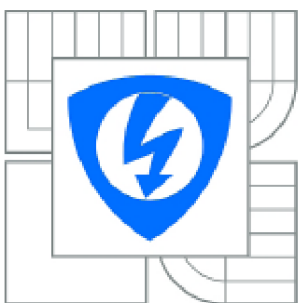




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

RESTAURACE OBRAZOVÝCH DAT Z OPTICKÉ KOHERENČNÍ TOMOGRAFIE

RESTORATION OF OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY IMAGE DATA

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

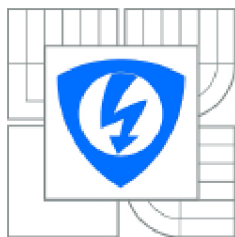
Bc. ONDŘEJ SMÉKAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. JIŘÍ JAN, CSc.

BRNO, 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Ondřej Smékal

ID: 106108

Ročník: 2

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Restaurace obrazových dat z optické koherenční tomografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1. Prostudujte metody zpracování 2D a 3D obrazů, zejména zvýrazňování a restaurace obrazových dat, se zaměřením na potlačení šumu a zvýšení ostrosti dekonvolucí. 2. Mimoto prostudujte princip zobrazení v optické koherenční tomografii (OCT) včetně matematického popisu procesu zobrazení, a odtud vyplývající vlastnosti šumu a prostorově variabilní PSF těchto dat. 3. Vyberte předběžně metody a algoritmy zpracování obrazů, které shledáte vhodné pro daný účel a navrhněte základní strukturu programu, který je bude implementovat. 4. Na základě předchozích výsledků rozeberte teoretické aspekty a vlastnosti navrhovaných metod a detailně navrhněte strukturu programu pro restauraci dostupných OCT obrazových dat včetně vhodného grafického uživatelského rozhraní na základě konzultací. 5. Program implementujte v prostředí MATLAB s využitím vhodných hotových podprogramů např. z Image Processing toolboxu (včetně rozboru funkce takových podprogramů). 6. Program otestujte na simulovaných i reálných OCT datech; výsledky vhodně dokumentujte, diskutujte je a vyhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAN, J. Medical Image Processing. CRC 2006, kap. 11.3, 12.3, 12.4.
- [2] IFTIMIA, N., BRUGGE, W. R., HAMMER, D. X. Advances in Optical Imaging for Clinical Medicine. Wiley and Sons, 2011.
- [3] DREXLER, W., FUJIMOTO, J. G. Optical Coherence Tomography. Springer, 2008.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 18.5.2012

Vedoucí práce: prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

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.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Restaurace dat z optické koherenční 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 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 18. května 2012

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji touto cestou vedoucímu diplomové práce **prof. Ing. Jiřímu Janovi, CSc.** za odborné vedení, nemalou míru trpělivosti a především cenné rady při zpracování mé diplomové práce, a také **Ing. Zdeňku Kunovi** za značnou pomoc při mých prvních krocích na poměrně novém poli OCT technologie.

V Brně dne 18.května 2012

.....
podpis autora

ABSTRAKT

Restaurace obrazových dat se stala nedílnou součástí procesu zpracování medicínských obrazů získaných libovolným systémem. Stejně tomu je i v případě Optické koherenční tomografie. Cílem této práce je zaprvé prostudování restauračních metod. Za druhé, popis principu zobrazení dat z Optické koherenční tomografie a následné diskuse, které restaurační metody na bázi dekonvoluce by potencionálně našly uplatnění ve zpracování dat z Optické koherenční tomografie. Konečně za třetí, vytvoření programového řešení restauračního procesu OCT dat v prostředí MATLAB a následná diskuze účinnosti prezentovaných řešení.

KLÍČOVÁ SLOVA

Optická koherenční tomografie, dekonvoluce, inverzní filtrace, Wienerova filtrace, Richardson-Lucy algoritmus, restaurace obrazu.

ABSTRACT

Restoration of image data has become an essential part of the processing of medical images obtained by any system. The same applies in the case of optical coherence tomography. The aim of this work is to study the first restoration methods. Second, the description of the data representation from optical coherence tomography and subsequent discussions that restoration methods based on deconvolution would potentially find application in processing of Optical coherence tomography. Finally, the third to create a program solution of the OCT data restoration process in MATLAB environment and followed by discussion of effectiveness of the presented solutions .

KEYWORDS

Optical coherence tomography, deconvolution, Inverse filter, Wiener filter, Richardson-Lucy algorithm, image restoration.

CITACE

SMÉKAL, O. Restaurace obrazových dat z optické koherenční tomografie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 77 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

Obsah

1 ÚVOD	7
2 ZÁKLADNÍ POPIS OBRAZOVÉ SCÉNY	9
2.1 LINEÁRNÍ DVOUDIMENZIONÁLNÍ SYSTÉM	10
2.2 PŘENOSOVÁ FUNKCE SYSTÉMU OCT	11
MATEMATICKÝ MODEL PŘENOSOVÉ FUNKCE	12
3 RESTAURACE OBRAZU	14
3.1 IDENTIFIKACE VLASTNOSTÍ ŠUMU V OBRAZE	14
POTLAČOVÁNÍ ŠUMU	15
3.2 ROZDĚLENÍ METOD RESTAURACE OBRAZU	17
3.3 DEKONVOLUČNÍ METODY	17
PROSTÁ INVERZNÍ FILTRACE	18
MODIFIKOVANÁ INVERZNÍ FILTRACE	19
WIENEROVSKÁ FILTRACE	20
KLASICKÁ (VÁZANÁ) DEKONVOLUCE	22
ALGORITMUS RICHARDSON-LUCY	23
SLEPÁ DEKONVOLUCE	25
4 OPTICKÁ KOHERENČNÍ TOMOGRAFIE	26
4.1 ZÁKLADNÍ PRINCIPY TECHNOLOGIE	28
KOHERENCE SVĚTLA	28
INTERFERENCE SVĚTLA	30
MICHELSONŮV INTERFEROMETR	30
NÍZKOKOHERENČNÍ INTERFEROMETRIE	32
4.2 PARAMETRY ZOBRAZENÍ SCÉNY	32
ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOST OCT	32
VOLBA VLNOVÉ DÉLKY	34
RYCHLOST ZISKU DAT	36
4.3 OCT V ČASOVÉ OBLASTI (TIME DOMAIN OCT, TD-OCT)	37
4.4 OCT VE FOURIEROVSKÉ OBLASTI (FOURIER DOMAIN OCT, FD-OCT)	38
OCT VE SPEKTRÁLNÍ OBLASTI (SPECTRAL/FOURIER DOMAIN OCT, SD-OCT)	39
OCT ROZMÍTÁNÍM ZDROJE (SWEPT SOURCE/FOURIER DOMAIN OCT, SS-OCT)	40
4.5 DEGRADACE ROZLIŠENÍ VLIVEM ROZPTYLU SVĚTLA	42
4.6 „SPECKLES“ V OBRAZE OCT	42
4.7 ŠUM RŮZNÉ FYZIKÁLNÍ POVAHY	43

