konfokálna mikroskopia je príkladom zobrazovacej techniky, ktorá má veľmi vysoké rozlíšenie na úrovni 1 μm . Zobrazenie hĺbky je aj pri metóde značne obmedzené. Vo väčšine biologických tkanív je tak možné skenovať do hĺbky len niekoľko 100 μm .



Obr. 1.3: Porovnanie jednotlivých zobrazovacích metód (prevzaté z [1]).

OCT tak vlastne vyplňa medzeru medzi ultrazvukom a mikroskopiou. Axiálne rozlíšenie obrazu v OCT je určené šírkou pásma svetelného zdroja. V súčasnosti je to v rozmedzí od 1 do 15 μm . Vysoké rozlíšenie OCT umožňuje vizualizáciu morfológie tkaniva. OCT sa stalo klinickým štandardom v oftalmológii, pretože oko môže byť ľahko zachytené a žiadna iná metóda nedokáže vykonávať neinvazívne zobrazenie v takomto priestorovom rozlíšení. Avšak ako už bolo spomínané, hlavnou nevýhodou je hĺbka prenikania (cca do 3 mm). Je to spôsobené tým, že svetlo OCT sa ľahko rozptýli vo väčšine tkanív. Na druhej strane je však možné OCT integrovať so širokou škálou nástrojov, akými sú endoskopy, katétre, laparoskopy a pod.

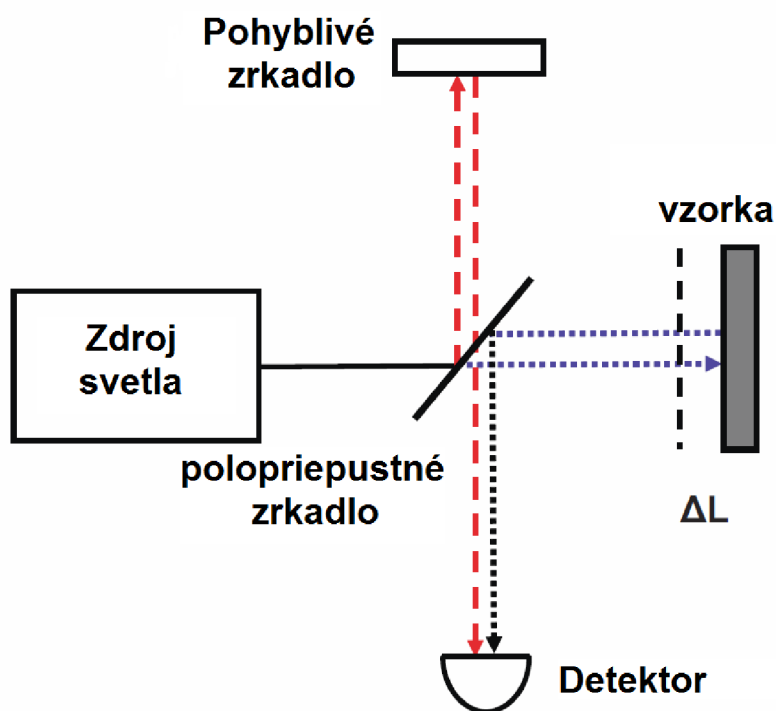
OCT je tak vzdialene príbuzné ultrazvukovej zobrazovacej metóde s tým rozdielom, že používa svetlo namiesto zvuku. Existuje viacero rôznych metód pre konštrukciu OCT, avšak všetky vychádzajú z merania intenzity a časového oneskorenia spätne odrazeného svetla z vnútornej mikroštruktúry materiálu alebo tkaniva. Ultrazvuk a OCT sú podobné v tom, že keď lúč svetla alebo zvuk prechádza tkanivom, ten je spätne rozptýlený odlišne od rôznych stavieb, ktoré majú rôzne akustické alebo optické vlastnosti,

ako aj od hraníc medzi štruktúrami. Rozmery týchto štruktúr je potom možné stanoviť z času potrebného na návrat a z jeho intenzity.

Hlavným rozdielom medzi týmito metódami je, že svetlo je oveľa rýchlejšie ako zvuk. Rýchlosť zvuku v tkanive je približne 1500 m/s, pričom rýchlosť svetla je $3 \cdot 10^8$ m/s.

1.3 Základný princíp merania OCT

Vzhľadom na to, že rýchlosť svetla je veľmi vysoká, nie je možné merať dobu odrazených vln priamo (jedná sa radovo o femtosekundy). Namiesto toho sa využíva interferenčný jav. Čiastočná koherentná interferencia (low-coherence interferometry) bola najprv vyvinutá pre meranie odrazov na optických vláknach a optoelektronických zariadeniach. Prvé aplikácie sa začali používať v biomedicíne v oftalmológii na meranie hrúbky rohovky.

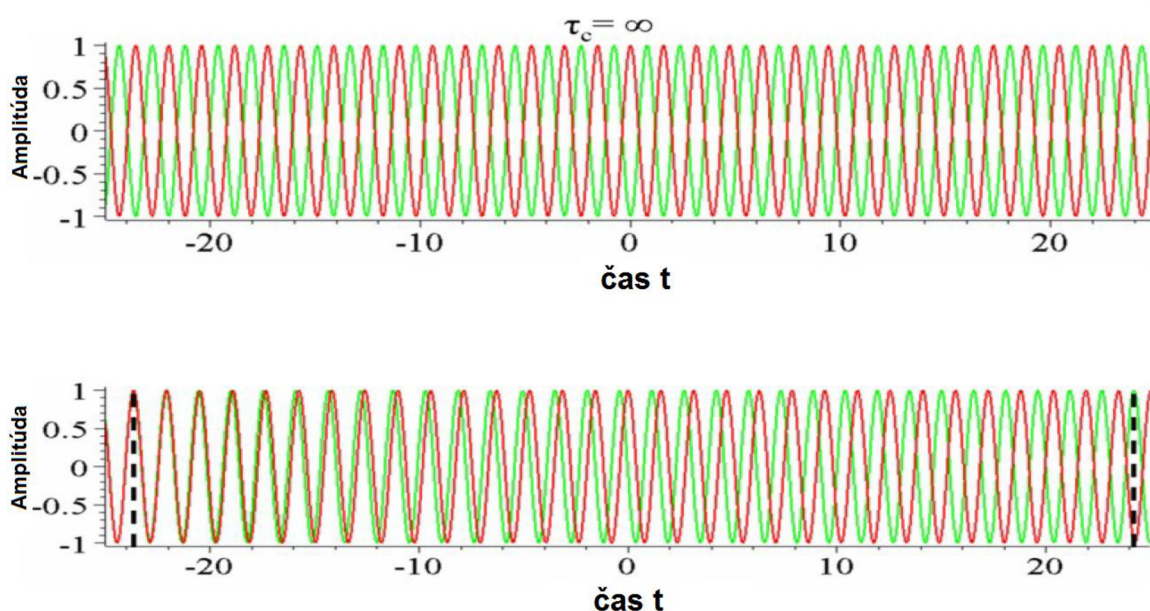


Obr. 1.4: Princíp merania OCT.

Zdroj svetla, používa sa (super) luminiscenčná dióda, vyžaruje koherentné svetlo s určitou vlnovou dĺžkou (napríklad používané 820 nm) s určitou šírkou spektra. Svetelný lúč dopadá na polopriepustné zrkadlo, kde je rozdelený na dva lúče (viď Obr. 1.4):

- jeden lúč preniká vzorkou (na obrázku zobrazený modrou farbou),
- druhý lúč sa odráža od referenčného (pohyblivého) zrkadla (na obrázku zobrazený červenou farbou).

Oba lúče dopadajú znova na zrkadlo, kde vzniká konštruktívna alebo deštruktívna interferencia. Na výstupe interferometra je možné sledovať “prúžky”. Podmienkou interferencie je využitie koherentného svetla a taktiež to, aby sa nemenila fáza svetelného lúča v čase. Časové oneskorenie a intenzita spätne odrazeného lúča sa dá zmerať z demodulovaného zachyteného signálu. Meranie sa vykonáva na Michelsonovom interferometre. Táto metóda je podobná heterodynamickej optickej detekcii v optických komunikáciách. [7]



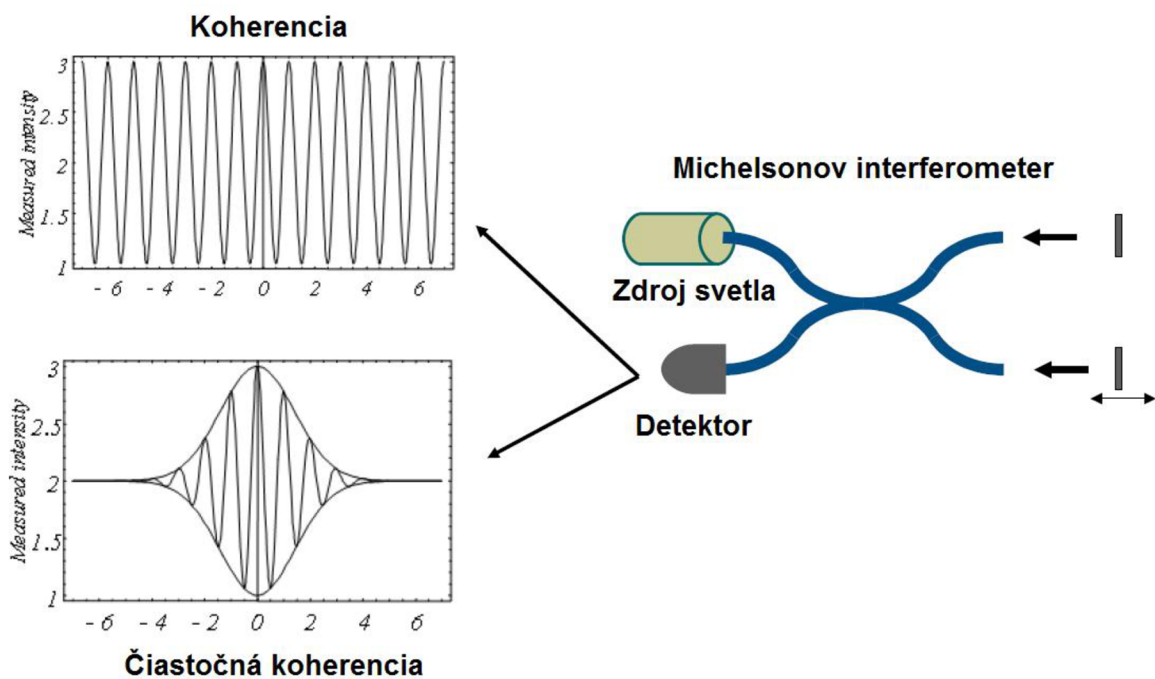
Obr. 1.5: Miera korelácie dvoch harmonických signálov (prevzaté z [8]).

Koherencia udáva ako môžu dva harmonické signály (elektrické zložky svetla) v danom čase spolu interferovať – udáva mieru korelácie (viď Obr. 1.5). Na obrázku je taktiež možné vidieť koherenčnú dobu (τ_c), ktorá popisuje čas, za ktorý sa výrazne zmení

fáza (resp. amplitúda). Po túto dobu je možné tieto elektromagnetické vlny považovať za koherentné.

Ďalej si môžeme určiť koherenčnú vzdialenosť L_c , ktorá opisuje vzdialenosť, ktorú prejde vlna v čase τ_c . Tá je popísaná nasledujúcim vzťahom 1 (prevzaté z [8] strana 65):

$$L_c = \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$



Obr. 1.6: Michelsonov interferometer (prevzaté z [8]).

Interferogram na výstupe interferometra je daný reálnou časťou koherenčnej funkcie žiarenia zdroja (to platí pre meranie bez vzorky) (prevzaté z [8] strana 68):

$$G_{SR}(\tau) = 2 \cdot \text{Re}\{\Gamma_{source}(\tau)\} = 2 \cdot \text{Re}\left\{\frac{\langle A_{source}^*(t) \cdot A_{source}(t+\tau) \rangle}{|A_{source}(t)|^2}\right\} \quad (2)$$

kde $A(t)$ sú okamžité hodnoty svetelnej vlny v čase a $\Gamma(\tau)$ je impulzná charakteristika. Ak vložíme do prístroja vzorku, tak interferogram bude daný (prevzaté z [8] strana 68):

$$G_{SR}(\tau) = 2 \cdot \text{Re}\{\Gamma_{source}(\tau) * h(\tau)\} \quad (3)$$

kde $h(\tau)$ je “tkanivová funkcia” (ktorá sa vzťahuje k hĺbke z) a $\Gamma(\tau)$ je impulzná charakteristika.

Ako už bolo spomínané, za zdroj svetla sa používajú koherentné zdroje svetla:

- diódy GaAs s vlnovou dĺžkou 800 nm a šírkou pásma 5 až 20nm (tie sa používajú najčastejšie),
- dlhovlnné diódy s vlnovou dĺžkou od 1300 do 1550 nm.

Axiálne rozlíšenie v OCT je určené podľa vlnovej dĺžky použitého koherentného svetelného zdroja (viď vzťah 4, prevzaté z [8] strana 72).

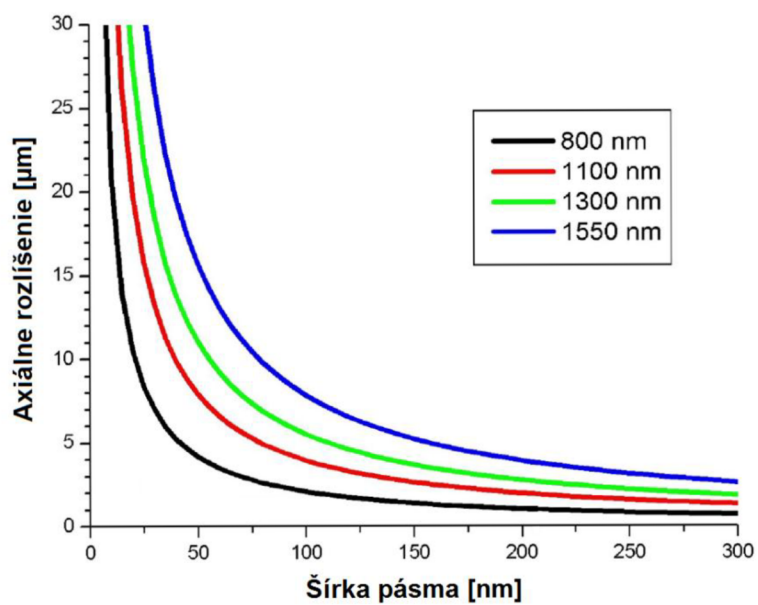
$$\Delta z = \frac{2 \cdot \ln 2}{\pi} \cdot \left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \right) \quad (4)$$

kde Δz je axiálne rozlíšenie, λ_0 je maximum vlnovej dĺžky v spektre a $\Delta \lambda$ je šírka spektra (pre pokles o 3 dB). Z toho vyplýva, že využitím iných vlnových dĺžok a šírky spektra použitého svetelného zdroja je možné dosiahnuť iné axiálne rozlíšenie (viď Graf 1.1).

Laterálne, čiže stranové rozlíšenie je dané geometrickou veľkosťou zaostreného bodu v danej tomografickej rovine. A je popísané vzťahom (prevzaté z [8] strana 74):

$$\Delta x = 2 \cdot \sqrt{\ln 2} \frac{\lambda}{\pi \theta} \quad (5)$$

kde θ je uhol divergencie (rozbiehavosti) svetelného lúča.

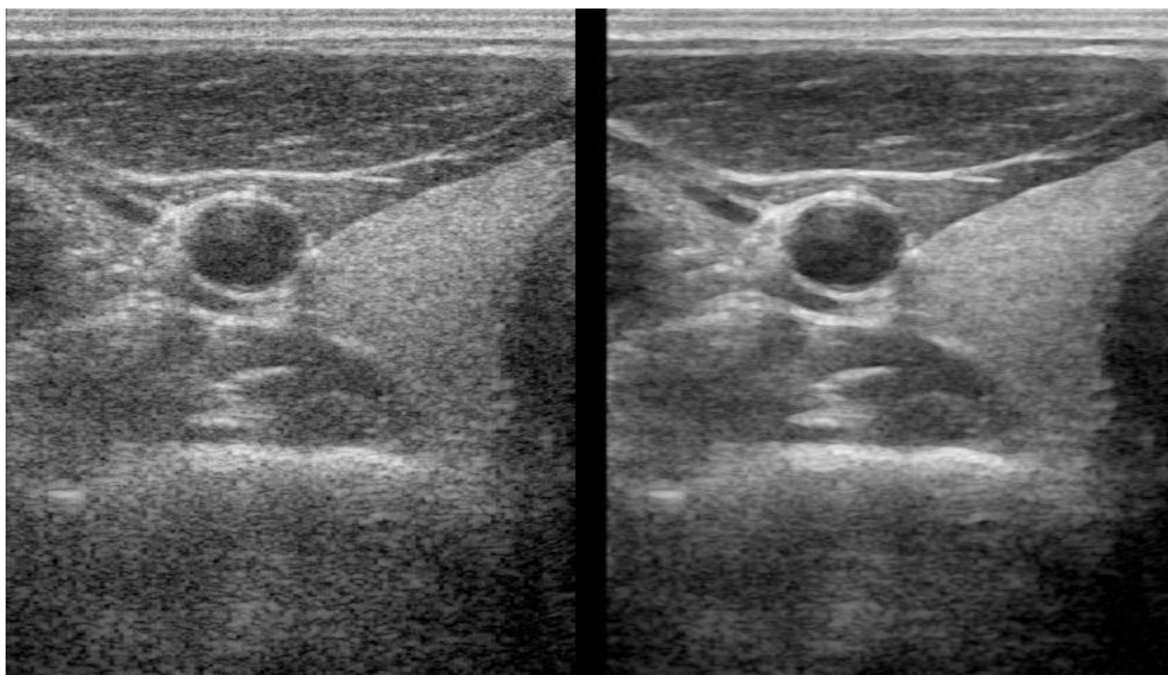


Graf 1.1: Závislosť axiálneho rozlíšenia na šírke pásma (prevzaté z [8]).

2 Spekle – šum

2.1 Popis speklí

Spekle sú náhodné javy, ktoré sú charakteristické pre všetky typy detekcií úzkospektrálnych koherentných signálov. Spekle vznikajú interferenciou vln s náhodnými fázami. To môže byť taktiež interpretované ako chýbajúce frekvencie, ktoré vyplývajú z obmedzeného pásmového prepustenia OCT. Na Obr. 2.1 je znázornená snímka zašumená speklami. Je možné si všimnúť, že tento šum sa prejavuje ako malé “škvrny“ (anglicky speckle).