5 EXPERIMENTÁLNÍ STANOVENÍ PSF U POKUSNÉHO ZAŘÍZENÍ	
OCT	44
5.1 POUŽITÝ FANTOM	44
5.2 ZÍSKANÉ MODELY PSF.....	45
6 REALIZACE ALGORITMICKÉHO ŘEŠENÍ RESTAURACE	
OBRAZU V PROGRAMOVÉM PROSTŘEDÍ MATLAB	49
6.1 APLIKOVANÉ RESTAURAČNÍ METODY	49
6.2 KONCEPČNÍ ŘEŠENÍ PROGRAMU	51
6.3 GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ PROGRAMU	52
7 HODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	54
7.1 MODELOVÁ DATA	54
7.2 ZÍSKANÁ DATA Z REÁLNÉ OCT SCÉNY	64
8 ZÁVĚR	73
POUŽITÉ ZDROJE	74
PŘÍLOHY	77

1 Úvod

Historií posledního půlstoletí neodmyslitelně hýbe pokrok v lékařství a vědách s ním spojených. Neodmyslitelně k nim řadíme i zobrazovací techniku, která se za toto období vyvinula v naprosto nepostradatelného pomocníka v odvětví diagnostiky. Bez modalit jako je RTG, CT, UZV a MRI si již moderní lékařství nedokážeme představit. Neinvazivní zobrazování tkání a struktur uvnitř těla přineslo diagnostické možnosti nezanedbatelně přínosné pro pacienta díky zrychlení, zmenšení rizik, ale hlavně i možnosti nahlédnout i do struktur, do kterých je invazivní zákrok se stejnou informační hodnotou těžce proveditelný (např. mozkovna), nebo nemožný (centrální míšňí kanál). Nezbytnou součástí zobrazovacích modalit je ovšem i zdroj záření pracující u každé používané metody v různé spektrální oblasti. Jako nejpalčivější problém celé zobrazovací techniky se tak jeví používání zdrojů ionizujícího záření, hlavně v hojně používaných zařízeních RTG a CT.

Otázka: „Proč je tedy nadále používáme?“ je na místě, ale lze na ni velmi jednoduše odpovědět. Odpovědí je rozlišovací schopnost a rychlost. Tyto dva parametry jsou hnacím motorem celého odvětví. Snaha zobrazovat přesněji a rychleji nám sekundárně otevírá dveře k průzkumu stále menších a menších struktur. Úspěchy s tímto spojené vedly k myšlence specializace zobrazovacích zařízení i na struktury přímo nesouvisející se zaměřením hlavních uživatelů zobrazovacích technik, jako je traumatologie či onkologie.

Na zobrazování konkrétních malých struktur nelišících se dostatečně hodnotou útlumu procházejícího ionizujícího záření (CT, RTG) nebo molekulárním složením (MRI) nelze žádná ze zmíněných modalit využít efektivně. Je tedy třeba využít jiného fyzikálního principu, který by umožnil výhodně využít fyziologických vlastností tkání při interakci s různými druhy vlnění např. vrstvené struktury očního pozadí, nebo sliznic. Do popředí zájmu se tak pro toto zaměření dostala zařízení využívající vlnové vlastnosti světla. Vznikla tak analogie UZV využívající místo mechanického vlnění elektromagnetické, nejčastěji v blízké infračervené oblasti, kombinující vlastnosti koherenční mikroskopie a tomografické technologie. Toto spojení dalo možnost vzniku **Optické koherenční tomografie (OCT)**. Zpracování obrazové informace získané právě touto metodou je součástí předkládané diplomové práce.

Jako každá zobrazovací modalita, i OCT je ovlivněno vznikem scény degradujících jevů v procesu zobrazení. Jedná se především o rozostření obrazu vinou konvolučního zkreslení a přítomnost šumu. Nápravou tohoto poškození se zabývají techniky **restaurace obrazu**. Existuje mnoho algoritmických řešení restaurace obrazu zaměřených právě na odstranění konvolučního zkreslení. Seznámení se s obecným procesem zobrazení a následně vybranými reprezentativními zástupci restauračních algoritmů je náplní první části této diplomové práce.

V další části jde již o funkční popis procesu zobrazení pomocí OCT a obeznámení se s funkčními principy technologie a obraz degradujícími jevy postihujícími proces zobrazení v této zobrazovací modalitě.

Konečným cílem diplomové práce je aplikovat získané poznatky při snaze o vytvoření vhodného algoritmického řešení procesu restaurace dat získaných pomocí dostupného experimentálního zařízení OCT. Práce se touto cestou pokusí zodpovědět, zdali jsou uvedené dekonvoluční techniky restaurace obrazu pro danou zobrazovací technologii úspěšně aplikovatelné, či nikoliv. Případně které konkrétní algoritmy mají naději na poskytnutí dostačující kvality výsledků.

2 Základní popis obrazové scény

Obrazová data jsou dvojdimenzionálním signálem a definovány mohou být jako funkce dvou prostorových proměnných

$$f(x, y), \quad (2.1)$$

kde definujeme jasovou hodnotu konkrétního pixelu scény v originální oblasti o souřadnicích x, y .

Nebudeme se zabývat obecnými definicemi pro prostorově nelimitované funkce v teoretické rovině, zaměříme se pouze na případy, kdy jsou prostorová data konečnou množinou v obrazových souřadnicích x a y a lze je definovat v intervalech

$$x \in \langle -x_{max}, x_{max} \rangle, y \in \langle -y_{max}, y_{max} \rangle. \quad (2.2)$$

Obraz lze zapsat i jako vektorovou funkci, pokud je složen z více nezávislých komponent, např. samostatných barevných složek RGB

$$\mathbf{f}(x, y) = (f_R(x, y), f_G(x, y), f_B(x, y))^T. \quad (2.3)$$

Nejčastěji však budeme diskutovat pouze reálný obraz ve stupních šedi, který je typickým výstupem zdravotnických zobrazovacích systémů. Výjimku tvoří MRI signál, který může vystupovat v komplexním tvaru