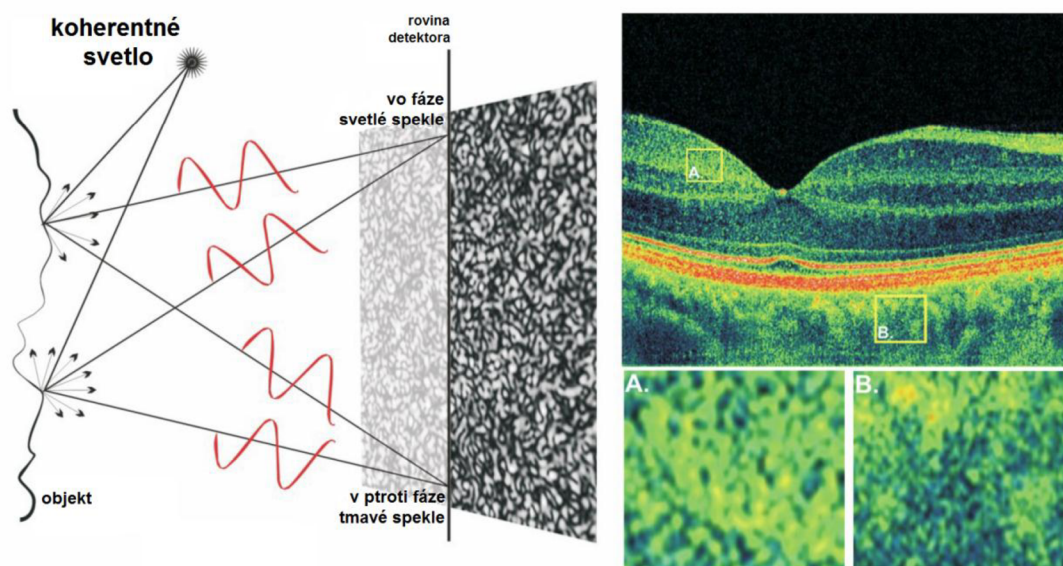


Obr. 2.1: Vľavo obraz zašumený speklami, vpravo s ich redukciou (prevzaté z [5]).

2.2 Vznik speklí

Spekle sú výsledkom náhodných spätne rozptýlených fotónov. Tie sa odrazili od hrubých povrchov, tkanív alebo iných štruktúr, ktoré sú menšie ako zaostrý lúč. Je dôležité podotknúť, že spekle nebudú prítomné, keď sa svetelný lúč odráža od jednotného

povrchu. Vznik speklí možno taktiež vysvetliť ako komplexný proces vzájomného rušenia medzi rôznymi časťami lúča, ktoré sa odrážajú v rôznych smeroch (viď Obr. 2.2). Náhodne odrazené lúče spôsobia náhodné fázy elektromagnetickej vlny, ktorá zodpovedá každému odrazenému fotónu. Ak táto zmena fázy bude väčšia ako 2π , potom intenzita výsledného elektromagnetického poľa sa bude líšiť náhodne a vytvorí viditeľné škvvrny (spekle) na snímkach OCT. Toto náhodné rozloženie intenzity bude závisieť od dvoch faktorov: nezrovnalostí v snímanom tkanive a rôznej veľkosti fázy. [6]



Obr. 2.2: Vznik speklí (A – svetlé spekle, B – tmavé spekle) (prevzaté z [6]).

Z toho je možné odvodiť, že miera zašumenia bude závislá na numerickej apertúre (NA) zberného optického systému a spektrálnej priepustnosti svetla. Dôležitým parametrom, ktorý definuje mieru zašumenia, je priemerná veľkosť speklí. Za predpokladu, že sa objekt bude skladať z jedného materiálu, priemerná veľkosť speklí sa bude zväčšovať s poklesom NA a spektrálnej šírky pásma. NA zberného optického systému teda určuje uhlové spektrum rozptýleného svetla, ktoré môže byť zhromaždené v optickom systéme. Čím je väčší tento rozsah, tým je priemerná veľkosť speklí menšia. Taktiež NA zariadenia určuje bočné rozlíšenie OCT, ktoré rastie s rastúcim NA. Vhodné je taktiež poznamenať, že elektromagnetické pole bude mať rôzne spekle pre rôzne optické frekvenčné zložky. To má za následok ďalšiu moduláciu signálu ako funkciu optickej

vlnovej dĺžky. A navyše po Fourierovej transformácii spôsobuje moduláciu intenzity v axiálnom smere. Tieto dva javy (v priečnom a axiálnom smere) spôsobujú spekle v prierezových snímkach OCT. [6]

Jedným z najdôležitejších dôsledkov speklí je, že sa zhorší priečne a axiálne rozlíšenie snímkov OCT. Nominálne axiálne rozlíšenie OCT je stanovené meraním šírky OCT signálu od jedného, dobre definovateľného reflektora (napríklad povrch zrkadla). Preto udávajúca hodnota axiálneho rozlíšenia OCT nezodpovedá hodnote, ktorú by bolo možné v praxi, pri snímaní tkanív, dosiahnuť. A tak ako už bolo skôr spomenuté, typ tkaniva ovplyvňuje veľkosť speklí a tie ďalej ovplyvňujú axiálne rozlíšenie OCT. Preto sa pre popis prístroja používa pri meraní definovaný reflektor a nie rôzne vzorky tkanív.

3 Redukcia speklí

Redukcia speklí je vždy kompromisom medzi potlačením šumu a stratou informácií, čo môže spôsobiť veľký problém. Preto je veľmi žiaduce, aby dôležité informácie neboli odstránené. Väčšina technik na odstránenie speklí má určité obmedzenia, ktoré je možné zhrnúť nasledovne:

1. Sú citlivé na veľkosť a tvar okna. Použitie rôznych veľkostí okna výrazne ovplyvňuje kvalitu spracovaných obrazov. Ak je okno príliš veľké, dôjde k vyhladeniu, jemné detaily sa stratia v procese filtrovania a hrany budú rozmazané. Naopak malé okno znižuje schopnosť filtra redukovať spekle, čím sa stáva neefektívnym. V homogénnych oblastiach veľké okno účinnejšie redukuje spekle. V heterogénnych oblastiach menšie okno zachováva detaily obrazu.
2. Niektoré z týchto filtračných metód, ktoré využívajú okno výberu, vyžadujú určitý prah, ktorý sa použije v procese filtrovania. Ten by sa mal často empiricky odhadnúť. Vhodnou voľbou prahu je možné zabezpečiť, že ostré hrany ostanú nefiltrované.
3. Väčšina týchto filtračných metód nezvýrazňuje hrany, ale len bráni vyhladeniu v ich blízkosti. Keď je v okne obsiahnutá hrana, rozptylový koeficient bude vysoký a vyhladenie bude potlačené. Preto spekle v blízkosti hrán nebudú redukované. Avšak vyhladeniu v blízkosti hrán nie je možné úplne zabrániť. Dá sa to len v kolmom smere na hranu. V rovnobežnom smere hrany je vyhladenie povolené.
4. Existujú rôzne kritéria pre hodnotenie efektívnosti redukcie speklí. Väčšina štúdií používa kvantitatívne kritérium ako napr. index zašumenia (C). Avšak existujú aj ďalšie kritéria, akými sú textúrna analýza a klasifikácia, hodnotenie kvality obrazu, či vizuálne posúdenie zo strany odborníkov. [9]

V súčasnosti je na potlačenie speklí možné použiť nasledovné algoritmy:

1. Lineárne filtrácie:

- a. štatistické filtrovanie prvého radu;
- b. lokálna štatistická filtrácia s vysokým momentom;
- c. filtrovanie oblasti s homogénnu maskou.

2. Nelineárne filtrovanie:

- a. mediánový filter;
- b. filtrácia s lineárne upravenou mierkou;
- c. maximálna homogenita okolia pixelu;
- d. geometrické filtrovanie;
- e. homomorfné filtrovanie.

3. Difúzne filtrovanie:

- a. anizotropné difúzne filtrovanie;
- b. koherentné nelineárne anizotropné difúzne filtrovanie.

4. Vlnková filtrácia (vlnková transformácia).

V praxi sa ale používajú ich kombinácie. V ďalšej časti popisujem niektoré filtrácie.

3.1 Štatistické filtrovanie prvého rádu

Filtrovanie využíva štatistiku, ako sú rozptyl a stredná hodnota v lokálnej oblasti pixelu. Tieto algoritmy tak vychádzajú z nasledujúcej rovnice (prevzaté z [9] strana 21):

$$f_{i,j} = \bar{g} + k_{i,j} (g_{i,j} - \bar{g}) \quad (6)$$

kde $f_{i,j}$ je predpokladaná hodnota nezašumeného pixelu, $g_{i,j}$ je hodnota zašumeného pixelu v pohybujúcom sa okne, \bar{g} je lokálna stredná hodnota v $N_1 \times N_2$ oblasti susediacej a obsahujúcej pixel $g_{i,j}$, $k_{i,j}$ je váhový faktor ($k \in [0,1]$), i a j sú súradnice pixelu. Váhový faktor $k_{i,j}$ je funkciou lokálnych štatistík, v pohybujúcom sa okne môže byť odvodený v rôznych tvaroch (prevzaté z [9] strana 21):

$$k_{i,j} = \left(1 - \frac{\bar{g}^2}{\sigma^2}\right) / \left(\sigma^2(1 + \sigma_n^2)\right) \quad (7)$$

$$k_{i,j} = \sigma^2 / (\bar{g}^2 \sigma_n^2 + \sigma^2) \quad (8)$$

$$k_{i,j} = (\sigma^2 - \sigma_n^2) / \sigma^2 \quad (9)$$

Premenné σ^2 a σ_n^2 reprezentujú rozptyl v pohybujúcom sa okne a rozptyl šumu v celom obraze. Rozptyl šumu môže byť vypočítaný pre logaritmicky komprimovaný obraz. Pre každé okno sa rozptyl šumu ráta nasledovne (prevzaté z [9] strana 22):

$$\sigma_n^2 = \sum_{i=1}^p \sigma_p^2 / \bar{g}_p \quad (10)$$

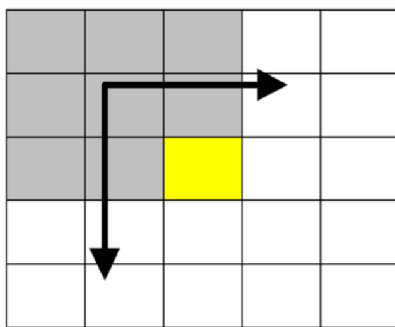
kde σ_p^2 a \bar{g}_p sú rozptyl a stredná hodnota šumu vo vybranom okne, p je index zahrňujúci všetky okná v celom obraze. Hodnota $k_{i,j}$ rovná 1 (v okrajových oblastiach) bude mať za následok nezmenený pixel, pričom hodnota 0 (v jednotnej oblasti) určuje, že aktuálny pixel bude nahradený lokálnou strednou hodnotou \bar{g} záujmovej oblasti.

3.2 Filtrovanie oblasti s homogénnou maskou

Jedná sa o 2D filter operujúci v oblasti [5x5] pixelov, ktorý hľadá v susedstve každého pixelu čo najviac homogénnu oblasť s podmnožinou okna [3x3]. Stredný pixel oblasti [5x5] je tak rovný priemernej úrovni šedi okna [3x3] s najmenším indexom zašumenia spektrí C , ktorý je možné popísať rovnicou (prevzaté z [9] strana 28):

$$C = \frac{\sigma_s^2}{g_s} \quad (11)$$

kde σ_s a g_s predstavujú rozptyl a strednú hodnotu okna [3x3]. Respektíve okno s najmenšou hodnou C je najviac homogénnou oblasťou, ktorá pravdepodobne neobsahuje žiadne hrany. Operátor tohto filtra je znázornený na Obr. 3.1.



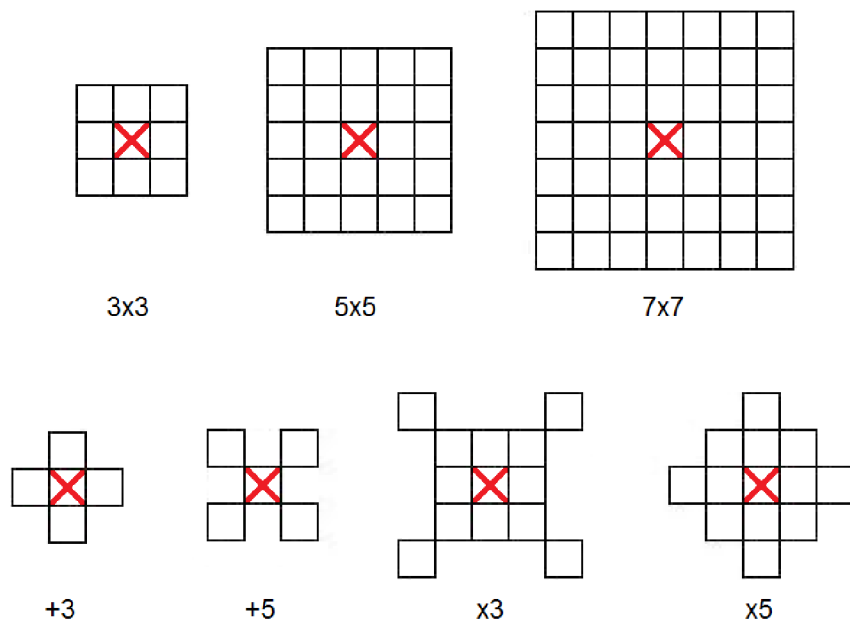
Obr. 3.1: Pohyb okna [3x3] v oblasti [5x5] (prevzaté z [9]).

Danú filtráciu je taktiež možné popísať daným postupom:

1. Posúvať masku [3x3] vo vybranom okne [5x5].
2. Detekovať polohu masky, pre ktorú je hodnota C minimálna.
3. Priradiť priemernú hodnotu šedi v maske [3x3] strednému pixelu okna [5x5].
4. Opakovať kroky 1 až 3 pre každý pixel v obraze.
5. Opakovať celý postup, kým sa hodnoty šedi všetkých pixelov budú meniť minimálne.

3.3 Mediánový filter

Mediánová filtrácia je nelineárna metóda vyhladzovania. Cieľom je eliminovať veľké jasové rozdiely v okolí bodu. Jasové hodnoty bodov vpadajúcich do filtračnej masky (vid' Obr. 3.2) sa usporiadajú podľa veľkosti. Nová jasová hodnota bude medián tejto postupnosti. Mediánový filter sa zvyčajne využíva na potlačenie impulzného šumu. Nevýhodou tohto filtra je, že môže poškodiť tenké čiary a ostré rohy.



Obr. 3.2: Príklady masiek.

3.4 Filtrácia s lineárne upravenou mierkou

Filtrovanie obrazu je vykonávané pomocou lineárnej úpravy mierky stupnice šedi. V okne $[5 \times 5]$ pixelov sa vypočíta stredná hodnota všetkých pixelov, ktoré majú jasovú zložku nižšiu alebo rovnú hodnote prahu \mathcal{G} . Táto hodnota sa priradí bodu $g_{i,j}$ (stredný bod, ktorý posúva okno). Hodnota prahu je popísaná vzťahom (prevzaté z [9] strana 36):

$$\mathcal{G} = \alpha \cdot g_{\max} \quad (12)$$

kde g_{\max} je maximálna hodnota jasu v okne a $\alpha = < 0 ; 1 >$. Najlepšie výsledky boli pritom dosiahnuté s $\alpha = 0,1$. [9]

3.5 Maximálna homogenita okolia pixelu

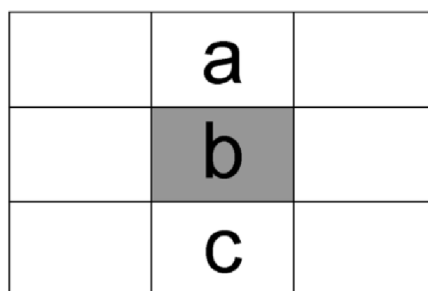
Táto filtrácia je založená na odhade čo najviac homogénnej oblasti v okolí každého pixelu. Filter berie do úvahy len obrazové body, ktoré patria do spracovanej oblasti (maska 7x7) využitím dole uvedenej rovnice, ale len za predpokladu, že je daná oblasť homogénna. Výstupom obrazu je potom (prevzaté z [9] strana 37):

$$f_{i,j} = (c_{i,j}g_{i,j}) / \sum c_{i,j} \quad (13)$$
$$c_{i,j} = 1 \quad \text{keď} \quad (1 - 2\sigma_n)\bar{g} \leq g_{i,j} \leq (1 + 2\sigma_n)\bar{g}$$
$$c_{i,j} = 0 \quad \text{v ostatných prípadoch}$$

Tento filter nevyžaduje nastavenie žiadnych parametrov alebo prahov pre správnu funkciu. Z toho dôvodu je vhodný pre automatickú implementáciu. [9]

3.6 Geometrická filtrácia

Geometrická filtrácia vychádza z toho, že spekle v obraze sa objavajú ako úzke steny. Tento koncept iteráčným opakovaním postupne redukuje úzke steny (svetlé hrany) a vyplní ich tmavými hranami.



Obr. 3.3: Maska 3x3 so zvislým smerovaním.

Táto technika filtrovania je nelineárna a využíva masku [3x3] (viď Obr. 3.3). Celý princíp spočíva v porovnávaní centrálného pixelu (na obrázku pixel b) so zvyšnými

ôsmimi pixelmi (na obrázku biele pixely) a na základe ich intenzity upraví hodnotu centrálného pixelu.

Postup tejto filtrácie je možné opísať v týchto krokoch.

1. Podľa masky priradiť pixely.
2. Zvoliť smer filtrácie (zvislý), čomu zodpovedajú tri za sebou idúce pixely a , b a c (viď Obr. 3.3).
3. Upraviť hodnotu centrálného pixelu podľa nasledujúcich bodov:
 - ak $b \leq a - 2$, potom $b = b + 1$;
 - ak $b \leq c - 2$, potom $b = b + 1$;
 - ak $b < a$ a $b \leq c$, potom $b = b + 1$;
 - ak $b < c$ a $b \leq a$, potom $b = b + 1$;
 - ak $b \geq a + 2$, potom $b = b - 1$;
 - ak $b \geq c + 2$, potom $b = b - 1$;
 - ak $b > a$ a $b \geq c$, potom $b = b - 1$;
 - ak $b > c$ a $b \geq a$, potom $b = b - 1$;
4. Opakovať kroky 2 až 3 pre všetky smery (vodorovný a oba diagonálne).
5. Opakovať kroky 1 až 4 pre všetky pixely v obraze.

3.7 Homomorfná filtrácia

Algoritmus vykonáva zlepšenie obrazu tým, že počíta rýchlu Fourierovu transformáciu (FFT) logaritmicky komprimovaného obrazu. Následne využije homomorfnú filtračnú funkciu $H(.)$ na odstránenie šumu a nakoniec vykoná inverznú FFT. Homomorfná filtračná funkcia $H(.)$ je postavená na horno-zosilňujúcom Butterworthovom filtri (prevzaté z [9] strana 44):

$$H_{u,v} = \gamma_L + \frac{\gamma_H}{1 + (D_0/D_{u,v})^2} \quad (14)$$

kde:

$$D_{u,v} = \sqrt{(u - N/2)^2 + (v - N/2)^2} \quad (15)$$

a $D_0 = 1,8$ je rez frekvencie filtra, $\gamma_L = 0,4$ a $\gamma_H = 0,6$ sú zosilnenia na nízkych a vysokých frekvenciách, u a v sú priestorové súradnice frekvenčne transformovaného obrazu a N je rozmer obrazu v u - v priestore. [9]

3.8 Vlnková filtrácia

Vlnková filtrácia využíva rozklad obrazu pomocou vlnkovej transformácie (WT).

Vlnková analýza je obzvlášť užitočná pre analýzu prechodných, nestacionárnych a časovo premenných signálov. Vlnková analýza môže byť použitá na analýzu signálov s rôznym priestorovým rozlíšením. Ich výhoda spočíva v schopnosti analyzovať signál s presnosťou ako v časovej, tak aj vo frekvenčnej oblasti. To nie je možné v tradične využívanej Fourierovej analýze, kde je významná presnosť vo frekvenčnej oblasti, ale menšia v časovej. Respektíve, zvýšenie presnosti v jednej oblasti zhorší presnosť v druhej oblasti. Vlnková analýza je schopná identifikovať singularitu spojené s jemnými variáciami signálu. Pre odstránenie šumu je potrebné stanoviť tvar vlnky, kde leží väčšina energia šumu.

Myšlienka tejto redukcie speklí spočíva vo využití symlet s jemným prahovaním. Symlety sú „rodinou“ ortogonálnych vlniek vytvorených tak, že na danej dĺžke nosiča majú práve maximálny počet nulových momentov (viď Obr. 3.4). Tieto vlnky sú navrhnuté s určitou asymetriou. [9]



Obr. 3.4: Vlnka symlet s 8 nulovými momentami (prevzaté z [10]).

Postup tejto filtrácie je možné opísať nasledovne:

1. Odhadnúť rozptyl šumu spektrálneho σ_n^2 .
2. Vypočítať diskretnú vlnkovú transformáciu (DWT) pomocou symlet vlnky pre dva prahy.
3. Pre každé subpásmo:
 - a. Vypočítať hranice (prevzaté z [9] strana 52):

$$T = \begin{cases} (T_{\max} - \alpha(j-1))\sigma_n & \text{keď } T_{\max} - \alpha(j-1) \geq T_{\min} \\ T_{\min}\sigma_n & \text{v ostatných prípadoch} \end{cases} \quad (16)$$

kde α je klesajúci faktor medzi dvoma po sebe idúcimi úrovňami, T_{\max} je maximálny faktor pre σ_n , T_{\min} sa rozumie minimálny faktor pre σ_n . Prah T je primárne počítaný pomocou σ_n a klesajúcim faktorom $T_{\max} - \alpha(j-1)$.

- b. Použiť prahy na vlnkové koeficienty v každom pásme.
4. Vypočítať inverznú DWT filtrovaného obrazu.

4 Praktická časť

4.1 Akvizícia OCT obrazových dát

Snímanie som vykonal na THORLABS OCS1300SS (vid' Obr. 4.1), ktorého parametre sú popísane nižšie (vid' Tab. 4.1). Snímanou scénou by bol najideálnejšie homogénny fantóm. Keďže som však takýto fantóm nemal k dispozícii, ako jeho náhradu som použil plnotučné mlieko. Ako ďalšie snímané scény som využil kostný štep a hubu (obyčajnú špongiu).



Obr. 4.1: THORLABS OCS1300SS (prevzaté z [11]).

Pre potreby môjho snímania bolo potrebné vhodne nastaviť OCT, konkrétne dosiahnuť izotropné voxely. To som dosiahol vhodným nastavením snímaného objemu pre konkrétne nastavené rozlíšenie. Rozlíšenie som nastavil na hodnotu $1024 \times 512 \times 512$ (x, y, z) a snímaný objem na $6 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ (x, y, z). Tým zostal zachovaný pomer. Ešte podotknem, že nastavené rozlíšenie je maximálne možné v ose X a Z. Pre os Y nemá zmysel využívať tak vysoké rozlíšenie, pretože OCT nesníma až do takej hĺbky (pri zachovaní izotropie voxelu). Takýmto nastavením som dosiahol, že jeden voxel reprezentuje kocku o veľkosti hrany približne $5,86 \mu\text{m}$ v snímanej scéne.

Tab. 4.1: Technická špecifikácia THORLABS OCS1300SS (prevzaté z [12])

Optická špecifikácia	
Stredná vlnová dĺžka	1300 nm
Šírka spektra	100 nm
Priemerný výstupný výkon	10 mW
Koherentná dĺžka	6 mm
Axiálna skenovacia frekvencia	16 kHz
Dátové spracovanie	
Rýchlosť prevodníka A/D	100 MS/s
Rozlíšenie prevodníka A/D	14 bitov
Počet kanálov prevodníka A/D	2
Rýchlosť analógového výstupu	1 MS/s
Rozlíšenie analógového výstupu	16 bitov
Počet kanálov analógového výstupu	4
Obrazové spracovanie 2D Cross Sectional	
Rýchlosť snímania (512 A-skenov za snímok)	25 fps
Maximálna veľkosť snímokou (výška x hĺbka)	4000 x 512 pixelov
Maximálna šírka snímania	10 mm
Maximálna hĺbka snímania	3 mm
Priečne rozlíšenie	25 μ m
Axiálne rozlíšenie (vzduch/voda)	12 / 9 μ m
Obrazové spracovanie 2D en-face	
CMOS senzor	5,78 mm x 4,19 mm
Maximálne rozlíšenie	510 x 492 pixelov
Rýchlosť snímania	20 fps
Obrazové spracovanie 3D - objemové	
Maximálna veľkosť objemu (dĺžka x šírka x hĺbka)	10 mm x 10 mm x 3 mm
Maximálne rozlíšenie (dĺžka x šírka x hĺbka)	1024 x 1024 x 512 pixelov
Čas snímania	približne 30 sekúnd

4.2 Metodika hodnotenia

Aby bolo možné porovnávať jednotlivé filtračné metódy, je potrebné si zaviesť metodiku hodnotenia. Existuje niekoľko spôsobov, ako kvalitatívne posúdiť filtrovanie obrazu. Výsledky týchto rôznych meraní sa líšia, dokonca môžu byť aj protichodné. Pre moje hodnotenie som vybral metódy, ktoré sa najčastejšie využívajú pre hodnotenie redukcií speklí. Tie je možné rozdeliť na dve skupiny: miera redukcie speklí a zachovanie hrán v obraze, ktoré je nevyžiadanou súčasťou týchto filtračných metód. Tieto parametre majú zaužívané anglické názvy, ktoré v práci neprekladám. Taktiež som pridal aj vlastnú metodiku.

4.2.1 Hodnotenie pomocou ENL

Táto metóda využíva index ENL (*Equivalent Number of Looks*), ktorý sa vypočítava podľa nasledujúceho vzorca (prevzaté z [13] strana 4):

$$ENL = \left(\frac{\text{priemerná hodnota}}{\text{smerodajná odchylka}} \right)^2 \quad (17)$$

K výpočtu sa využívajú hodnoty z homogénnej oblasti, kde vo výsledku, čím vyššia hodnota ENL, tým je vyššia efektivita redukcie speklí. Očakáva sa hodnota vyššia ako ENL v pôvodnom obraze. [13]

4.2.2 Hodnotenie pomocou SSI

Hodnotenie SSI (*Speckle Suppression Index*) využíva nasledujúci vzorec (prevzaté z [13] strana 4):

$$SSI = \frac{\sqrt{\text{rozptyl}(I_f)}}{\text{priemerná hodnota}(I_f)} \times \frac{\text{priemerná hodnota}(I_o)}{\sqrt{\text{rozptyl}(I_o)}} \quad (18)$$

kde I_f je filtrovaný obrázok a I_o je zašumený (pôvodný) obrázok. Vstupné hodnoty pre výpočet sú z homogénnej oblasti. Jedná sa o pomernú veličinu, kde sa očakáva hodnota menšia ako 1. Vtedy je možné povedať, že filter potláča spekle. Čím nižším SSI, tým efektívnejšie. [13]

4.2.3 Hodnotenie pomocou EEI

Táto hodnota (*Edge-Enhancing Index*) indikuje ako je filter schopný zachovať hrany vo filtrovanom obraze a je definovaný nasledovne (prevzaté z [13] strana 4):

$$EEI = \frac{\sum |DN_{1f} - DN_{2f}|}{\sum |DN_{1o} - DN_{2o}|} \quad (19)$$

kde DN_{1f} a DN_{2f} sú hodnoty pixelov na oboch stranách hrany filtrovaného obrazu. A DN_{1o} a DN_{2o} sú hodnoty pixelov na oboch stranách hrany zašumeného (pôvodného) obrazu. Vo výsledku EEI menšia ako 1 reprezentuje rozostrenie hrán a väčšia ako 1 reprezentuje zvýraznenie hrán. [13]

4.2.4 Hodnotenie pomocou smernicovej rovnice priamky

Túto metodiku hodnotenia som navrhol sám a opisuje strmnosť a posun hrán v obrazoch. Vychádza sa zo smernicovej rovnice priamky, ktorá prekrýva hranu v obraze.

$$y = kx + q \quad (20)$$

Vo výsledku získame k a q , kde k je smernica priamky, čiže udáva strmnosť hrany. A q udáva, v ktorom bode pretne os y . Tieto parametre budem hodnotiť z hľadiska, o koľko sa zmenili voči pôvodnému snímku. Takto získavam nasledujúce rovnice:

$$\Delta k = k_f - k_o \quad (21)$$

$$\Delta q = q_f - q_o \quad (22)$$

kde kladné Δk nám vraví, že sa hrany zvýraznili, pričom záporne Δk indikuje, že sa hrany vyhladzujú. Ďalej, čím vyššia hodnota Δq , tým viac došlo k posunu hrán. Znamienko určuje smer posunu, kde kladné znamienko popisuje zväčšenie "objektu" v OCT obraze. Aby parameter Δq mal určitú odpovedajúcu hodnotu, je potrebné posunúť hodnoty na osi x tak, aby nula ležala v strede hrany snímaného obrazu.

4.2.5 Náročnosť výpočtu

Ako posledné budem hodnotiť náročnosť výpočtu. Všetky filtračné metódy budú filtrovať, rovnako veľký obsah (1024 x 512 x 20) na rovnakom počítači (CPU i7-920). Vo výsledku získam čas výpočtu každej jednej metódy. Tento parameter nie je úplne presný, keďže dané filtračné metódy nie je možné považovať za úplne vyladené.

4.3 Algoritmy pre redukciu speklí

Na začiatku bolo potrebné vybrať určité filtračné metódy, ktoré budem aplikovať a následne hodnotiť. Ja som si zvolil tieto štyri:

- mediánová filtrácia;
- geometrická filtrácia;
- filtrácia homogénnou maskou;
- filtrácia maximálnou homogenitou okolia pixelu.

Jednotlivé filtračné metódy som vytváral v prostredí MATLAB-u R2011b (7.13.0.564). Vybrané filtračné metódy som vytvoril ako 2D tak, aby bolo jednoduché meniť veľkosť okna prípadne aj tvar (pri mediánovej filtrácii). Pre každý B-sken je potrebné volať funkcie pre filtrovanie. Tieto filtrácie som ďalej rozšíril do 3D. Takéto filtrácie nie sú bežne publikované, preto som postupoval podľa nižšie zmieňovaných logických úvah. Nevyhnutnosťou je pritom disponovať aj 3D vstupnými dátami, preto sa funkcie nevolajú pre každý B-sken jednotlivo, ale celý súbor 3D obrazových dát je filtrovaný naraz.

U mediánovej filtrácie som pridal maske tretí rozmer, čím sa stala priestorovou a jej pohyb som rozšíril o ďalší smer. Pri geometrickej filtrácii som okno taktiež rozšíril do priestoru. Preto bolo potrebné pridať ďalšie porovnávanie medzi voxelmi, a tak z pôvodných štyroch porovnaní v okne vzniklo trinásť. Porovnávajú sa stále voxely na okraji okna, ktoré sú na pomyselných priamke prechádzajúcej stredom okna. U filtrácie homogénnou maskou bola operujúca množina výberu rozšírená do priestoru a samozrejme jej okno pohybujúce sa vo vnútri. Tento pohyb okna bol rozšírený o ďalší smer ako aj operujúca množina. Pri poslednej filtrácii maximálnou homogenitou okolia pixelu (v tomto prípade by bol vhodnejšie použiť "voxelu", avšak jedná sa o zaužívaný názov) som taktiež rozšíril masku do priestoru ako aj pridal ďalší smer jej pohybu. Všetky tieto rozšírenia

s nastaviteľnými oknami/maskami narážali na určité problémy, ktoré som musel jednotlivo riešiť podľa svojho uváženia.

Všetky uvedené filtračné metódy sú situované ako jednotlivé funkcie (.m súbory), aby mohli byť jednoducho použité aj inými používateľmi (ich hlavičky sú zobrazené v prílohe). Tieto funkcie zobrazujú progres výpočtu a čas, za ktorý vykonali celú filtráciu. Funkcie sú volané z dvoch základných algoritmov (jeden pre 2D a druhý pre 3D filtrovanie). Tieto algoritmy načítavajú vstupné dáta, volajú dané filtračné metódy, ukladajú výsledné dáta a vykonávajú hore spomenuté hodnotenie. Pre toto hodnotenie je potrebné, aby používateľ urobil isté úkony, akými je výber homogénnej oblasti, rez hranou a pod. Tu je dôležité podotknúť, že pri hodnotení hrán je vybraný len jeden rez hranou, ktorý nereprezentuje vlastnosti všetkých hrán. Avšak hodnotenia vychádzajú z miery zmien voči rezu hranou v pôvodnom obraze, čo je na posúdenie hrán v obraze postačujúce.

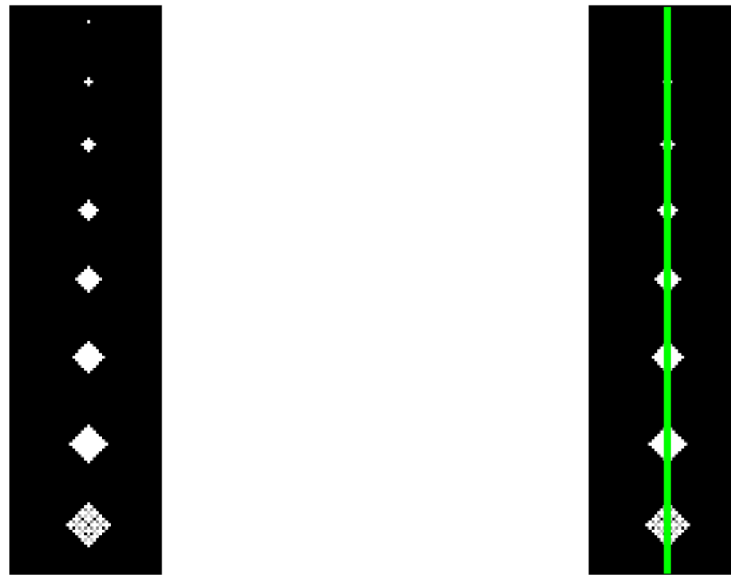
Aby sa po každej filtračnej iterácii obrazové dáta nezmenšovali, bolo potrebné rozšíriť funkcie o zväčšenie dát podľa veľkosti použitej masky ešte pred samotnou filtráciou. Toto zväčšenie sa vykonáva z okrajových voxelov (prípadne pixelov vo 2D) ich kopírovaním do smeru rozšírenia.

Ďalej bolo potrebné vhodne nastaviť filtračné metódy. Tieto nastavenia som robil experimentálne a nevyklúčujem, že existujú aj vhodnejšie nastavenia. Vhodnosť nastavenia závisí od filtrovanej scény a od následného využitia obrazov, kde mojou snahou bol kompromis medzi dobrou redukciou speklí a zachovaním hrán.

Pre mediánovú filtráciu som vybral masku 5 x 5 x 5 (resp. 5 x 5 pre 2D) tvaru gule (resp. kruhu pre 2D). Postačujúca je jedna iterácia.

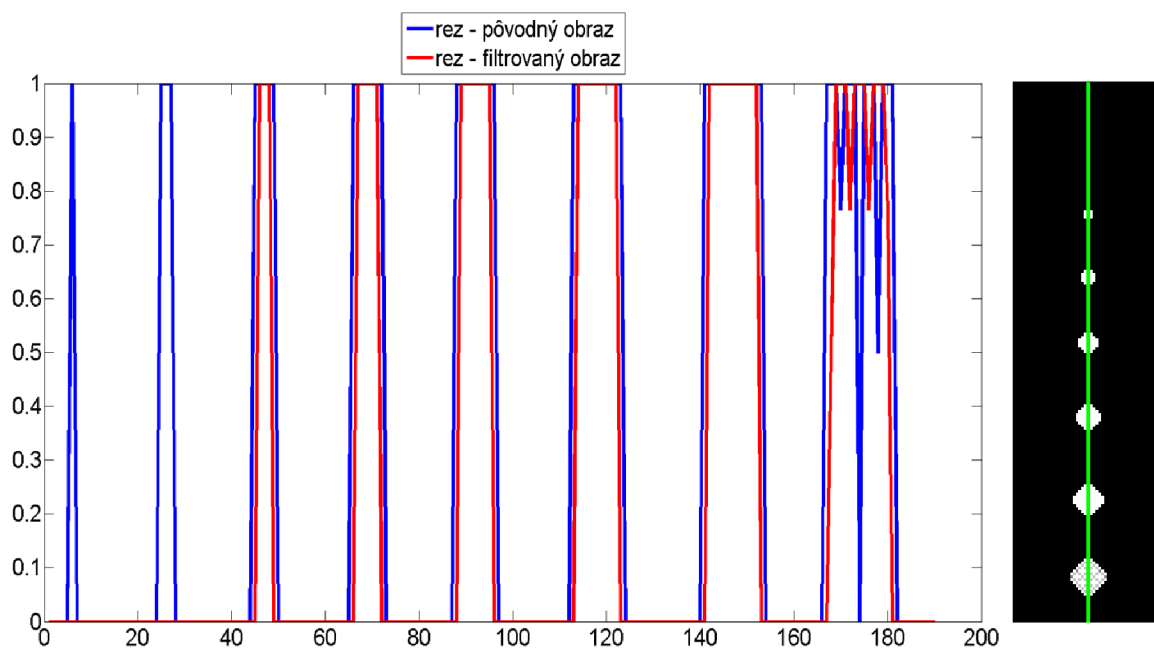
Veľkosť masky u geometrickej filtrácie som taktiež zvolil 5 x 5 x 5 (resp. 5 x 5 pre 2D). Avšak jedna iterácia je nedostatočná a ako najvhodnejší počet mi vyšiel 6.