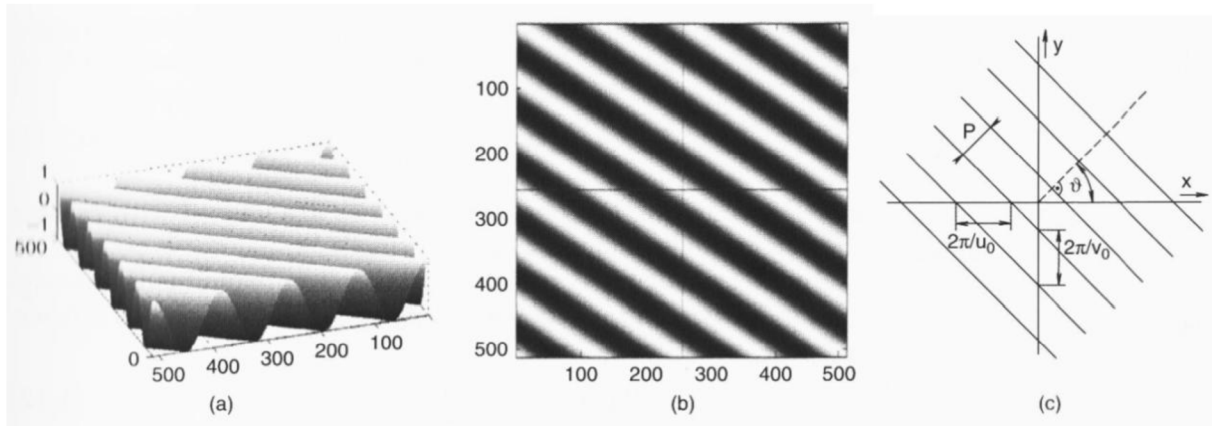
$$\mathbf{F}(x, y) = f_{Re}(x, y) + j f_{Im}(x, y). \quad (2.4)$$

Tento případ však opět není předmětem našeho zájmu, nebudeme se jím tedy dále zabývat.

Důležitý je také fakt, že jakákoliv obrazová scéna je složena z velkého počtu jednotlivých prostorových harmonických funkcí o různých frekvencích, s různými amplitudami, směrem kmitání a různým fázovým posunem. Typickým zástupcem je dvojdimenzionální funkce cosinus obecně zapsaná ve tvaru

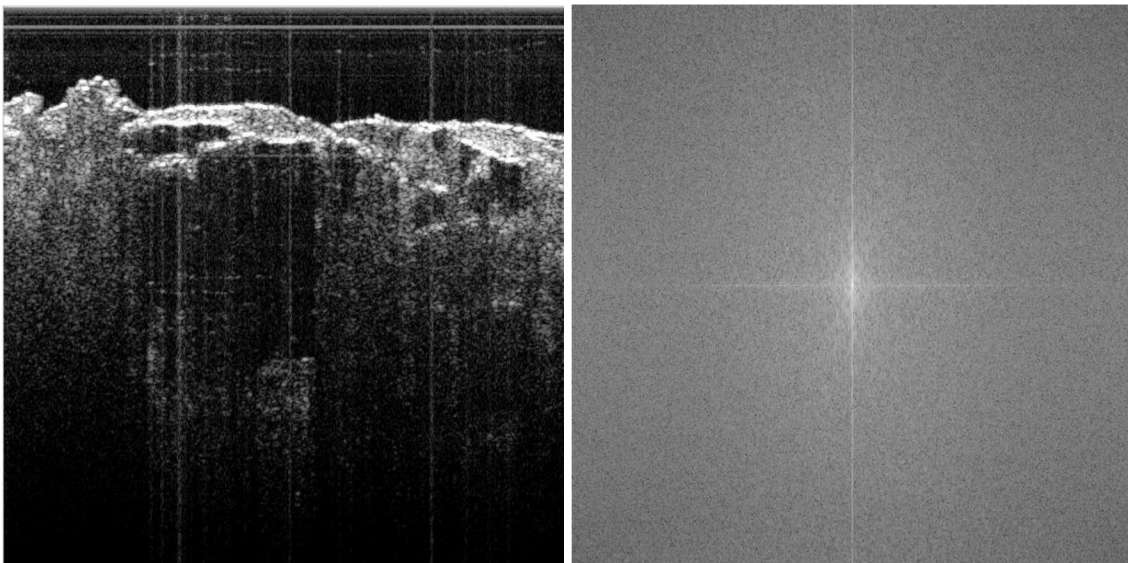
$$f(x, y) = A \cos(u_0 x + v_0 y + \varphi). \quad (2.5)$$

A je definováno jako hodnota amplitudy, u_0 a v_0 jsou prostorové frekvence, φ je fázový posun.



Obrázek 2.1: 2D cosinus funkce

Za pomoci Fourierovy transformace (FT) lze obraz rozložit na jednotlivé dílčí harmonické funkce o prostorových frekvencích a ty prezentovat ve spektrální oblasti, kde jsou zaznamenány jejich veškeré vlastnosti ve formě obrazového spektra. Pro reálné obrazové hodnoty získáme taktéž reálné hodnoty spektra. Spektrum je navíc konjugovaně symetrické.



Obrázek 2.2: zobrazení svrchní vrstvy kosti pomocí experimentálního zařízení OCT Thorlabs OCS1300SS a amplitudové spektrum snímku

2.1 Lineární dvoudimenzionální systém

Díky linearitě všech procesů uvnitř systému výhodně využíváme platný princip superpozice.

$$g(x, y) = \iint h(x - s, y - t) f(s, t) ds dt = h(x, y) * f(x, y) = h * f | (x, y). \quad (2.6)$$

Superpoziční integrál se úpravami přeměnil na integrál konvoluční popisující operaci konvoluce mezi dvěma obrazy.

$$G(u, v) = FT(h * f | (x, y)) = H(u, v)F(u, v). \quad (2.7)$$

Z této rovnice vyplývá, že spektrum výsledného obrazu, o souřadnicích (u,v) ve frekvenční oblasti, je rovno součinu spektra vstupního obrazu a frekvenční přenosovou funkcí (FTF) jakožto spektrum impulzní odezvy systému $h(x,y)$ [1].

2.2 Přenosová funkce systému OCT

Pro adekvátní popis systému je nezbytné stanovit přenosovou funkci systému $H(k)$, kde k odpovídá vlnovému číslu. Lze ji vypočítat z **výkonového spektra zdroje a vzájemného výkonového spektra elektrických polí v referenčním a měřícím rameni** interferometru. Impulsní odezva $h(z)$, kde z odpovídá hloubce vrstvy ve vzorku, je interpretována jako popis okamžité lokalizace odrazových a světlo rozptylujících ploch uvnitř vzorku. Tato informace je získána z inverzní FT přenosové funkce lineárně invariantního systému (LSI). Tato funkce je v komplexně sdruženém tvaru rovna právě poměru vzájemného výkonového spektra a výkonového spektra zdroje. Výkonové spektrum získáme FT tzv. **autokorelační funkce zdroje**. Vznikne při měření interferometrem, kde zrcátko nahrazuje zkoumaný vzorek. Snímáme obálku interferometrického signálu. Vzájemné výkonové spektrum naopak vznikne FT **korelační funkce signálu měřícího a referenčního** při uspořádání interferometru se vzorkem v měřící větvi. Výjimečně lze PSF získat analytickou cestou z matematického modelu založeného na fyzikálním popisu mechanismu rozostření. Tento postup lze aplikovat v případě optických soustav, kdy je úhlové rozlišení vzhledem ke konečné apertuře čočky limitované optickou difrakcí. Tento popis lze získat na základě poznatků o vlnové (Fourierově) optice.