Pre zvyšné dve metódy (homogénna maska a max. homogenita okolia pixelu) boli zvolené masky taktiež 5 x 5 x 5 (resp. 5 x 5 pre 2D). Dostatočná bola jedna iterácia.

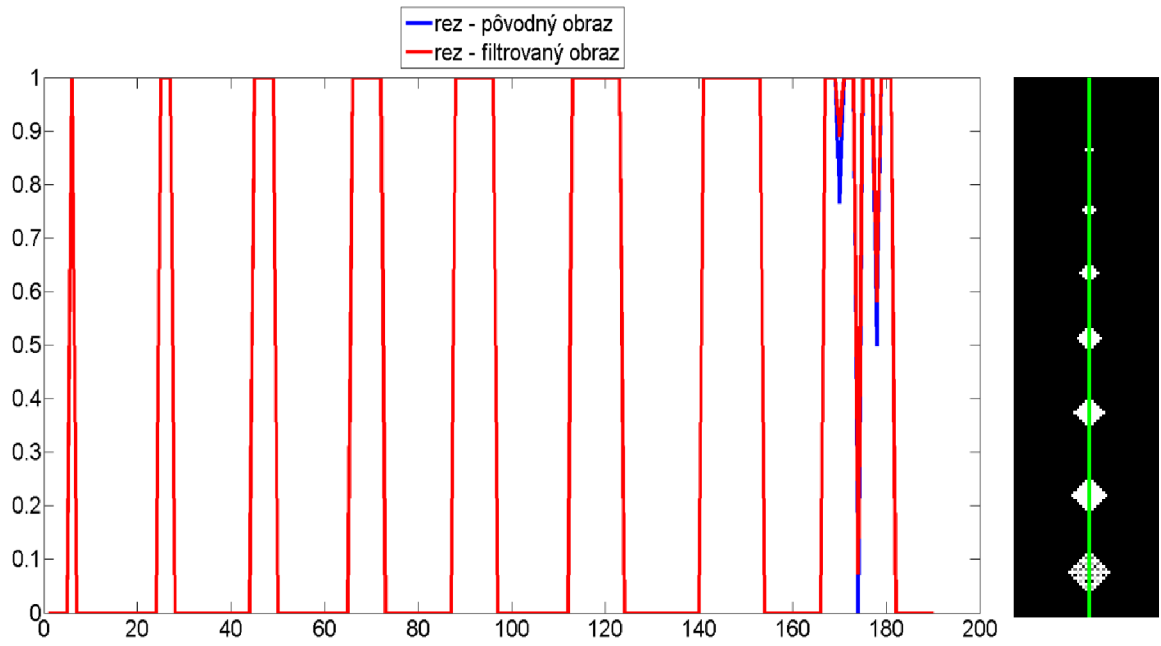


Obr. 4.2: a) "Fantóm"; b) rez "fantómom".

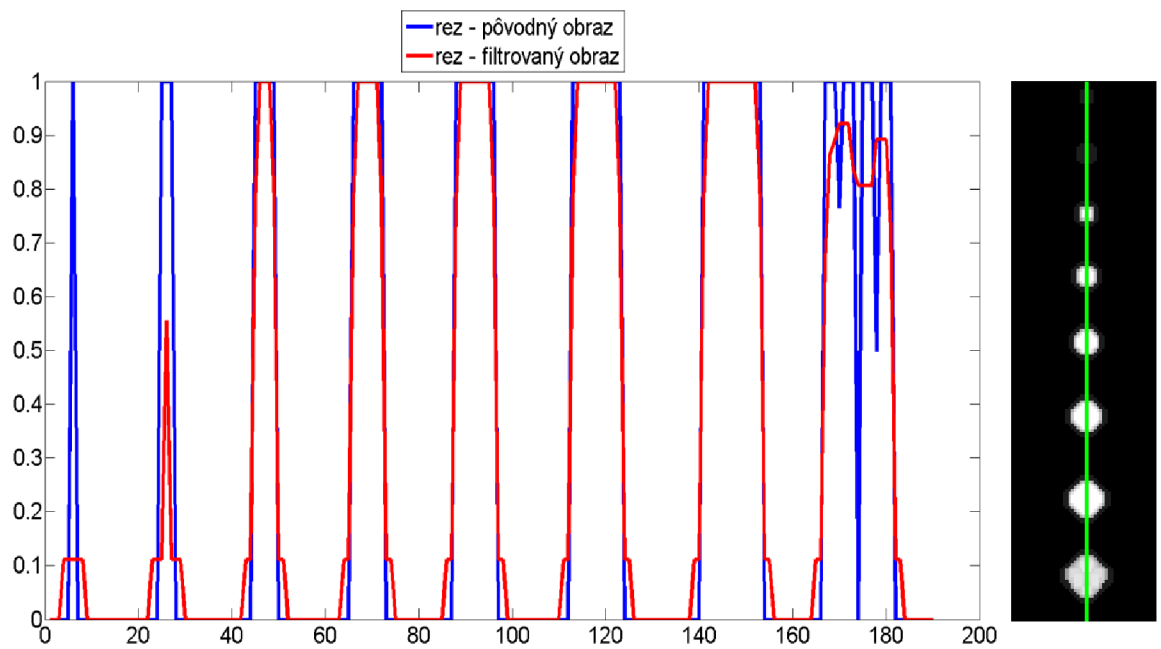
Dané nastavenie som si vyskúšal na "fantóme" (mnou vytvorený obraz, vid' Obr. 4.2), kde zobrazením rezu je vidieť, ako jednotlivé filtračné metódy reagujú na skokovú zmenu. Pri grafoch zobrazujúcich rez sa jedná o reprezentovanie jasovej hodnoty (os Y) u vybraných pixelov (os X).



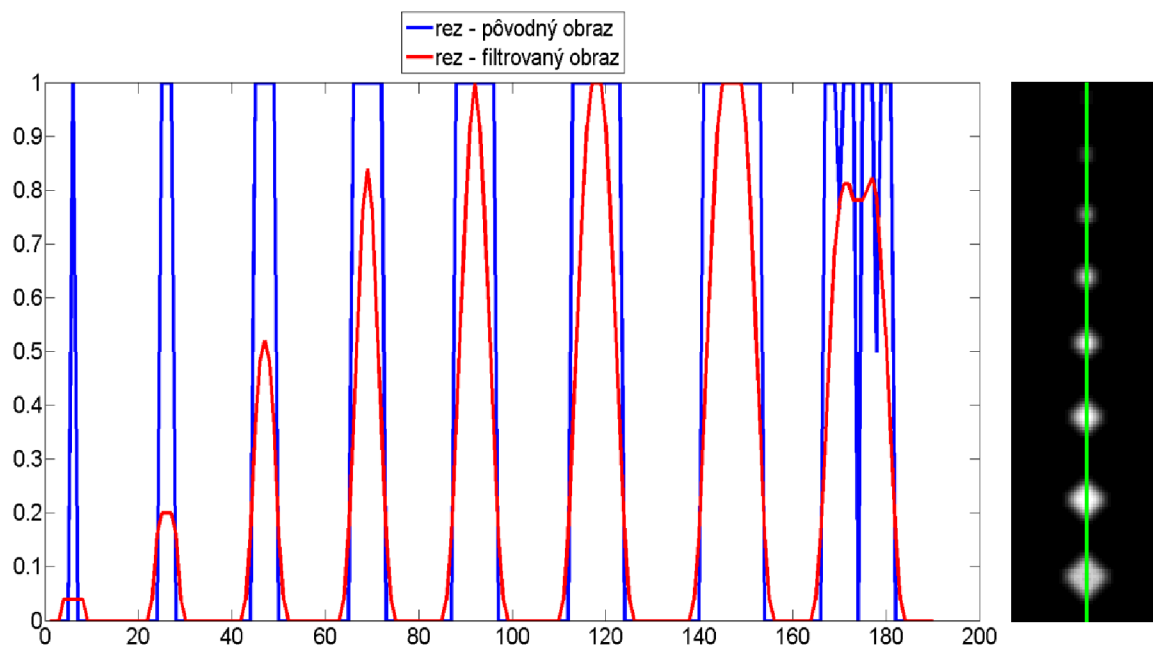
Graf 4.1: Rez "fantómom" filtrovaným 2D mediánovým filtrom.



Graf 4.2: Rez "fantómom" filtrovaným 2D geometrickým filtrom.



Graf 4.3: Rez "fantómom" filtrovaným 2D homogénnou maskou.



Graf 4.4: Rez "fantómom" filtrovaným 2D max. homogenitou okolia pixelu.

Z jednotlivých rezov filtrovaného "fantómu" som získal predstavu ako dané metódy reagujú na skokové zmeny. Podľa predpokladu, mediánová filtrácia potláča súvislé skoky do určitej veľkosti v závislosti na veľkosti masky. K zaujímavému výsledku som sa dopracoval pri geometrickej filtrácii, kde daný filter neodfiltroval ani prvý najužší impulz, ako by sa očakávalo. V poslednom bloku však skokové zmeny čiastočne potlačil. Treba ale podotknúť, že napriek zlému výsledku pri fantóme, s reálnymi dátami pracoval spoľahlivo. Tu je možné sledovať, že nastavenie filtra pre určité obrazy nemusia byť vhodné pre iné.

U filtra s homogennou maskou je možné sledovať, že vytvára určitý artefakt v tvare schodu pri každej skokovej zmene.

Pri filtri max. homogenity okolia pixelu je zreteľné, že znižuje maximálnu hodnotu impulzu v závislosti na jej šírke. Taktiež je možné pozorovať, že silne potláča hrany.

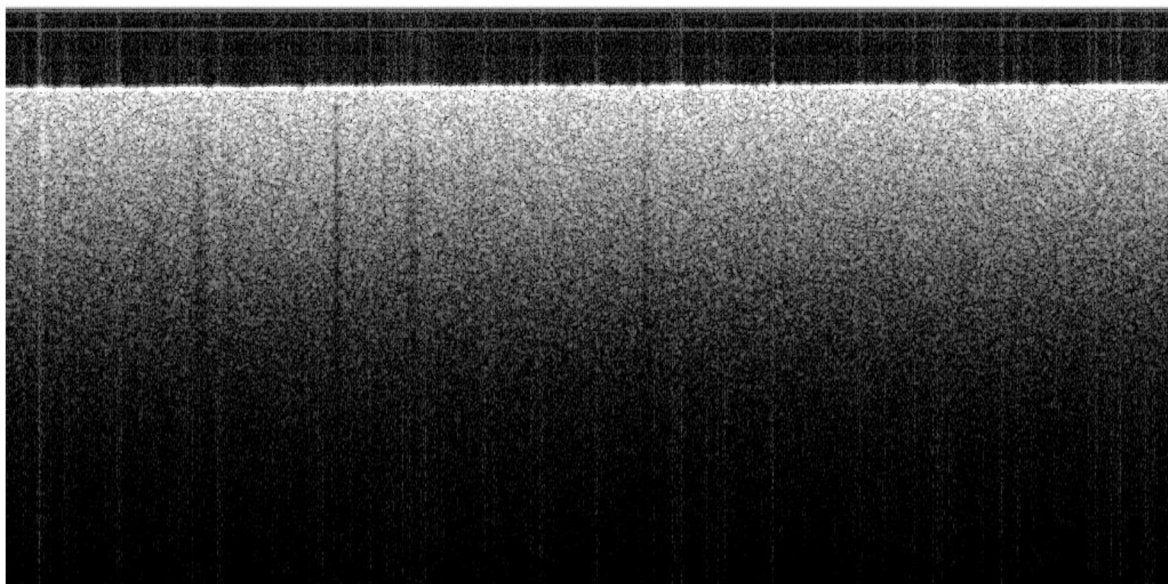
5 Porovnanie filtračných algoritmov

5.1 Hodnotenie filtračných metód

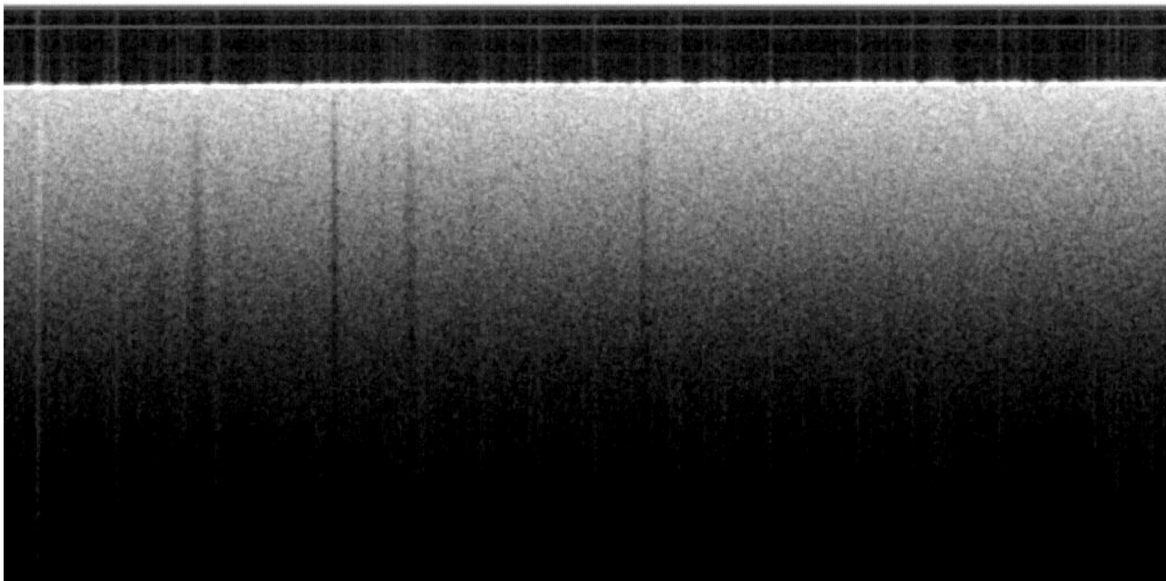
Pre hodnotenie filtračných metód som využil reálne OCT obrazové dáta. Ako základ tejto práce sú 3D filtrácie, pretože tieto získané obrazové dáta sú taktiež v tvare 3D. Zaoberám sa však aj rozdielmi vo výsledkoch pri filtrácii 3D a 2D. Výsledky jednotlivých filtrácií sú popísané v nasledujúcich podkapitolách.

5.1.1 Snímaná scéna – mlieko

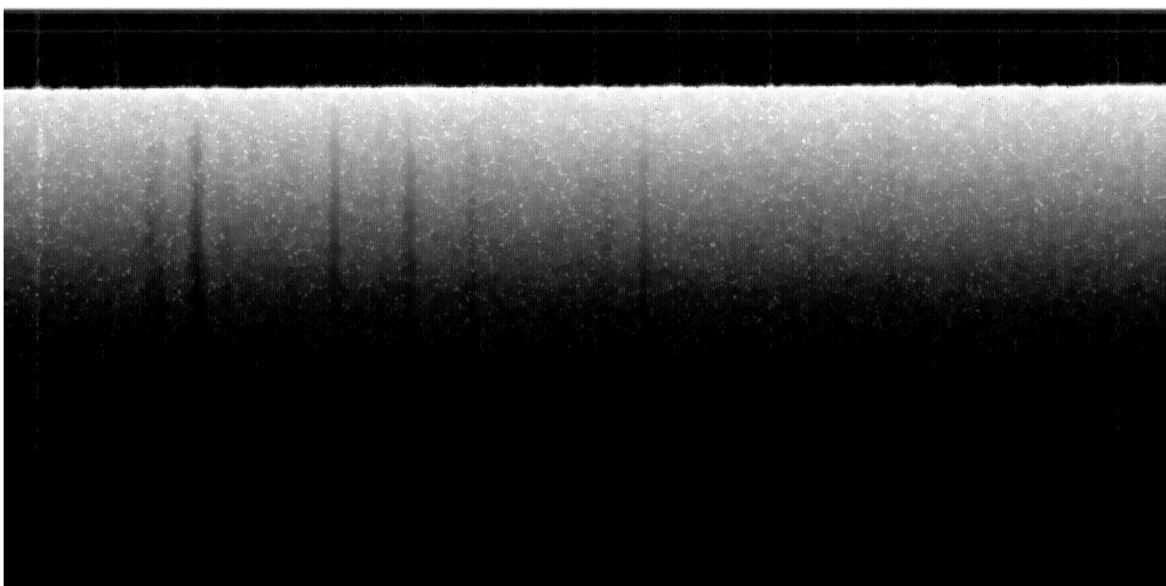
Ako prvé som skúšal filtrovať homogénnu scénu, v mojom prípade plnotučné mlieko. Scéna pozostávala z 1024 x 512 x 20 voxelov. Pre následné hodnotenie som vybral jeden B-sken, ostatné B-skeny sú na priloženom DVD. Pôvodný ako aj filtrované B-skeny sú zobrazená nižšie (viď Obr. 5.1 až Obr. 5.5).



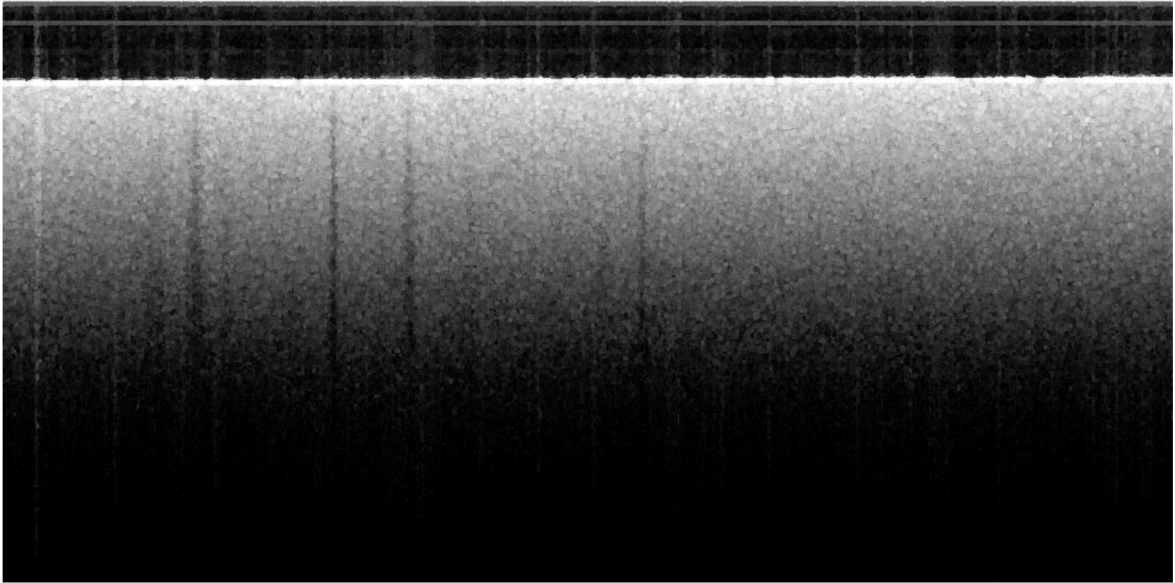
Obr. 5.1: Pôvodný nasnímaný OCT obraz mlieka.



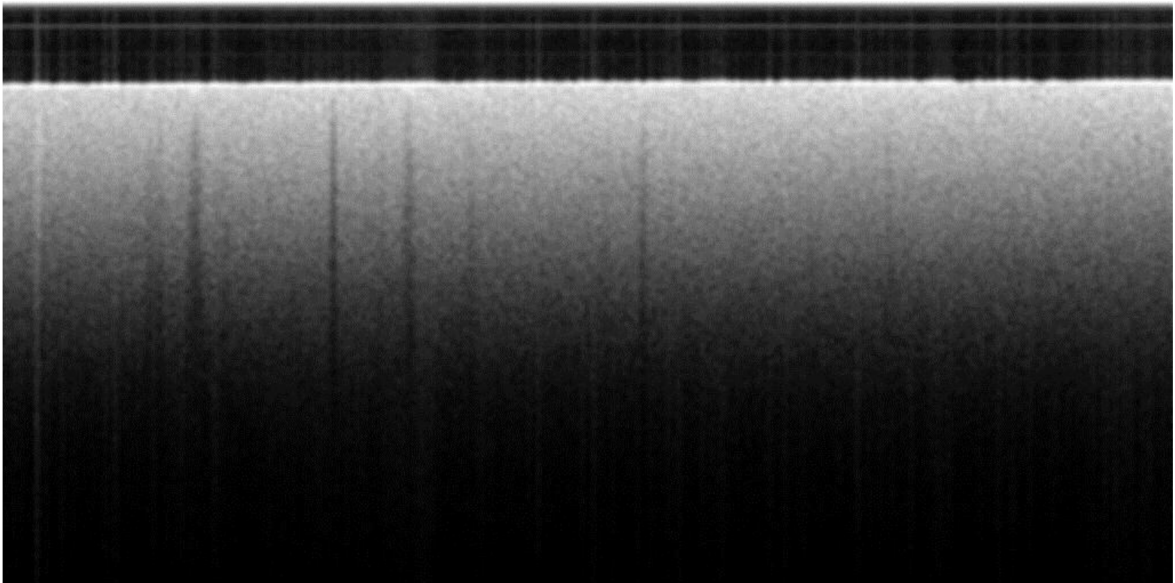
Obr. 5.2: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D medianovým filtrom.



Obr. 5.3: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D geometrickým filtrom.

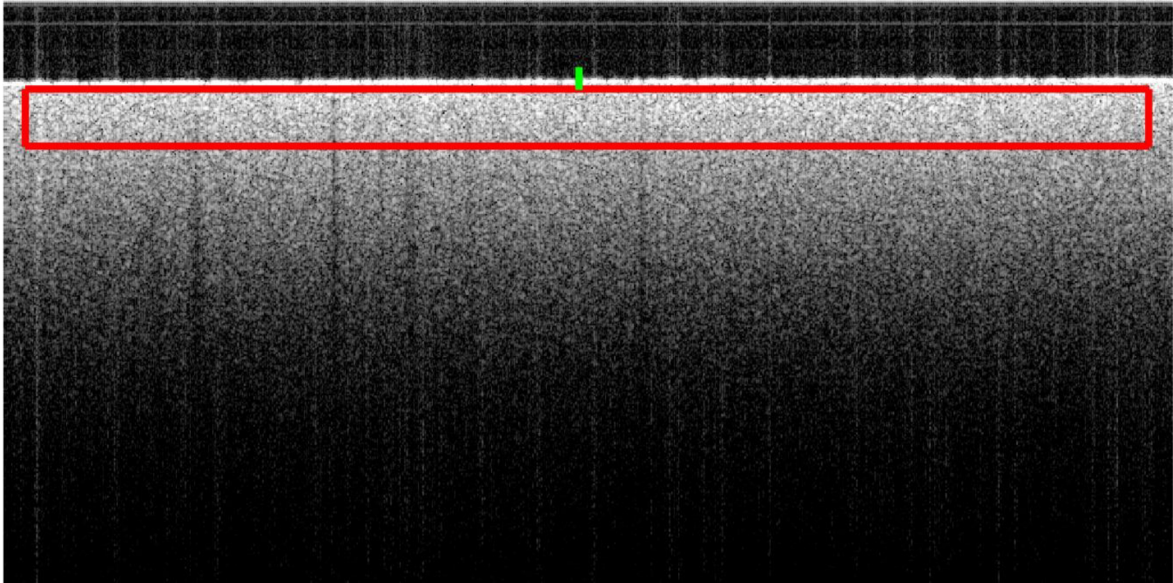


Obr. 5.4: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D homogénnou maskou.

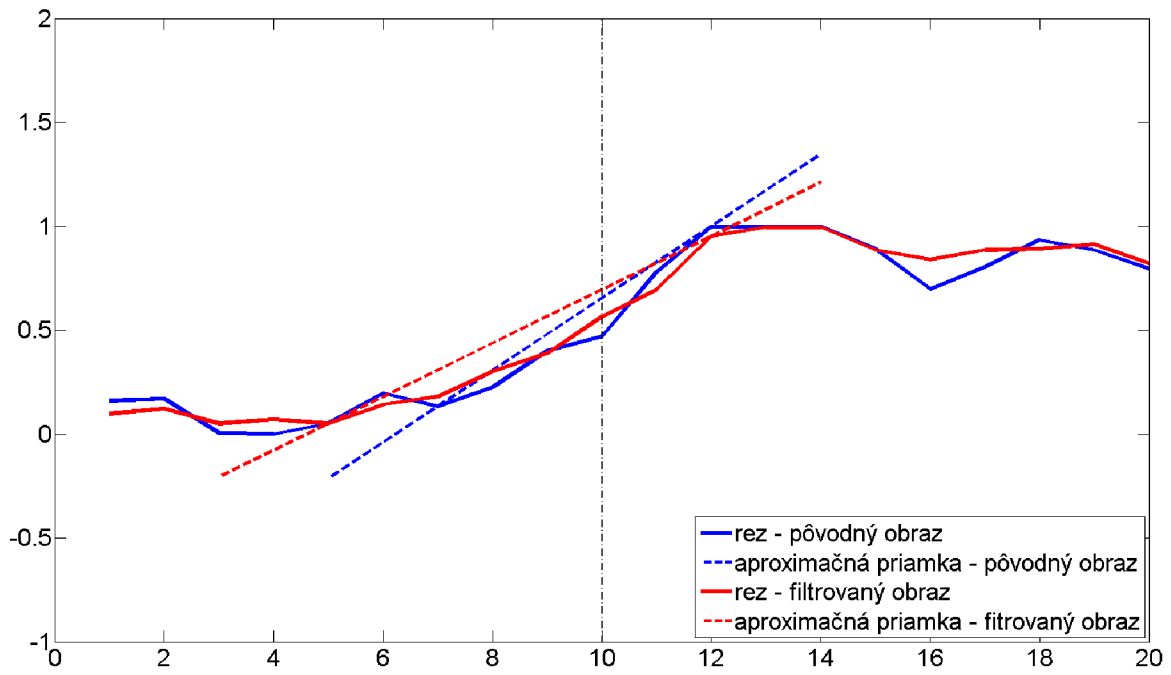


Obr. 5.5: Filtrovaný OCT obraz mlieka 3D maximálnou homogenitou okolia pixelu.

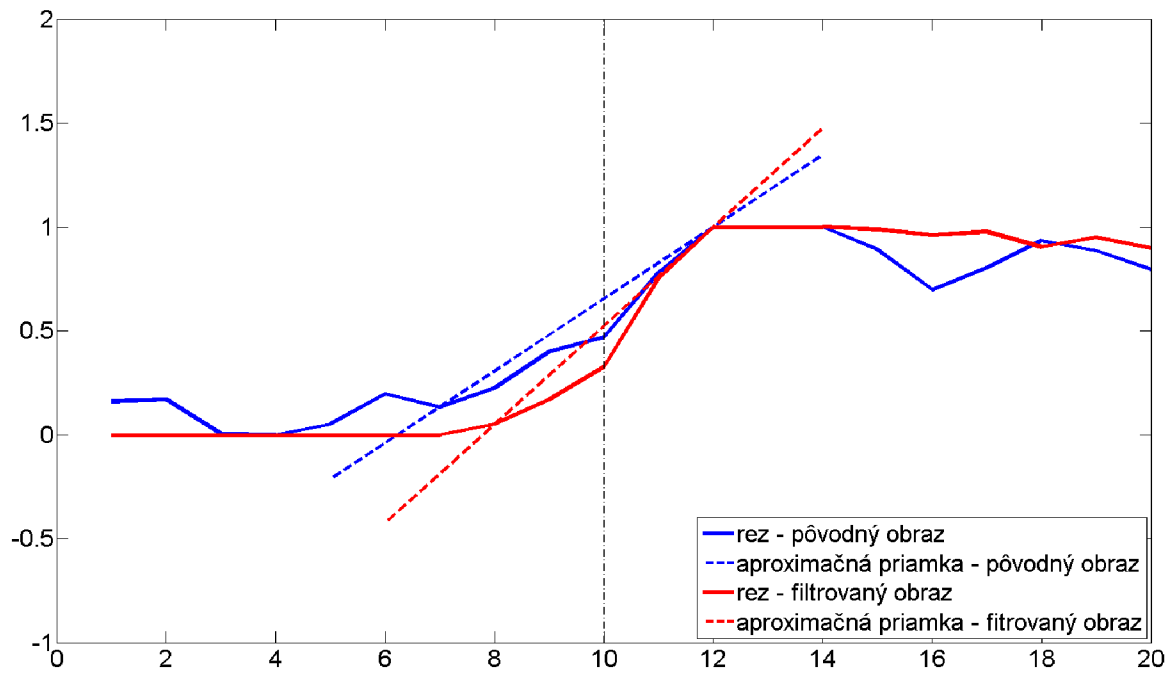
U všetkých filtrovaných obrazoch je možné subjektívne sledovať redukciu speklí. Avšak pre objektívne hodnotenie je potrebné vybrať homogénnu oblasť a rez hranou, aby bol možný výpočet hodnotiacich parametrov (vid' Obr. 5.6). Z homogénnej oblasti sa vypočítali hodnoty ENL a SSI. Z rezu bolo možné určiť EEI, Δk a Δq . Jednotlivé rezy sú zobrazené v Graf 5.1 až Graf 5.4.



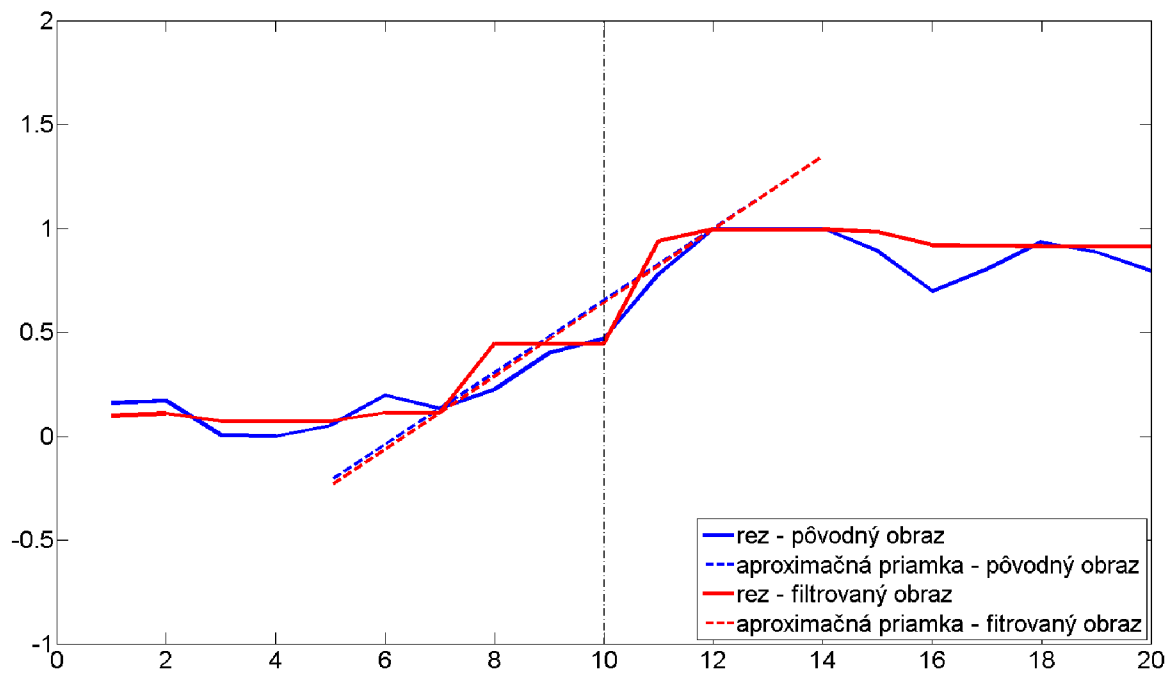
Obr. 5.6: OCT obraz mlieka s vybranou homogénnou oblasťou (zvýraznené červenou farbou) a rezom cez hranu (zvýraznené zelenou farbou).



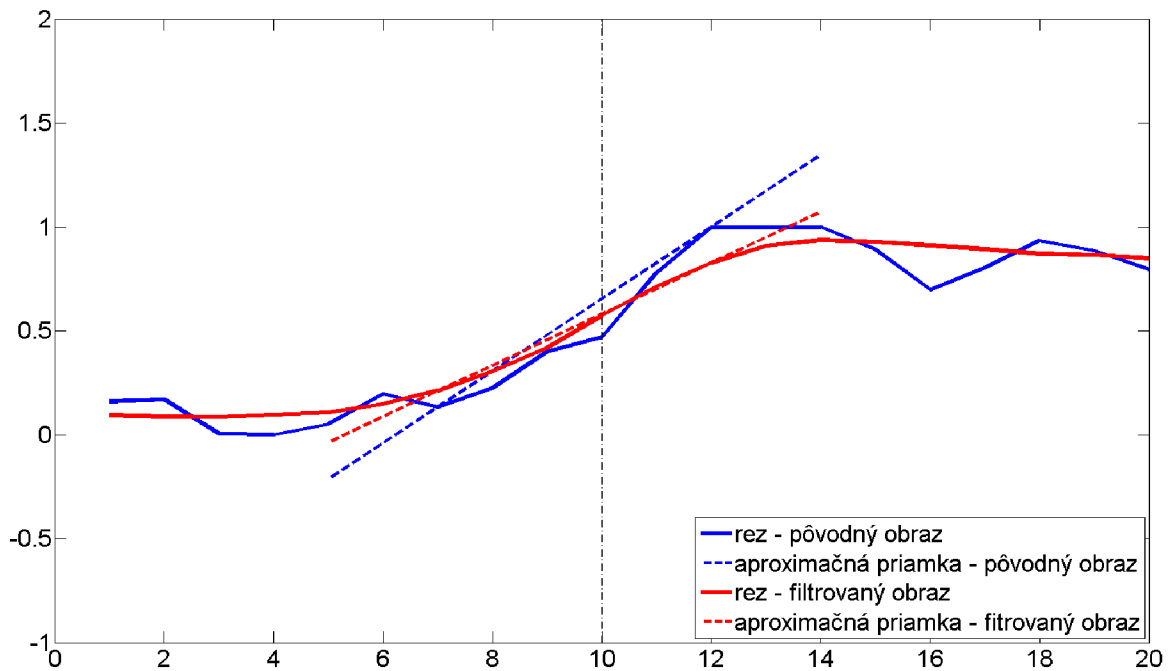
Graf 5.1: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka medianovým filtrom.



Graf 5.2: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka geometrickým filtrom.



Graf 5.3: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka homogénnou maskou.



Graf 5.4: Rez hranou filtrovaného OCT obrazu mlieka max. homogenitou okolia pixelu.

Zo získaných grafov, ktoré reprezentujú rez hranou, je možné sledovať ako rozdielne tieto metódy pracujú. Napríklad pri filtrácii max. homogenitou okolia pixelu sa vyhladzujú všetky “zákmity“, u filtrácie s homogénnou maskou je to riešené vytváraním určitých schodov.

Tab. 5.1: Porovnanie 3D filtračných metód (mlieko) s vyznačenými najlepšími hodnotami.