Pokud budeme uvažovat pouze čistě vlastnosti použité zobrazovací soustavy se zanedbáním nežádoucích aberací vyvolaných interakcí se scénou, můžeme OCT PSF aproximovat 2D Gaussovou funkcí $h(x,z)$ [7],

$$h(x, z) = A \cdot \exp \left\{ - \left[\frac{(x - x_0)^2}{\omega_x^2} + \frac{(z - z_0)^2}{\omega_z^2} \right] \right\} \quad (2.8)$$

$$\Delta x = 2\omega_x \sqrt{\ln 2} \quad (2.9)$$

$$\Delta z = 2\omega_z \sqrt{\ln 2} \quad (2.10)$$

Kde x a z reprezentují ortogonální transversální a axiální směry. A je opět amplituda, ω_x a ω_z jsou parametry rádiusu kolem příslušných os související s FWHM Gaussovy funkce v příslušných směrech. Parametr ω_z je tak na hloubce závislý průřez fokusovaného kužele zobrazovacího svazku světla definovaný jako

$$\omega(z) = \omega_0 \sqrt{\left[1 + \left(\frac{z - z_0}{z_R}\right)^2\right]} \quad (2.11)$$

$$z_R = \frac{\pi \omega_0^2}{\lambda_0} \quad (2.12)$$

kde ω_0 je minimální hodnota $\omega(z=0)$, λ_0 je použitá centrální vlnová délka a z_R je Rayleighova délka (bude definována později).

Matematický model přenosové funkce

Představený matematický model je odvozen z poznatků o konfokální mikroskopii vykazující vysokou podobnost s vlastnostmi OCT pro malé hloubky zobrazení vzorku [1].

Výraz pro detekovanou intenzitu signálu po odrazu od jediného bodového objektu umístěného v ohniskové vzdálenosti ideální optické soustavy detekčního zařízení v laterálním směru je vyjádřen jako

$$I(v) = \left(\frac{2J_1(v)}{v}\right)^4 \quad (2.13)$$

$$v = \frac{2\pi x \sin(\alpha)}{\lambda_0} \quad (2.14)$$

$J_1(v)$ odpovídá Besselovské funkci 1. řádu a x je laterální vzdálenost od optické osy a α je polovina vrcholového úhlu kužele paprsků vstupujících do objektivu (obrázek 4.8).

Pro axiální směr pak platí

$$I(u) = \left(\frac{\sin\left(\frac{u}{2}\right)}{\frac{u}{2}}\right)^2 \quad (2.15)$$

$$u = \frac{8\pi z \sin^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{\lambda_0} \quad (2.16)$$

Pomocí těchto rovnic lze vytvořit matematický model PSF pro aplikace uvedené v praktické části diplomové práce.

Experimentálně lze PSF identifikovat měřením na umělých fantomech. Jedná se o předmět z vhodného materiálu pro danou zobrazovací metodu. V případě OCT se jedná o silikon, kde v jeho objemu jsou rozprostřeny částice z denzního materiálu způsobující obraz o známém jednotném průměru srovnatelném s použitou vlnovou délkou systému a řádově pod mezí rozlišovací schopnosti zařízení. V tomto případě se částice chovají jako bodové odražeče a simulují tak diracův impuls vyslaný z fantomu na detektor. Signál dopadající na detektor je zkreslen právě PSF dané zobrazovací soustavy a vykazuje rozostření bodových zdrojů na rozmazané plošky adekvátní PSF systému. Analýzou tohoto rozostření dochází k přibližnému odhadu PSF systému. O nápravu tohoto zkreslení se snaží algoritmy pro *restauraci obrazu*.

3 Restaurace obrazu

Základní přístup ke zlepšování kvality obrazu vede přes klasickou metodu „pokus/omyl“. Individuálním přístupem operátora k jednotlivým obrazům v případě neuspokojivého výsledku lze postupnými úpravami parametrů často dosáhnout viditelného zlepšení. Avšak s pouze jediným globálním nastavením nelze dosáhnout uspokojivých výsledků u celého spektra variability možných dat. Výpočetní technika dnes tento postup umožňuje aplikovat bez rizika poškození dat. Kdykoli v průběhu analýzy je možné se vrátit několik kroků zpět, nebo až přímo k originálním datům.

Hlavními cíli vylepšování obrazu jsou:

- Transformace kontrastu
- Zostřování obrazu vedoucí ke zlepšení rozlišování detailů scény
- Potlačování šumu a jiných rušivých prvků
- Geometrické transformace

Všechny zmíněné úpravy lze provádět globálně, lokálně, nebo adaptivně, prostorově variantně, či invariantně. Podrobnější analýza těchto úprav není cílem této práce.

3.1 Identifikace vlastností šumu v obraze

Šum je nezvaným hostem všech zobrazovacích systémů. Jeho přítomnost v určitém měřítku je nevyhnutelná. Vždy však znesnadňuje restauraci nebo využití celého potenciálu, který by nám obraz beze stop šumu mohl poskytnout. Jeho původci jsou různí, vždy však mají základ ve fyzikálních zákonitostech ať už globálního charakteru – *šum nezávislý na obraze* (např. tepelný šum) nebo problematice samotného zobrazovacího systému – *šum závislý na obraze* (např. zrna fotografického materiálu).

Původce tedy již známe, teď je nezbytné rozlišit jejich různé projevy:

- Podle amplitudové a prostorové distribuce
 - Šedý šum
Těž tzv. Gaussovský šum, běžně aditivně postihuje všechny pixely obrazu s Gaussovským rozložením hodnot
 - Impulsní šum („sůl a pepř“)
Spočívá v náhodném rozložení izolovaných pixelů s extrémními hodnotami jasu (nulový a maximální)
- Podle způsobu interakce šumu s obrazovými body
 - Aditivní šum
Hodnota šumu je jednoduše přičtena k hodnotě obrazového bodu, tato varianta se jednodušeji odstraňuje

-
- Multiplikativní šum
Dochází k násobení hodnoty pixelu hodnotou šumu
 - Poissonův
 - a další
 - Podle charakteru šumu ve frekvenční oblasti
 - Širokopásmový
 - Úzkopásmový

Úzkopásmový šum

Tento typ šumu je omezen na konkrétní pozorovatelné oblasti uvnitř frekvenčního spektra. Projevuje se jako jasné oblasti mimo střed spektra. Tyto jasné oblasti definují konkrétní rozsah frekvencí, které se ve zvýšeném množství objevují v obraze. Tyto oblasti se dají ve spektrální oblasti jednoduše odstranit jejich nulováním, avšak takto odstraníme i komponenty, které byly původně součástí originálního obrazu. Tento postup se nazývá filtrováním ve spektrální oblasti. Filtr se chová jako úzkopásmová zádrž. Případně filtruje více oblastí. Výsledek můžeme vylepšit nahrazením odstraněných komponent hodnotami interpolovanými z okolí. Toto platí v případě přítomnosti *aditivního šumu*. U šumu *multiplikativního* je řešení komplikovanější a využívá tzv. *homomorfickou filtraci*. Multiplikativní závislost je pomocí logaritmické transformace převedena na aditivní, což nám umožňuje opět využít výše zmíněný postup. Nesmíme však zapomenout provést zpětnou transformaci pro odstranění nelineárního zkreslení intenzity.

Širokopásmový šum

Hlavními původci tohoto typu šumu jsou nedokonalosti samotného zobrazovacího systému a datové cesty, kudy proudí zpracovávaná data. Dále například může docházet k náhodným chybám v důsledku A/D konverzí a zaokrouhlovacích chyb. Obraz je postižen tímto typem šumu v globálním rozsahu, tzn. chybovou hodnotou je ovlivněn každý pixel obrazu. Chybové hodnoty však nejsou totožné, ale odpovídají náhodnému pravděpodobnostnímu rozdělení. Nejčastěji vykazují Gaussovské rozdělení s nulovou střední hodnotou a určitou variancí. Tento typ šumu nelze lokalizovat ve spektru, jediná možnost jeho potlačení je průměrováním s nejčastěji lokální maskou. Důsledkem však je opět nežádoucí potlačení detailů v obraze, dojde k rozostření. Pokud jsme schopni získat více obrazů totožné scény lišící se pouze v hodnotách šumu, můžeme využít průměrování napříč všemi realizacemi. Při dostatečném počtu realizací se v ideálním případě můžeme přiblížit nulové hodnotě šumu.

Potlačování šumu

Největším problémem při odstraňování šumu průměrováním, či vyhlazováním je soustavná ztráta ostrosti obrazu. Přicházíme často o vysokofrekvenční složku obrazu, která však reprezentuje i hrany obrazu. Pokud postrádáme dostatek a priori znalostí o vlastnostech

přítomného šumu je šum potlačován v nespécifikovaném rozsahu spektra, přičemž může okupovat třeba jen omezenou oblast, která by při znalosti rozsahu mohla být potlačována cíleněji s menšími škodami na obraze.

Šum bývá nejčastěji definován jako dvojdímenzionální signál generovaný stochastickým procesem a lze jej popsat statistickými mechanismy. Konkrétní hodnoty vlastností nejsou při procesu restaurace obrazu známy. Řídíme se tak několika obecnými předpoklady:

- Střední hodnota náhodného šumu je rovna nule,
- Výkon šumu je dán jeho variancí,
- Stochastický proces generující šum je homogenní, mnohdy i ergodický,

tzn., že můžeme všechny statistické charakteristiky a parametry odhadnout pouze na základě prostorových průměrů celé scény. Při popisu šumu je dále nezbytné definovat parametr výkon šumu, který je proporcionální k jeho rozptylu σ_v^2 . Směrodatná odchylka σ_v je zase rovna průměrné amplitudě šumu.

Experimentálně jsme schopni šum vznikající při procesu snímání a zobrazení scény změřit dvěma způsoby:

- V případě, že vstupní obraz má nulové hodnoty (není přítomen).

Výstupem tohoto procesu je v ideálním případě čistý šum. Jeho analýzou jsme pak schopni zvolit vhodný postup pro jeho co nejúčinnější potlačení. Tato metoda má však jeden nedostatek, nezohledňuje totiž možnost interakce šumu závislého na zobrazovaném obsahu. Nabízí se tak druhá možnost:

- Odečtením nezašuměného vzorového obrazu od obrazu téže scény obsahujícího šum.

Ovšem ta má také svá úskalí. Hlavním je nutnost získání čistého nezašuměného obrazu. Toho lze dosáhnout kumulačními technikami při nasnímání dostatečného počtu obrazů téže scény. Díky předpokladu nulové střední hodnoty šumu v obrazech tak průměrováním jsme schopni získat v ideálním případě jeden obraz naprosto zbavený šumu. Bohužel, u zobrazovacích metod v lékařství je toto nepředstavitelné. Většinou totiž snímáme scénu in-vivo, což sebou přináší pohybové artefakty (zprůměrování by nám způsobilo nežádoucí rozmazání scény), nebo je nepřipustné snímat scénu vícekrát než je nezbytný minimální počet (zobrazovací metody využívající ionizující záření).

Z výše uvedeného vyplývá, že prosté potlačování šumu ve scéně zobrazovacích metod není dostačující, protože dochází k rozostření způsobenému právě filtrací šumu. To je nežádoucí stav. Mnohdy je operátor nucen smířit se s určitým procentem šumu v obraze, které je však vykoupeno zostřením samotného obrazu. Tento postup umožňují tzv. **restaurační metody**.

3.2 Rozdělení metod restaurace obrazu

- Vzhledem k linearitě procesu zpracování obrazu
 - Lineární (splňuje princip superpozice)
 - Nelineární (nesplňuje)
- Vzhledem k univerzálnosti metody
 - Obecně použitelná na společnou třídu obrazů s jediným globálním nastavením parametrů
 - Specifická metoda pro jednotlivé scény
- Vzhledem k akceptovatelnosti nelineární distorze
 - Nepovolena (inverzní filtrace)
 - Neuvažována (Wienerova filtrace)
- Vzhledem k požadavkům na identifikaci vlastností
 - Identifikace rozostření
 - Povoleno pouze isoplanární (většina metod)
 - Povoleno prostorově variantní (generalizovaná LMS dekonvoluce)
 - Identifikace pravděpodobnostních charakteristik
 - Vyžadována znalost rozptylu šumu (vázaná dekonvoluce)
 - Výkonové spektrum šumu a zkresleného obrazu (v úzkém slova smyslu Wienerova filtrace), vzájemné spektrum mezi originálem a zaznamenaným obrazem (obecná Wienerova filtrace)

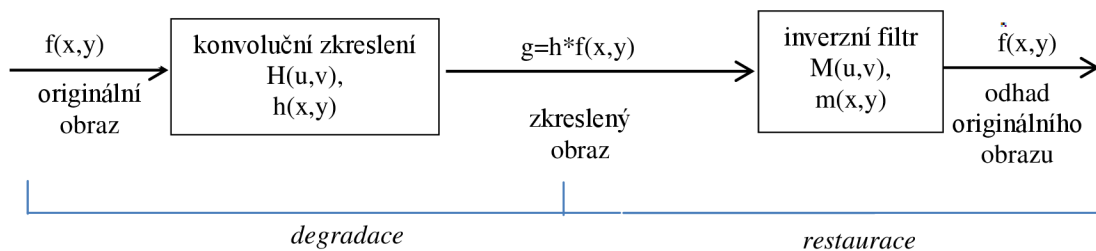
3.3 Dekonvoluční metody

Převládá-li jako degradující proces v obraze jeho rozostření, napravování této situace probíhá pomocí dekonvolučních metod. Rozostření v obraze je totiž způsobeno konvolucí originálního obrazu s PSF zobrazovacího systému. Právě tento krok způsobuje nebodové zobrazení bodových struktur v obraze. Dekonvoluce je tudíž k němu inverzním postupem.