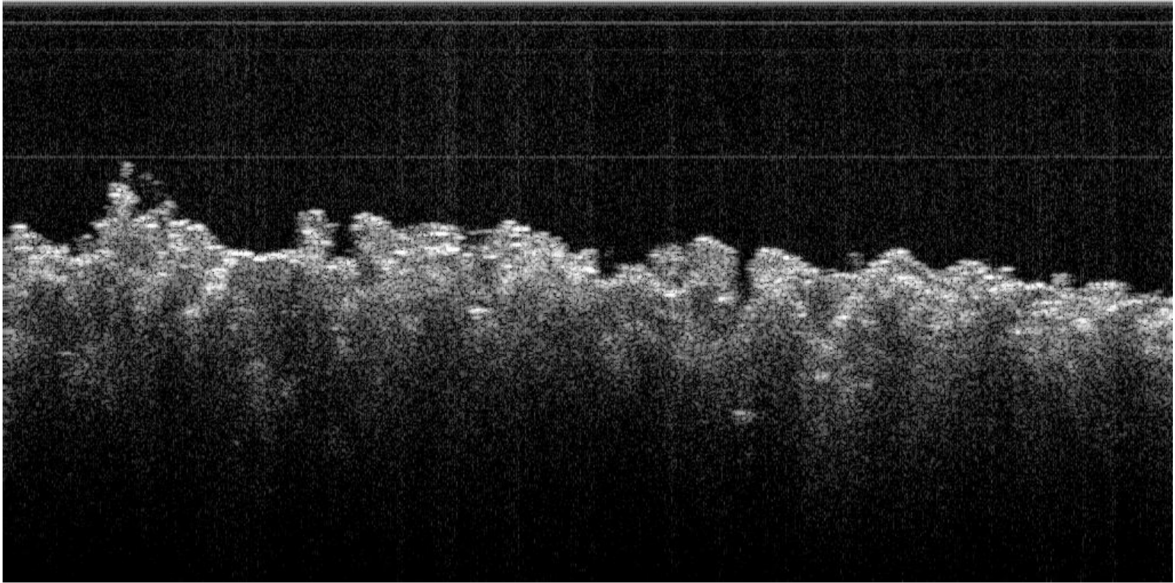
	Pôvodný obraz	Mediánova filtrácia	Geometrická filtrácia	Homogénna maska	Max. hom. okolie pixelu
ENL	26,644	110,912	70,738	109,436	149,844
SSI	-	0,4901	0,6137	0,4934	0,4217
EEI	-	0,9444	1,2327	1,0135	0,8438
Δk	-	-0,0444	0,0640	0,0031	-0,0501
Δq	-	0,0419	-0,1279	-0,0114	-0,0726
Čas výpočtu	-	1040,2 s	9299,3 s	30395,4 s	1781,9 s

Zistené hodnoty jednotlivých filtračných metód sú zobrazené v tabuľke (viď Tab. 5.1). Z nej je zreteľné, že parametre ENL a SSI vykazujú rovnaké výsledky, a to nasledovne. Najlepšie potlačenie šumu v homogénnej oblasti dosiahla filtračná metóda max. homogenita okolia pixelu. Druhá najlepšia bola mediánová filtrácia a tesne za ňou filtrácia s homogénnou maskou. Najhoršie dopadla geometrická filtrácia. Pri parametroch hodnotiacich zachovanie hrán sa taktiež oba parametre EEI a Δk zhodujú: Geometrická filtrácia pomerne výrazne zvýraznila hrany. K čiastočnému zvýrazneniu hrán došlo taktiež u filtrácie s homogénnou maskou. U zvyšných filtrácií došlo k potlačeniu hrán, kde k najvýraznejšiemu potlačeniu došlo u filtrácie max. homogenitou okolia pixelu. Pri hodnotení posunutia hrán je možné povedať, že pre dané hodnoty je pomerne zanedbateľné. Preto pri takomto malom posune nemá zmysel hodnotiť jeho smer. Posledným parametrom hodnotenia je čas výpočtu. Možno si všimnúť, že jednotlivé filtračné metódy sú dosť odlišné, pokiaľ ide o náročnosť výpočtu. Mediánová filtrácia a filtrácia max. homogenitou okolia pixelu sú pomerne rýchlo zrátané, na rozdiel od geometrickej filtrácie a filtrácie s homogénnou maskou. Dĺžka výpočtu u najkomplikovanejšej metódy voči najjednoduchšej je približne 30x väčšia.

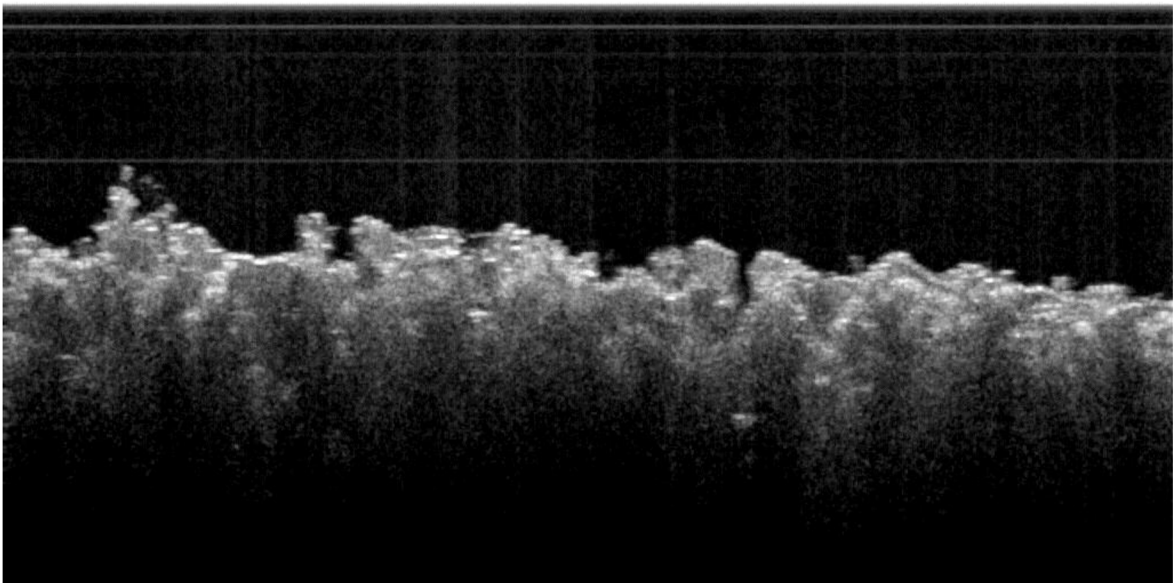
Zo získaných dát je zrejme, že metóda s najlepším potlačením speklí dosahuje najhoršie výsledky pri zachovávaní hrán. Taktiež to platí naopak. Je preto odvoditeľné, že miera redukcie speklí je na úkor zachovania hrán a to platí aj opačne.

5.1.2 Snímaná scéna – kostný štep

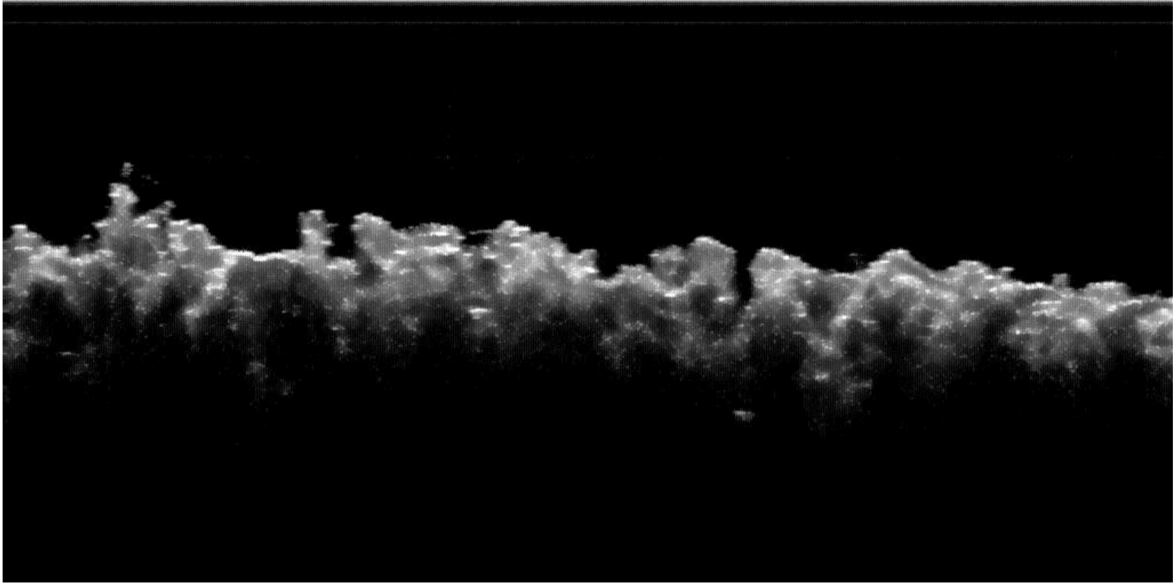
Ďalšími testovacími dátami pre filtračné metódy boli OCT obrázky kostného štepu zobrazeného na Obr. 5.7. Za ním nasledujú filtrované obrázky jednotlivými filtračnými metódami (viď Obr. 5.8 až Obr. 5.11). Pre všetky filtračné metódy som zachoval rovnaké nastavenia.



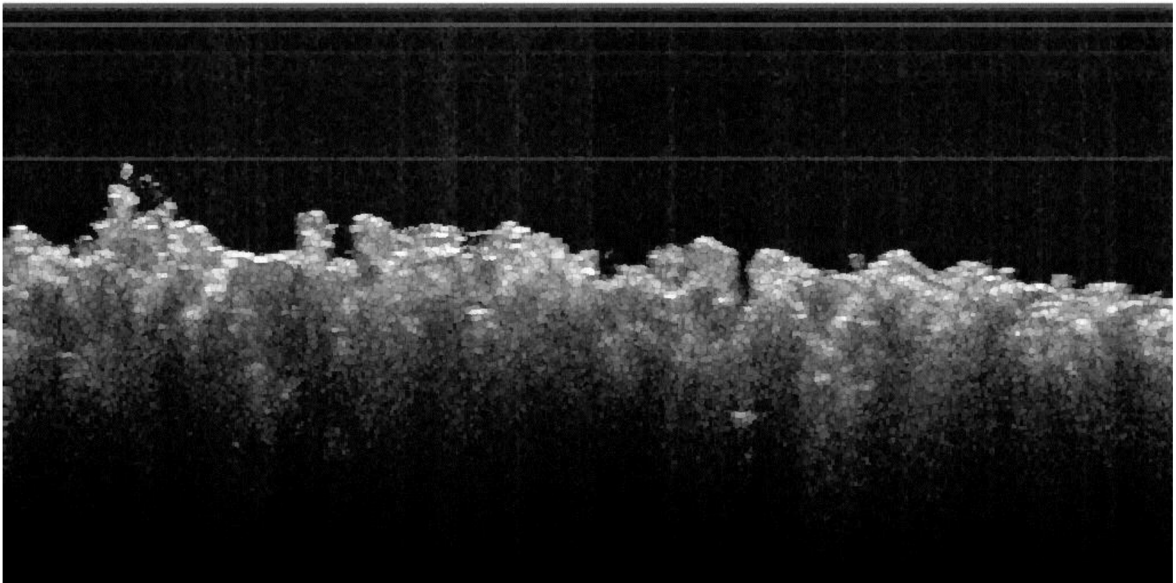
Obr. 5.7: Pôvodný nasnímaný OCT obraz kostného štepu.



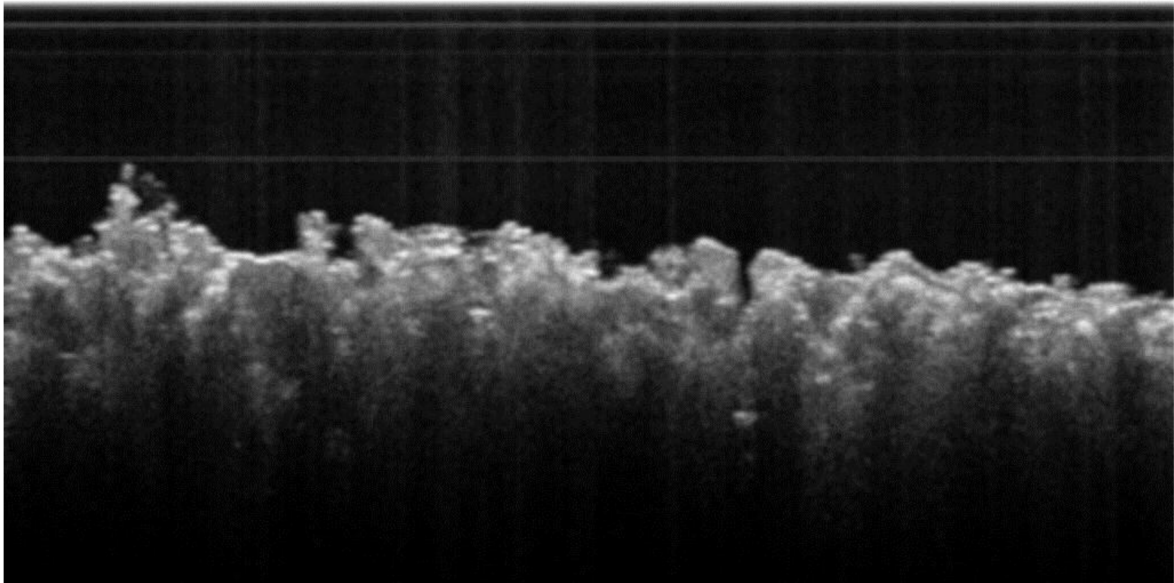
Obr. 5.8: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D mediánovým filtrom.



Obr. 5.9: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D geometrickým filtrom.



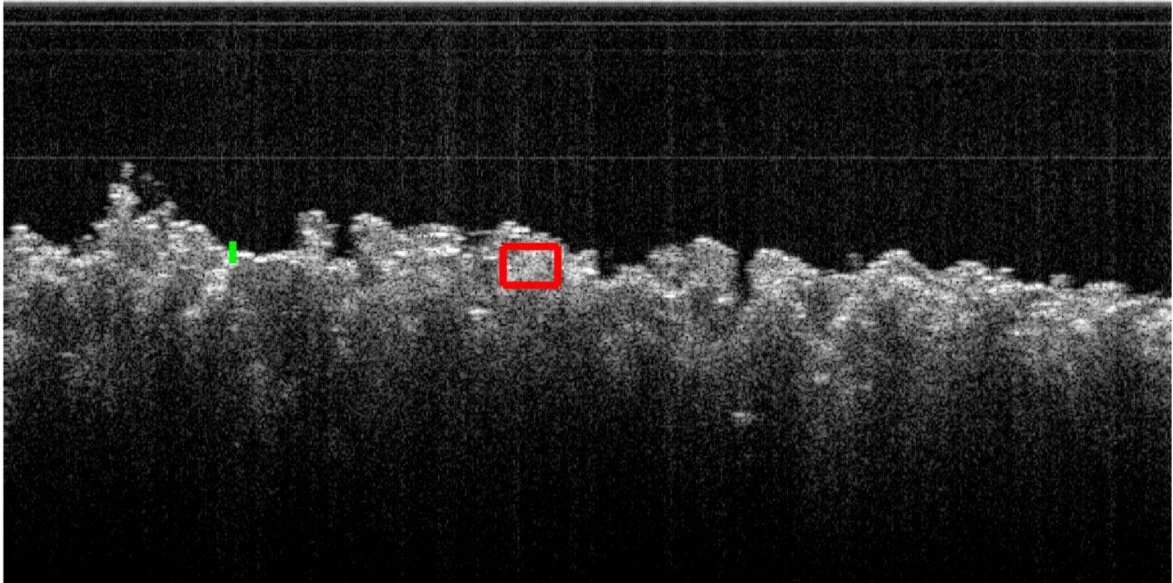
Obr. 5.10: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D homogénnou maskou.



Obr. 5.11: Filtrovaný OCT obraz kostného štepu 3D max. homogenitou okolia pixelu.

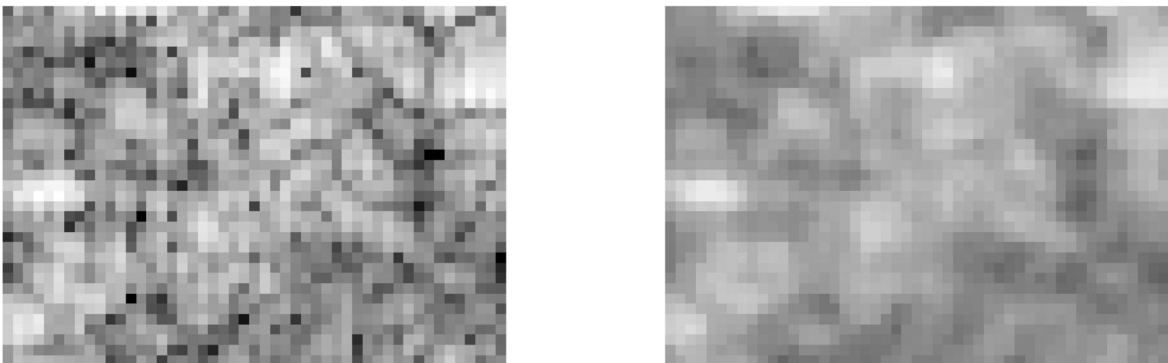
Z vyššie zobrazených filtrovaných obrazov kostného štepu je možné lepšie subjektívne ohodnotiť jednotlivé filtračné metódy. Podľa môjho názoru geometrická filtrácia výrazne zvýraznila hrany, a tým dala obrazu patričnú ostrosť, čím pôsobí obraz veľmi dobrým dojmom. Na rozdiel od neho obraz filtrovaný max. homogenitou okolia pixelu je dosť neostrý a pôsobí oveľa horším dojmom. Ako stred medzi týmito dvoma obrazmi sú pomerne rovnako pôsobiace obrazy zvyšných dvoch metód.

Pre objektívne hodnotenie som zas vybral homogénnu oblasť a rez hranou pre výpočet hodnotiacich parametrov (viď Obr. 5.12). V tomto prípade však môžeme iba predpokladať, že vybraná oblasť je homogénna

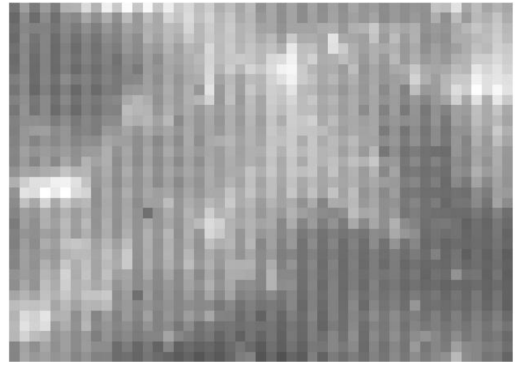
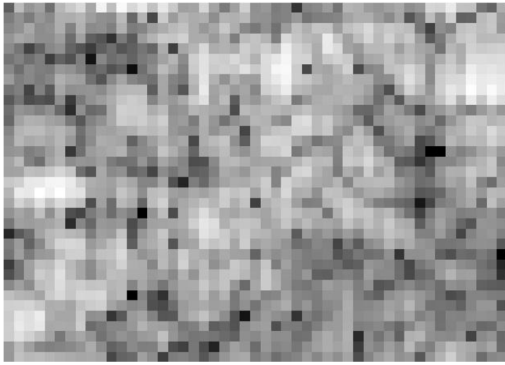


Obr. 5.12: OCT obraz kostného štepu s vybranou homogénnou oblasťou (zvýraznené červenou farbou) a rezom cez hranu (zvýraznené zelenou farbou).

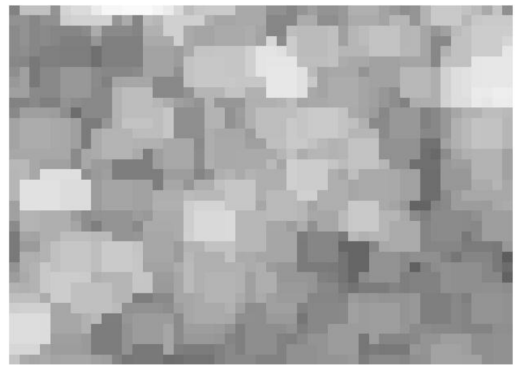
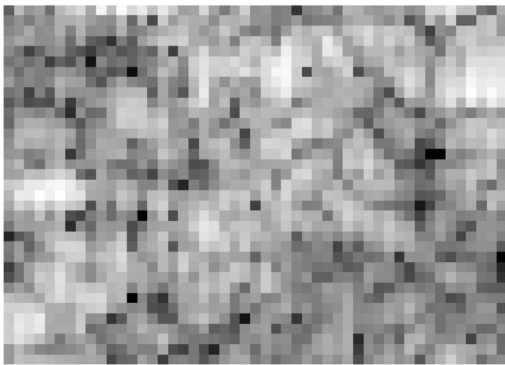
Pre lepšie zobrazenie filtračných metód som zobrazil jednotlivé vybrané homogénne oblasti. Na nasledujúcich obrázkoch (Obr. 5.13 až Obr. 5.16) je pre porovnanie vždy vľavo pôvodný OCT obraz a vpravo OCT obraz filtrovaný, resp. iba detail na homogénnu oblasť.



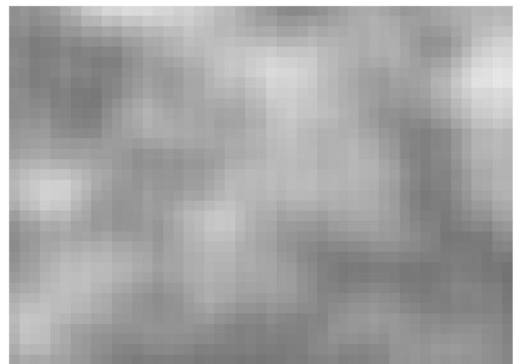
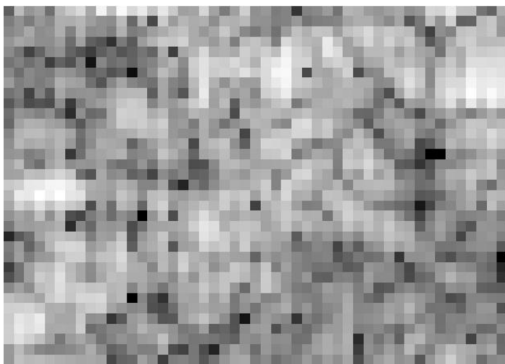
Obr. 5.13: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu mediánovým filtrom.



Obr. 5.14: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu geometrickým filtrom.



Obr. 5.15: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu homogénnou maskou.



Obr. 5.16: Vľavo – vybraná homogénna oblasť pôvodného OCT obrazu kostného štepu. Vpravo – príslušná oblasť filtrovaného OCT obrazu max. homogenitou okolia pixelu.

Z týchto detailov filtrovaných OCT obrazov môžeme subjektívne popísať štruktúry obrazu. U mediánovej filtrácie dochádza k určitému “rozmazaniu“ obrazu. Rovnako je to

aj u filtrácie s max. homogenitou okolia pixelu, avšak vo vyššej miere. U geometrickej filtrácie je možné spozorovať artefakty v tvare pásikov, prípadne mriežky. Takéto vzniknuté artefakty sú po filtrácii nevhodné. Pri filtrácii homogénnou maskou sú vytvárané malé homogénne oblasti. Tie by sa dali opísať ako určitý “dlaždicový” artefakt. Ani takéto artefakty nie sú vo filtrovaných obrazoch vhodné. Objektívne ohodnotenie je možné znovu podľa získanej tabuľky hodnôt (viď Tab. 5.2).

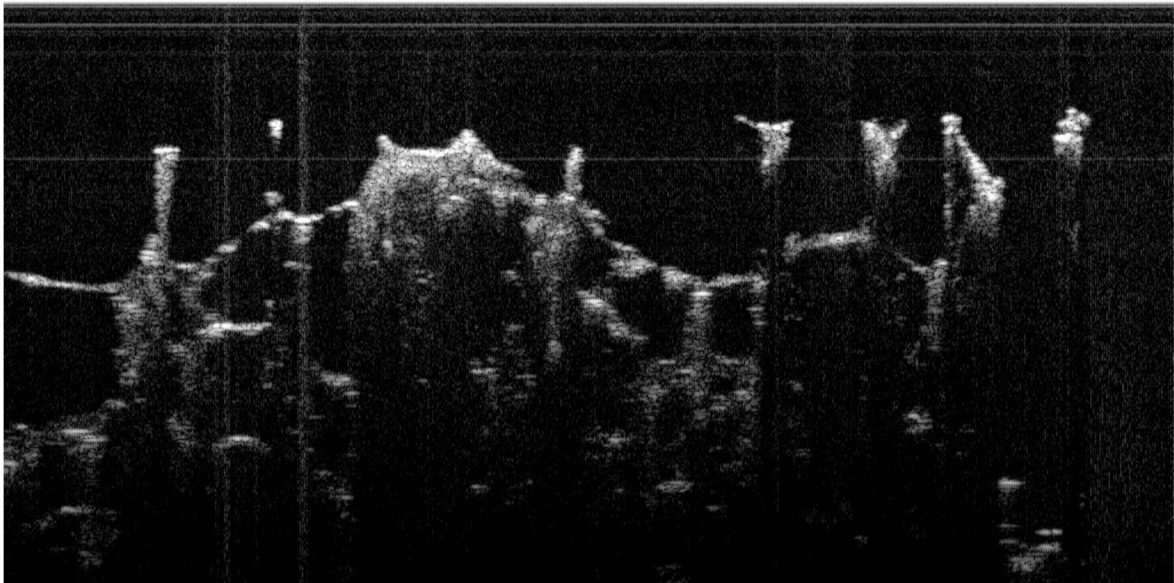
Tab. 5.2: Porovnanie 3D filtračných metód (kostný štep) s vyznačenými najlepšími hodnotami.

	Pôvodný obraz	Mediánova filtrácia	Geometrická filtrácia	Homogénna maska	Max. hom. okolie pixelu
ENL	15,015	36,449	24,293	34,383	48,397
SSI	-	0,6418	0,7862	0,6608	0,5570
EEl	-	1,0350	1,1883	1,1591	0,8718
Δk	-	-0,0353	0,0626	0,0227	-0,0588
Δq	-	0,0236	0,0389	0,1432	0,0869
Čas výpočtu	-	1049,8 s	13582,4 s	30046,4 s	1727,3 s

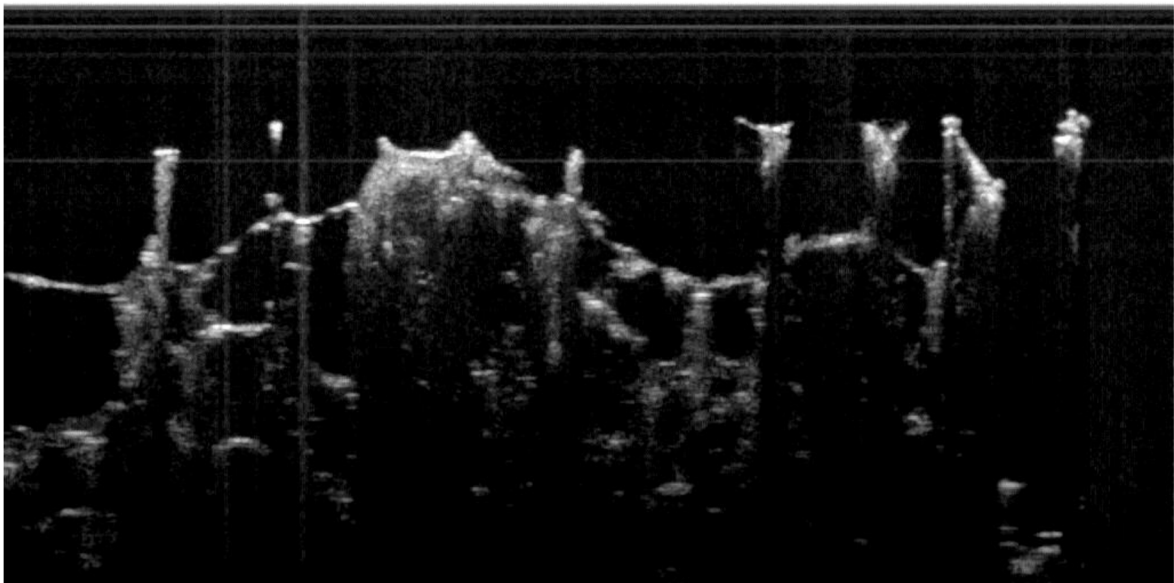
Podľa zistených hodnôt môžeme konštatovať, že jednotlivé filtračné metódy dopadli rovnako ako u predchádzajúcich dát. U všetkých metód došlo k výraznej redukcii speklí, avšak nie až tak ako v predchádzajúcom prípade. Je to spôsobené zrejme tým, že vybraná oblasť nemusí byť úplne homogénna, čo možno reálne predpokladať. O tom vypovedá aj hodnota ENL v pôvodnom OCT obraze.

5.1.3 Snímaná scéna – huba

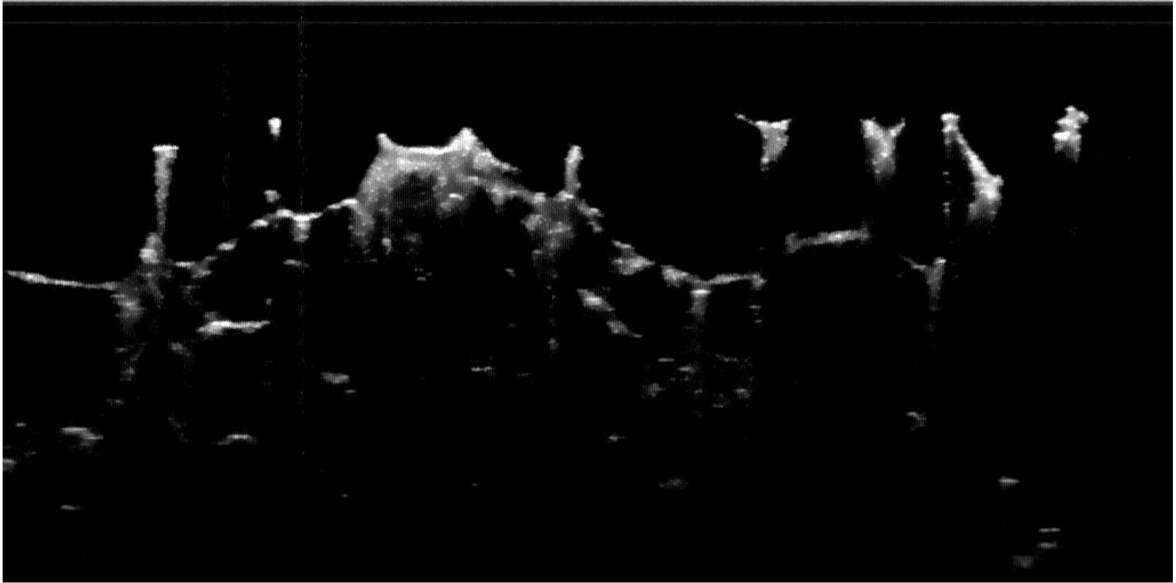
Ako posledné som filtroval OCT dáta huby. Pôvodný ako aj filtrované obrazy sú zobrazené nižšie (viď Obr. 5.17 až Obr. 5.21). V tomto prípade som sa rozhodol hodnotiť len vybranú hranu, keďže huba neobsahuje súvislú homogénnu oblasť. Taktiež sa v osi Z rýchlo mení štruktúra a vybraná oblasť by mohla byť na jej okraji, čo by výrazne ovplyvnilo hodnoty.



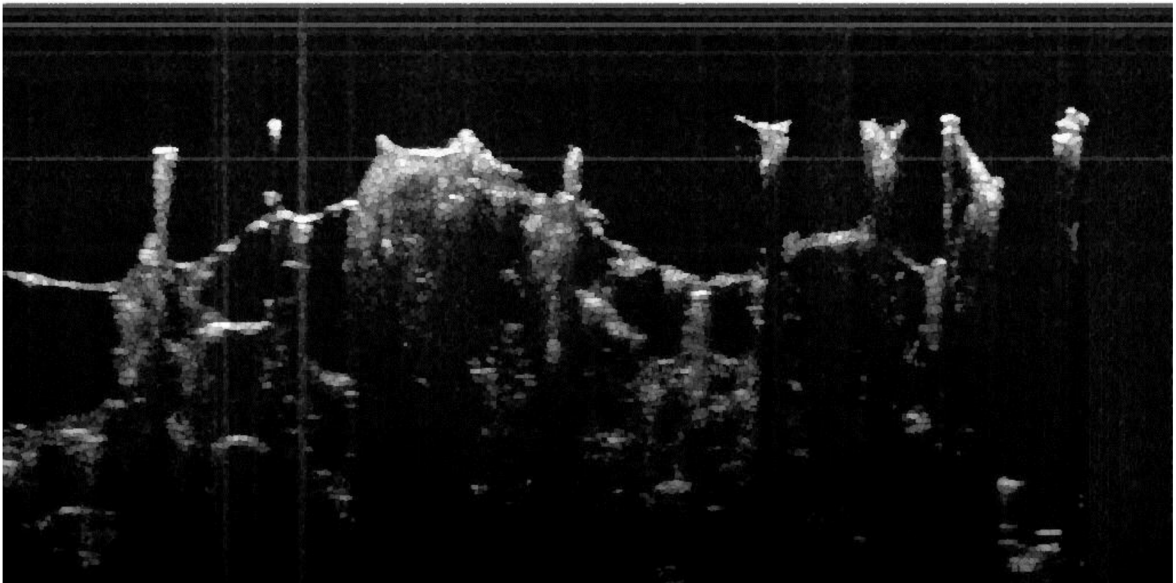
Obr. 5.17: Pôvodný nasnímaný OCT obraz huby.



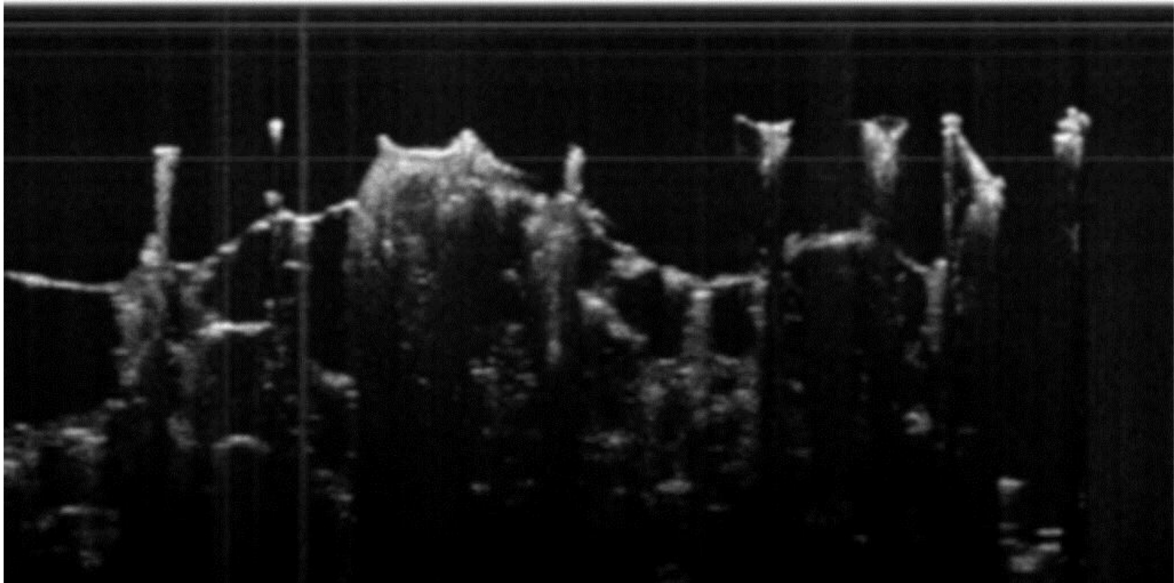
Obr. 5.18: Filtrovaný OCT obraz huby 3D mediánovým filtrom.



Obr. 5.19: Filtrovaný OCT obraz huby 3D geometrickým filtrom.



Obr. 5.20: Filtrovaný OCT obraz huby 3D homogénnou maskou.



Obr. 5.21: Filtrovaný OCT obraz huby 3D max. homogenitou okolia pixelu.

Tab. 5.3: Porovnanie 3D filtračných metód (huba) s vyznačenými najlepšími hodnotami.

	Mediánova filtrácia	Geometrická filtrácia	Homogénna maska	Max. hom. okolie pixelu
EEI	0,9492	1,1141	1,0494	0,7918
Δk	-0,1061	0,0281	0,0838	-0,1254
Δq	-0,0868	-0,2451	-0,0643	-0,0755
Čas výpočtu	1048,0 s	13476,8 s	30062,0 s	1734,4 s

V tejto časti som znovu dospel k podobným výsledkom ako v predchádzajúcich prípadoch, avšak tuto je možné povšimnúť si, že parameter EEI a Δk sa čiastočne nezhodujú - pre EEI je najlepšie zvýraznenie hrán u geometrickej filtrácie, pri Δk je to práve filtrácia s homogénnou maskou. Napriek tomu však u týchto dvoch metód znovu došlo k zvýrazneniu hrán; pri ostatných zas k ich rozmazaniu.

Pri tomto snímaní som však postrehol zaujímavé zistenie, a to, že geometrický filter ako jediný odstránil artefakty z pôvodného obrazu (pár vodorovných a horizontálnych čiar). Na druhej strane však potláča slabé signály, čo je možné sledovať ako "úbytok" snímaného objektu v obraze.

5.2 Vplyv zmeny filtrácie na 2D

V tejto podkapitole sa zaoberám vplyvom použitia len 2D filtračných algoritmov. Aby bolo toto porovnanie objektívne vybral som tie isté dáta na filtrovanie ako v kapitole 5.1.1, čiže plnotučné mlieko. Taktiež som vybral rovnaký B-sken pre porovnanie, ako aj výber homogénnej oblasti a rez hranou. Nastavenia filtrov som použil totožné. Získané hodnoty sú v nasledujúcej tabuľke.

Tab. 5.4: Porovnanie 2D filtračných metód (mlieko) s vyznačenými najlepšími hodnotami.