Existuje vícero restauračních algoritmů lišících se v požadavcích na znalost parametrů scény, včetně předpokladu přítomnosti šumu v obraze. Právě zohlednění šumu ve scéně a samotné naložení s touto informací je hlavním třídícím mechanismem zde předkládaných hlavních dekonvolučních metod.

Prostá inverzní filtrace

Prostá inverzní filtrace je metodou restaurace obrazu jako výstupu 2D lineárních, prostorově invariantních systémů [2]. Lze využít při znalosti vzorového požadovaného ostrého obrazu **bez přítomnosti šumu**. Tato metoda je cílena na obrazová data, která jsou výsledkem konvolučního procesu snímaných dat s konkrétní *rozptylovou funkcí* (Point Spread Function, PSF) zobrazovacího systému. Tato funkce popisuje ovlivnění zobrazení bodového zdroje po průchodu optickou soustavou. V obraze se bod zdroje nejeví již bodově, ale jako malá ploška definovaná tvarem konkrétní PSF.



Bodové struktury originálu jsou výsledně zobrazeny jako již nebodové oblasti ve scéně.

$$g(x, y) = h(x, y) * f(x, y) \quad (3.1)$$

$$G(u, v) = FT(h(x, y) * f(x, y)) = H(u, v)F(u, v) \quad (3.2)$$

Je zřejmé, že když lze tento proces poškození obrazu zapsat konkrétní transformační funkcí, invertováním této funkce můžeme získat jednoduchý filtr, který naopak tyto nežádoucí projevy konvoluce bude potlačovat.

$$\hat{F}(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} G(u, v) \quad (3.3)$$

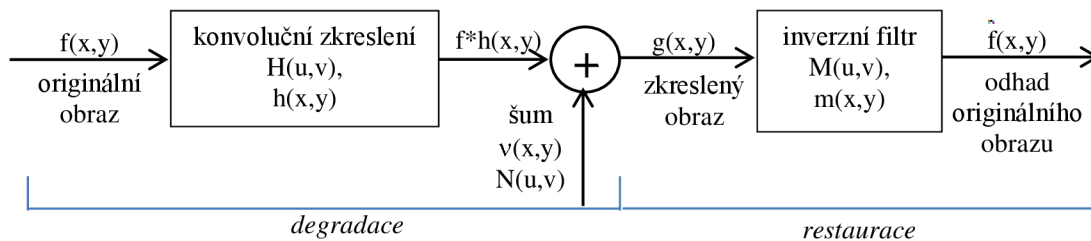
Tento jednoduchý postup je dokonale funkční při splnění dvou podmínek:

- přesná znalost zkreslující PSF,
- nulová úroveň šumu.

Za této situace bychom byli schopni obnovit původní obraz nulovou chybou.

Bohužel, tento případ v reálných aplikacích je utopií, a tak se s ním dá setkat pouze v modelových situacích prezentujících funkci této jednoduché myšlenky. V opačném případě je totiž ve členu $g(x, y)$ „ukryt“ i nežádoucí šum zanesený do systému, ale zatím neuvažovaný.

Je tedy nutné upravit definiční rovnici a přítomný šum zohlednit.



Následně získáme tyto rovnice popisující degradaci scény.

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v) + N(u, v). \quad (3.4)$$

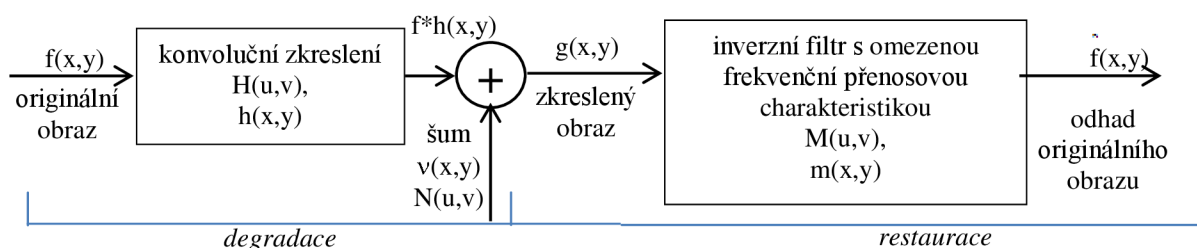
$$\hat{F}(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} (G(u, v) + N(u, v)) = F(u, v) + M(u, v)N(u, v) \quad (3.5)$$

Je nezbytné si však uvědomit, že přítomnost šumu ve filtrovaném obraze bude touto filtrací ovlivněna také. Ze vztahu (3.5) plyne, že inverzní filtrací v této podobě bude zvyšována i úroveň šumu. S ohledem na skutečnost, že konvoluce scény s PSF vykazuje vlastnosti filtru typu dolní propust, budou ve zkresleném obraze vysoké kmitočty omezeny. Podstatou inverzní filtrace je zesílení omezených kmitočtů na jejich původní hodnoty. Ze znalosti vlastností šumu je však zřejmé že tím bude extrémně zesílen právě i šum. Ten se totiž většinou nachází právě na vysokých kmitočtech. Tento problém je navíc násoben matematickou realizací samotného filtru. Všechny kmitočty, kde $H(u,v)$ má přenos roven nule, se pro výpočet inverzního filtru objeví ve jmenovateli lomeného výrazu, což má neblahé matematické důsledky. Pouhým invertováním totiž získáváme pro tyto nulové hodnoty odezvu, která se vymyká nad všechny meze. Případný šum na vysokých frekvencích je natolik zesílen, že pohltí celou scénu.

Tento problém však je částečně řešitelný a dal tak vzniknout úpravě v metodu *modifikované inverzní filtrace*.

Modifikovaná inverzní filtrace

Vzniklou nežádoucí situaci řeší snížením hodnoty přenosové funkce na vyšších frekvencích, kde je nízký poměr SNR, zatímco přenos nízkých frekvencí s hlavní obrazovou informací a vyšším SNR je zachován beze změny. Tímto zákrokem sice ztratíme část informace o detailech, ale na oplátku získáme zvýšení SNR v obraze.



Popsaná filtrace je vyjádřena vztahem:

$$M(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} ; M(u, v) \leq \varepsilon$$
$$M(u, v) = 0 ; M(u, v) > \varepsilon$$
(3.6)

kde ε je mezní frekvence zvolená uživatelem tak, aby bylo dosaženo co nejlepší subjektivní restaurace obrazu bez enormního snížení SNR. Na místě je zmínit, že přenos na frekvencích vyšších než je mez není explicitně nutné pokládat roven nule, ale mnohdy stačí jen přenos omezit na hodnotu přenosu právě pro mezní frekvenci. Hodnota tak není striktně stanovena.