	Pôvodný obraz	Mediánova filtrácia	Geometrická filtrácia	Homogénna maska	Max. hom. okolie pixelu
ENL	26,644	78,482	44,874	62,098	100,837
SSI	-	0,5827	0,7706	0,6550	0,5140
EI	-	0,9626	1,1122	1,1168	0,8551
Δk	-	-0,0655	0,0180	0,0500	-0,0495
Δq	-	0,0722	-0,0360	-0,1012	-0,1030
Čas výpočtu	-	967,5 s	4112,5 s	10096,4 s	1632 s

Na základe získaných hodnôt je možné konštatovať, že jednotlivé filtrácie sa vo vzájomnom porovnaní zhodujú ako pri 3D filtrácií (viď Tab. 5.4), čo sa dalo predpokladať. Avšak kvalitatívne nedosahujú takéto výsledky. Veľkosť hodnôt ENL dosahuje 56 – 70 % oproti hodnotám pri 3D filtrácií. Najväčší vplyv zmeny bol u filtrácií s homogénnou maskou. Naopak najmenší vplyv bol u mediánovej filtrácie.

Z hľadiska zachovania hrán v obraze nebol zaznamenaný výrazný vplyv. Zmeny boli pomerne zanedbateľné.

Vplyv zmeny na náročnosť výpočtu je dosť individuálny. U mediánovej filtrácie a filtrácie max. homogenitou okolia pixelu sa zmenili len minimálne, s výrazným vplyvom na kvalitu filtrácie. U filtrácie s homogénnou maskou čas výpočtu klesol približne na jednu tretinu času pri 3D filtrácii. Avšak tu bol zaznamenaný najväčší vplyv na kvalitu filtrácie. Zmena náročnosti na výpočet nastala aj u geometrickej filtrácie, kde čas výpočtu klesol viac ako o polovicu.

5.3 Vplyv zmeny veľkosti voxelu na kvalitu filtrácie

V tejto podkapitole sa zaoberám vplyvom zmeny veľkosti voxelu pri snímaní obrazu OCT na kvalitu filtrácie. Hlavná myšlienka tohto skúmania bola pôvodne zameraná na vplyv zmeny rozlíšenia na kvalitu filtrácie. Avšak použitý OCT nedovoľuje meniť rozlíšenie v osi Z, pripúšťa len zmenu rozlíšenia v osi X a Y. To by nedovoľovalo dodržať podmienku izotropie voxelu. Z tohto dôvodu som zachoval rovnaké rozlíšenie, avšak pozmenil som veľkosť snímanej scény (z pôvodných 6 x 3 x 3 mm na 4 x 2 x 2 mm). Tým som vlastne zmenil veľkosť voxelov z pôvodnej veľkosti hrany cca 5,86 μm na cca 3,91 μm . Dôležité je poznamenať, že touto zmenou nesnímam rovnakú scénu ako v kapitole 5.1.1. Avšak predpokladáme, že mlieko je homogénne v celej svojej oblasti, preto by mal byť tento vplyv zanedbateľný.

Predpokladá sa, že s pôvodným nastavením filtračných metód sa dosiahnu horšie výsledky, pretože veľkosti masiek nezodpovedajú danej štruktúre zašumenia.

Tab. 5.5: Porovnanie 3D filtračných metód (mlieko – zmena veľkosti voxelu) s vyznačenými najlepšími hodnotami.

	Pôvodný obraz	Mediánova filtrácia	Geometrická filtrácia	Homogénna maska	Max. hom. okolie pixelu
ENL	25,910	97,675	62,680	97,633	131,690
SSI	-	0,5150	0,6429	0,5152	0,4436
EEL	-	0,9901	1,2115	1,1176	0,8469
Δk	-	-0,0196	0,2100	0,2754	-0,0958
Δq	-	0,0352	-0,4202	-0,2955	-0,0310
Čas výpočtu	-	1055,0 s	13545,3 s	30044,3 s	1734,3 s

Zo získaných hodnôt môžem konštatovať, že predpoklady sa naplnili. ENL hodnota u pôvodného obrazu vypovedá, že sa nejedná o rovnakú scénu ako v kapitole 5.1.1, avšak o scénu veľmi podobnú. Kvalitatívne sa všetky metódy zhoršili v redukcii speklí približne o 12 % podľa hodnôt ENL. Podľa hodnôt SSI tento vplyv nie je až taký výrazný.

Podľa pôvodného predpokladu nemá táto zmena vplyv na parametre hodnotiace mieru zachovania hrán, ani čas výpočtu.

5.4 Zhodnotenie filtračných metód

Na základe získaných informácií je možné celkovo zhodnotiť dané filtračné metódy. Treba však brať na zreteľ, že najdôležitejším faktorom na výber vhodnej filtračnej metódy je účel následného využitia OCT obrazových dát. To vlastne určuje, do akej miery je možné hrany v obraze potlačiť, prípadne či je potrebné ich zvýraznenie. Preto nie je možné určiť všeobecne najlepšiu filtračnú metódu. Je však možné uviesť jednotlivé zistenia.

Ako prvé je možné konštatovať, že je vhodnejšie použiť 3D filtráciu (ak sú k dispozícii 3D obrazové dáta). 3D filtrácie dosahujú vyššiu efektivitu filtrácie oproti 2D filtráciám s pomerne rovnakým vplyvom na zachovanie hrán.

Samozrejmosťou je aj vhodné nastavenie filtrácií, konkrétne veľkosti masiek. Tu však je možné postupovať len experimentálnym spôsobom, čo celý tento proces značne komplikuje.

K hodnoteniu jednotlivých filtračných metód spomeniem ten najdôležitejší poznatok a síce, že miera redukcie speklí je priamo úmerná rozmazaniu hrán v obraze. Avšak pri filtračných metódach s nižšou mierou redukcie speklí, akými je napr. geometrická filtrácia a filtrácia s homogénnou maskou, je možné doceliť aj ich zvýraznenie. U týchto metód dochádza taktiež k vzniku artefaktov, ktoré však bez ďalšieho priblíženia nie sú až také výrazné. U zvyšných metód nedochádza z hľadiska kvalitatívneho hodnotenia k takýmto artefaktom, avšak pomerne výrazne rozmazávajú hrany. Je jasné, že táto problematika je značne komplikovaná a ako už bolo niekoľko krát spomenuté, výber vhodnej metódy závisí na následnom využití dát. Je taktiež zrejmé, že všetky skúmané metódy potláčajú spekle s rozdielnou efektivitou.

Pri výbere vhodnej filtračnej metódy môže určitú úlohu zohrávať čas potrebný na ich výpočet ktorý sa u jednotlivých metód extrémne líši. Pre porovnanie, filtrácia celého jedného môjho OCT obrazového súboru (čiže 1024 x 512 x 512) filtráciou s homogénnou maskou (3D) trvá dlhšie ako 200 hodín. Na rozdiel od toho mediánová filtrácia (3D) je vypočítaná skôr ako za čas 8 hodín. Pritom sa ešte ani nejedná o maximálnu veľkosť súboru, ktorý je možné získať z mnou použitého OCT.

Záver

Optická koherentná tomografia prináša do lekárskej diagnostiky veľký pokrok. Jej najväčšou výhodou je možnosť funkčného zobrazenia tkaniva v mikrometrovom priestorovom rozlíšení. Tým je možná aplikácia tejto technológie v mnohých ďalších smeroch. Do budúca je možné očakávať ešte ďalší rozvoj ako aj nové využitia v ďalších lekárskejších odboroch a vedeckých výskumoch. Táto zobrazovacia metóda má veľký potenciál odhaliť doteraz pre nás neviditeľné morfológické, dynamické či funkčné zmeny v rôznych biologických tkanivách, a tak spôsobiť revolúciu v lekárskej diagnostike.

V tejto práci som popísal základný princíp optickej koherentnej tomografie, konkrétne jeho spôsob akvizície dát a jeho výhody i nevýhody v porovnaní s obdobnými lekárskejšími zobrazovacími metódami. V ďalšej časti práce sa zaoberám šumom špecifickým pre tento druh zobrazovacích metód, čiže speklami. V práci je popísaný jednak ich vznik a to, ako môžu ovplyvniť snímanie tkaniva a taktiež možnosť kvalitatívne vyjadriť mieru šumu speklí.

Ďalej v tejto práci hodnotím niektoré z filtračných metód na redukcie speklí. Tie som aplikoval na viaceré reálne OCT obrazové dáta. V práci som sa taktiež zaoberal jednotlivými vplyvmi pri filtráciách. Avšak bez znalosti účelu ďalšieho využitia dát nie je možné najlepšiu filtračnú metódu určiť. Či už budú dáta použité na vizualizáciu, či automatické spracovanie alebo iné využitie, vždy budú požadované iné vlastnosti na tieto obrazové dáta.

Literatúra

- [1] DREXLER, Wolfgang; FUJIMOTO, James G. *Optical Coherence Tomography: technology and applications*. Berlín: Springer, c2008. 1346 s. Biological and medical physics, biomedical engineering. ISBN 35-407-7549-8.
- [2] JAN, Jiří. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*, United States of America: Taylor and Francis Group, 2006. 760 s. ISBN 978-0824758493
- [3] OPTICKÁ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE. [online]. [cit. 2013-04-04]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Optick%C3%A1_1_koherentn%C3%AD_tomografie
- [4] *TOPCON CONNECTING VISIONS* [online]. [cit. 2013-04-04]. Dostupné z: <http://www.topcon-medical.eu/eu/products/32-3d-oct-2000.html>
- [5] *ADVANCED MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY LABORATORY* [online]. [cit. 2012-04-06]. Dostupné z: <http://amitl.com/>
- [6] WOJTKOWSKI, Maciej. *Speckle Noise in Optical Coherence Tomography*. Poland: Institute of Physics, Nicolaus Copernicus University, 2012.
- [7] FUJIMOTO, James G. *Optical and Acoustical Imaging of Biological Media*. C. R. Acad. Sci. Paris, 2001.
- [8] KOLÁŘ, Radim. *Diagnostika bio- a ekosystémů* [online]. [cit. 2012-12-03]. Dostupné z: http://www.ubmi.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar_MDBE_4.pdf
- [9] LOIZOU P. Christos, PATTICHIS S. Constantinos. *Despeckle filtering algorithms and software for ultrasound imaging*. San Rafael, CA: Morgan, 2008. ISBN 978-159-8296-211.
- [10] PYWAVELETS. *Wavelet Browser* [online]. 2013 [cit. 2013-05-19]. Dostupné z: <http://wavelets.pybytes.com/wavelet/sym8/>
- [11] *Thorlabs* [online]. 2013 [cit. 2013-05-20]. Dostupné z: <http://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=OCS1300SS>
- [12] THORLABS. *OCS1300SS Swept Source OCT System: User Guide*. Rev H. Worldwide, 2011. Dostupné z: <http://www.thorlabs.com/Thorcat/18100/OCS1300SS-Manual.pdf>

- [13] WAGNER W., SZÉKELY B. Image Texture Preservation in Speckle Noise Suppression, In: SHAMSODDINI A., TRINDER J.C., 2010. Austria: Institute of Photogrammetry and Remote Sensing, Vienna University of Technology, 6 s., vol. 37, p 239-244, ISBN 1682-1777

Zoznam použitých skratiek

CT	-	<i>Computed Tomography</i> Počítačová tomografia
DOT	-	<i>Diffuse Optical Tomography</i> Difúzna optická tomografia
DWT	-	<i>Discrete Wavelet Transform</i> Diskrétna vlnková transformácia
EEI	-	<i>Edge-Enhancing Index</i>
ENL	-	<i>Equivalent Number of Looks</i>
FFT	-	<i>Fast Fourier Transform</i> Rýchla Fourierova transformácia
fMRI	-	<i>functional Magnetic Resonance Imaging</i> Funkčná magnetická rezonancia
MR	-	<i>Magnetic Resonance</i> Magnetická rezonancia
NA	-	<i>Numerical aperture</i> Numerická apertúra
OCT	-	<i>Optical Coherence Tomography</i> Optická koherentná tomografia
PET	-	<i>Positron Emission Tomography</i> Pozitronová emisná tomografia
SPECT	-	<i>Single-photon Emission Computed Tomography</i> Jedno fotónová emisná počítačová tomografia

SSI - *Speckle Suppression Index*

WT - *Wavelet Transform*
Vlnková transformácia

Zoznam príloh

A	Ukážky hlavičiek z algoritmov.....	69
A.1	Mediánová filtrácia 2D	69
A.2	Geometrická filtrácia 2D	69
A.3	Filtrácia s hom. maskou 2D	69
A.4	Filtrácia s max. hom. okolia pixelu 2D.....	70
A.5	Mediánová filtrácia 3D	70
A.6	Geometrická filtrácia 3D	70
A.7	Filtrácia s hom. maskou 3D	71
A.8	Filtrácia s max. hom. okolia pixelu 3D.....	71
A.9	Program 2D.....	71
A.10	Program 3D	72
B	DVD	
B.1	Algoritmy/	
B.1.1	Funkcie/	
B.1.2	Program 2D/	
B.1.3	Program 3D/	
B.1.4	README.txt	
B.2	Elektronická verzia diplomovej práce/	
B.3	Nasnímané OCT obrazové dáta/	
B.4	Odfiltrované OCT obrazové dáta/	

A Ukážky hlavičiek z algoritmov

A.1 Mediánová filtrácia 2D

```
function [obr_fil] = median2D(maska,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Mediánová filtrácia 2D s voliteľnou maskou
%* maska - vstupná maska pre filtráciu
%* P - počet iterácií
%* obr - vstupný obrázok pre filtráciu
%* obr_fil - výstupný obrázok - filtrovaný
%*****
```

A.2 Geometrická filtrácia 2D

```
function [obr_fil] = geometricky2D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Geometrická filtrácia 2D s voliteľnou veľkosťou masky
%* X - veľkosť masky (1,2,3,4...) [ (2*X+1) x (2*X+1)]
%* P - počet iterácií
%* obr - vstupný obrázok pre filtráciu
%* obr_fil - výstupný obrázok - filtrovaný
%*****
```

A.3 Filtrácia s hom. maskou 2D

```
function [obr_fil] = hom_maska2D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Filtrácia s homogénnou maskou 2D
%* X - veľkosť masky (2,3,4...) [ (2*X+1) x (2*X+1)]
%* P - počet iterácií
%* obr - vstupný obrázok pre filtráciu
%* obr_fil - výstupný obrázok - filtrovaný
%*****
```

A.4 Filtrácia s max. hom. okolia pixelu 2D

```
function [obr_fil] = max_hom2D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Filtrácia maximálna homogenita okolia pixelu 2D
%* X      - veľkosť masky (1,2,3,4...) [ (2*X+1) x (2*X+1) ]
%* P      - počet iterácií
%* obr    - vstupný obrázok pre filtráciu
%* obr_fil - výstupný obrázok - filtrovaný
%*****
```

A.5 Mediánová filtrácia 3D

```
function [obr_fil] = median3D(maska,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Mediánová filtrácia 3D s voliteľnou maskou
%* maska  - vstupná 3D maska pre filtráciu
%* P      - počet iterácií
%* obr    - vstupné 3D obrazové dáta pre filtráciu
%* obr_fil - výstupné 3D obrazové dáta - filtrované
%*****
```

A.6 Geometrická filtrácia 3D

```
function [obr_fil] = geometricky3D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Geometrická filtrácia 3D s voliteľnou veľkosťou masky
%* X      - veľkosť masky (1,2,3...) [(2*X+1)x(2*X+1)x(2*X+1)]
%* P      - počet iterácií
%* obr    - vstupné 3D obrazové dáta pre filtráciu
%* obr_fil - výstupné 3D obrazové dáta - filtrované
%*****
```

A.7 Filtrácia s hom. maskou 3D

```
function [obr_fil] = hom_maska3D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Filtrácia s homogénnou maskou 3D
%* X      - veľkosť masky (2,3,4...) [(2*X+1)x(2*X+1)x(2*X+1)]
%* P      - počet iterácií
%* obr    - vstupné 3D obrazové dáta pre filtráciu
%* obr_fil - výstupné 3D obrazové dáta - filtrované
%*****
```

A.8 Filtrácia s max. hom. okolia pixelu 3D

```
function [obr_fil] = hom_maska3D(X,P,obr)

%*****
%* Kamil Sokol
%* Filtrácia maximálna homogenita okolia pixela 3D
%* X      - veľkosť masky (2,3,4...) [(2*X+1)x(2*X+1)x(2*X+1)]
%* P      - počet iterácií
%* obr    - vstupné 3D obrazové dáta pre filtráciu
%* obr_fil - výstupné 3D obrazové dáta - filtrované
%*****
```

A.9 Program 2D

```
%*****
%* Kamil Sokol
%* PROGRAM 2D
%*****

close all;
clear all;
clc;

% VSTUP *****

% počet načítaných snímkou
N = 20;

% Názov načítaných snímkou
IMGNAME = '[VSTUP]/kost1%03d.BMP';
```

```

% Názov prvého snímku má končiť 000, a každý ďalší ma byť jeho
inkrement

% vyber masky pre mediánovú filtráciu.
load(' [MASKY]/maska_2D_gula_5x5.mat');

% vyber snímku pre hodnotenie
vyb_snimok = 10;

% Počet iterácií v mediánovej filtrácii
P_m = 1;

% Veľkosť masky pre geometrickú filtráciu [(2*X+1) x (2*X+1)]
X_g = 2;

% Počet iterácií v geometrickej filtrácii
P_g = 6;

% Veľkosť masky pre filtráciu homogénnej masky [(2*X+1) x (2*X+1)]
X_h = 2;

% Počet iterácií vo filtrácii homogénnou maskou
P_h = 1;

% Veľkosť masky pre filtráciu max. hom. okolia [(2*X+1) x (2*X+1)]
X_mx = 2;

% Počet iterácií vo filtrácii max. hom. okolia pixlu
P_mx = 1;
%*****

```

A.10 Program 3D

```

%*****
%* Kamil Sokol
%* PROGRAM 3D
%*****
close all;
clear all;
clc;
%% VSTUP *****

% počet načítaných snímkou
N = 20;

% Názov načítaných snímkou
IMGNAME = ' [VSTUP]/kost1%03d.BMP';
% Názov prvého snímku má končiť 000, a každý ďalší ma byť jeho
inkrement

```



```

% vyber masky pre madiánovú filtráciu.
load(' [MASKY]/maska_3D_gula_5x5x5.mat');

% vyber snímku pre hodnotenie
vyb_snimok = 10;

% Počet iterácií v mediánovej filtrácii
P_m = 1;

% Veľkosť masky pre geometrickú filtráciu [(2*X+1) x (2*X+1) x
(2*X+1)]
X_g = 2;

% Počet iterácií v geometrickej filtrácii
P_g = 6;

% Veľkosť masky pre filtráciu homogénnej masky [(2*X+1) x (2*X+1)
x (2*X+1)]
X_h = 2;

% Počet iterácií vo filtrácii homogénnou maskou
P_h = 1;

% Veľkosť masky pre filtráciu max. hom. okolia pixelu [(2*X+1) x
(2*X+1) x (2*X+1)]
X_mx = 2;

% Počet iterácií vo filtrácii max. hom. okolia pixlu
P_mx = 1;
%*****

```