Wienerovská filtrace

Myšlenka Wienerovy filtrace se odvíjí od konceptu minimalizace rozdílu obrazů metodou chyby nejmenších čtverců (least mean square error optimization LMS)[2]. Základem není frekvenční odezva filtru, ale statistické vlastnosti šumu. Jde o lineární neiterativní postup.

Předpokladem je existence stochastického pole generujícího originální obraz $f(r)$, druhého pole generujícího šum $v(r)$ a odvozeného pole $g(r)$ zahrnujícího všechny možné kombinace dvou předchozích. Signál i šum jsou tedy stochastickými jevy se známými charakteristikami. Cílem metody není dosažení nejmenší odchylky od jediné možné realizace, ale snahou je dosáhnout co nejmenší odchylky restaurovaného obrazu $g(r)$ od průměru vzniklého ze všech možných realizací kombinací obrazu $f(r)$ a šumu $v(r)$. Z výše uvedeného plyne, že přístup není ideální v případě znalosti konkrétní realizace, ale je univerzální metodou nevyžadující téměř žádné apriorní informace o procesu, který degradaci obrazu způsobil.

Kritérium optimality je výsledkem realizace náhodného jiného stochastického pole $e(r)$ a je definováno jako

$$e(r) = f(r) - \hat{f}(r)$$
(3.7)

Po odvození[2], které je mimo rozsah a cíl této práce, získáme vztah poskytující frekvenční odezvu optimálního lineárního restauračního filtru ve smyslu LMS.

$$M(u, v) = \frac{S_{fg}(u, v)}{S_{gg}(u, v)}$$
(3.8)

Jedná se o **obecný Wienerův filtr**, kde $S_{fg}(u, v)$ odpovídá vzájemnému spektru mezi originálním obrazem $\tilde{f}(r)$ a zkresleného obrazu $\tilde{g}(r)$ a $S_{gg}(u, v)$ odpovídající výkonovému spektru $\tilde{g}(r)$.

Filtr vytvořený na základě tohoto vztahu je aplikovatelný i v případě nelineárního zkreslení, či multiplikativního šumu. Dle výše uvedeného vyplývá, že algoritmus je schopen zohlednit fakt přítomnosti šumu v obraze.

Jde o nejuniverzálnější lineární konvoluční filtr s kvalitními výsledky ve smyslu LMS. Je samozřejmé, že v případě nelineárního zkreslení lze použít specifitější metody nelineární filtrace, které samozřejmě poskytují lepší výsledky. Problém v praxi nastává, pokud není možné získat originální obraz bez přítomnosti šumu $f(r)$. Bez této znalosti nelze vypočítat vzájemnou korelační funkci $S_{fg}(u, v)$. Výpočet výkonového spektra zkresleného obrazu $S_{fg}(u, v)$ nepředstavuje žádný problém.

Univerzálnost filtru je však omezena dvěma podmínkami [1]:

- Podmínka homogenity
- Omezení modelu zkreslení

Po splnění těchto podmínek získáváme vztah definující optimalizovaný Wienerův filtr [36].

$$M(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \frac{H(u, v)^2}{H(u, v)^2 + \frac{S_{vv}(u, v)}{S_{ff}(u, v)}} = \frac{1}{H(u, v)} * WKF \quad (3.9)$$

Nelze si nevšimnout podobnosti se vztahem pro inverzní filtraci. Skládá se totiž ze dvou částí:

- Frekvenčního přenosu inverzního filtru
- Wienerova korekčního faktoru (WKF), kde $S_{ff}(u, v)$ je výkonové spektrum originálního obrazu a $S_{vv}(u, v)$ výkonové spektrum šumu

Ten nemění fázi frekvenční odezvy inverzní filtrace, ale pouze zmenšuje amplitudu přenosu pro konkrétní frekvence. Z rovnice vyplývá, že hodnoty koeficientu budou vždy nezáporné.

Poměr $S_{vv}(u, v)/S_{ff}(u, v)$ odpovídá poměru šumu k signálu (NSR). Ze zápisu je patrné, že v případě nulového výkonu šumu je celý faktor NSR roven nule a výraz je tak redukován na prostou inverzní filtraci.

V jiném zápise pak rovnice vypadá takto.

$$M(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \frac{S_{gg}(u, v) - S_{vv}(u, v)}{S_{gg}(u, v)} = \frac{1}{H(u, v)} * WKF \quad (3.10)$$

Jedná se o naprosto ekvivalentní výraz bez nutnosti znát výkonové spektrum originálu, což je nespornou výhodou velice usnadňující aplikaci této metody. Uvedená výkonová spektra lze odhadovat z provedených pozorování. Vystává však problém s nutností ošetření případných záporných hodnot koeficientu WKF. Tato korekce opět znepřesňuje kvalitu prováděné restaurace obrazu.

Ani v jedné z uvedených interpretací se ale nevyhneme problému s případnými nulovými hodnotami přenosové funkce $H(u, v)$, které v inverzní transformaci nabývají hodnot blízkých nekonečnu. To vyžaduje další zásah do kompletnosti přenášené informace a tyto extrémní hodnoty je nutné odstranit (omezit) vhodným filtrem [16].

Shrnutím výše zmíněného lze dojít k závěru, že Wienerův filtr je odvozený od inverzní filtrace. Liší se však svým chováním v různých částech spektra obrazu. Pro oblasti, kde je šum velice degradující a současně je dostatečný poměr SNR, chová se jako prostý inverzní filtr. Naopak v oblastech vyšších frekvencí s nižším SNR dochází ke snížení amplitudy přenosové funkce pro tyto frekvence. Amplitudová frekvenční odezva Wienerova filtru je tak ovlivněna přenosovou funkcí rozostření a spektrem šumu prolínajícího se spektrem originálního obrazu.

Klasická (vázaná) dekonvoluce

Jde o koncepčně odlišnou metodu při snaze o srovnání s LMS, i když lze nalézt určité podobnosti. Tentokrát však hledáme hodnotu residuálního vektoru \mathbf{r}

$$\mathbf{r} = \mathbf{g} - \mathbf{H}\tilde{\mathbf{f}}, \quad (3.11)$$

který udává rozdíl mezi pozorovaným obrazem a originálním obrazem postiženým známým procesem rozostření. Tento vztah vychází z rovnice předpokládaného modelu rozostření

$$g(x, y) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} h(x-m, y-n) f(m, n) + v(x, y) = h(x, y) * f(x, y) + v(x, y) \quad (3.12)$$

V ideálním případě je snaha dosáhnout hodnoty $\mathbf{r} = \mathbf{v}$, kdy by došlo k perfektní identifikaci nežádoucího procesu. Metoda se tak zaměřuje na snahu nalézt takový odhad procesu, který by vedl k takové hodnotě rezidua, blízké hledané intenzitě \mathbf{v} . Analytický proces probíhá ve spektrální oblasti, při využití hodnoty celkové energie intenzity šumu \mathbf{v} obraze[1].

$$\varepsilon = \sum_{i=0}^{N^2-1} v_i^2 = \mathbf{v}^T \mathbf{v} \triangleq \|\mathbf{v}\|^2 = \|\mathbf{g} - \mathbf{H}\hat{\mathbf{f}}\|^2 \quad (3.13)$$

Závěrem procesu optimalizace je rovnice spektrálních složek adekvátního odhadu [3],

$$M(\mathbf{u}, \mathbf{v}) = \frac{1}{H(\mathbf{u}, \mathbf{v})} \frac{|H(\mathbf{u}, \mathbf{v})|^2}{|H(\mathbf{u}, \mathbf{v})|^2 + \gamma |P(\mathbf{u}, \mathbf{v})|^2} \quad (3.14)$$

kde $P(\mathbf{u}, \mathbf{v})$ je Fourierovou transformací funkce odpovídající Laplaciánskému operátoru.

$$p(x, y) = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Jediným parametrem, kde je tak nutno hledat jeho optimum, je parametr γ nabývající nezáporných hodnot. Opět si můžeme povšimnout podobnosti s inverzní filtrací a Wienerovým filtrem, neboť pro $\gamma=0$ se dostáváme opět k inverzní filtraci.

Algoritmus Richardson-Lucy

Jedná se o nelineární iterativní algoritmus dekonvoluční techniky vyžadující znalost PSF zobrazovacího systému, který nezávisle představili Richardson(1972) a Lucy(1974). Metoda je založena na formulaci odhadu maximální podobnosti. Metoda pramení z využití Bayesova teorému podmíněné pravděpodobnosti aplikované na problematiku výskytu konkrétních realizací obrazových dat ve tvaru pro 1D řešení:

$$P(F_i | G_k) = \frac{P(G_k | F_i) P(F_i)}{\sum_j P(G_k | F_j) P(F_j)}; i, j = \{1, J\}; k = \{1, K\} \quad (3.16)$$

Zde G_k symbolizuje zkraslený signál, F_i odpovídá hledanému nezkraslenému signálu, J je délka vektoru F a K délka vektoru G .

Dle úprav uvedených ve [39] přecházíme na iterační tvar:

$$P_{r+1}(F_i) = P_r(F_i) \sum_k \frac{P(G_k | F_i) P(G_k)}{\sum_j P(G_k | F_j) P(F_j)} \quad (3.17)$$

Rovnici lze upravit za předpokladu, že restaurace je konzervativní proces a očekáváme splnění $F=G$. Využíváme přechodu z vyjádření pravděpodobnosti, dle $P(F_i)=F_i/F$; $P(G_k)=G_k/G=G_k/F$; $P(G_k|F_i)=P(H_{i,k})=H_{i,k}/H$, kde H odpovídá PSF zkraslujícího systému na výraz:

$$\frac{F_{i,r+1}}{F} = \frac{F_{i,r}}{F} \sum_k \frac{(H_{i,k}/H)(G_k/F)}{\sum_j (H_{j,k}/H)(F_{j,r}/F)} \quad (3.18)$$

Pro žádaný dvojdimenzionální signál pak dle [39] nabývá tvaru vyjádřeného již ve standartním zápisu.

$$f_{n+1}(x, y) = f_n(x, y) \sum_{r=x}^{x+K-1} \sum_{s=y}^{y+L+1} \frac{g(r, s)h(r-x+1, s-y+1)}{\sum_{p=a}^b \sum_{q=c}^d f_n(p, q)h(r-p+1, s-q+1)} \quad (3.19)$$

$$\begin{aligned} a &= \max(1, m-K+1); & b &= \min(m, I); \\ c &= \max(1, n-L+1); & d &= \min(n, J); \\ & & & K, L \text{ jsou dimenze členu } h(x, y) \\ & & & I, J \text{ jsou dimenze členu } f(x, y) \end{aligned}$$

Finální úprava funkce podobnosti modelu vede k následujícímu konvolučnímu výrazu[3].

$$f_{n+1}(x, y) = f_n(x, y) \left[h(-x, -y) * \frac{g(x, y)}{h(x, y) * f_n(x, y)} \right] \quad (3.20)$$

Funkce $g(x, y)$ je obraz zkreslený Gaussiánským filtrem typu dolní propust (LPF). To odpovídá zkreslenému vstupnímu obrazu, $f_n(x, y)$ je odhad originálního obrazu po n iteracích, $h(x, y) * f_n(x, y)$ odpovídá stavu obrazu „*reblurred*“ [3]. Jde o opětovné aplikování předložené PSF pro rozmazání hran v obraze. Tak dochází k simulaci zkreslení se známými parametry, které se algoritmus opětovně snaží napravit. Účelem je nalezení takové matice $f_n(x, y)$, která by se po konvolučním zkreslení funkcí $h(x, y)$ rovnala zkreslenému obrazu $g(x, y)$. Tak dochází k „*ladění*“ účinnosti restauračního procesu. Můžeme si povšimnout, že metoda neuvažuje žádnou korekci na základě předložení jakékoliv informace o předpokládaném rozsahu či formě výskytu šumu v obraze. Tím se zásadně liší od tradičních restauračních metod uvedených výše v textu. To je nespornou výhodou v případech, kdy stanovení vlastností přítomného šumu je těžce realizovatelné, nebo lze dosáhnout pouze nepřesných odhadů ovlivňujících výsledek procesu.

Iterační proces je automaticky ukončen v okamžiku hodnoty nulové difference mezi $f_n(x, y)$ a $f_{n+1}(x, y)$, nebo po konkrétním zvoleném počtu iteračních kroků. Nelinearita procesu vyplývá z přítomnosti f_n ve jmenovateli na pravé straně rovnice. Tento postup zaručuje pozitivní hodnoty restaurovaného obrazu v každém kroku. Hodnoty jednotlivých pixelů se v průběhu výpočtu mění nejrychleji v prvních několika iteracích. V dalších krocích již změny nejsou tak markantní a výsledek se pouze „*dolaďuje*“. Mnohdy tak dochází k exponenciální konvergenci, není to však podmínkou. S rostoucím počtem iterací se výsledný obraz blíží očekávaným hodnotám. Bohužel, v přítomnosti šumu v obraze dochází taktéž ke krokovým úpravám

hodnot pixelů takto postižených. To může pro vysoké hodnoty iterace již nepříjemně poškodit restaurovaný obraz. Je tak nutné najít kompromisní hodnotu, kde dojde k zastavení iteračního procesu. Vzhledem k nelineární podstatě algoritmu a tak komplikovanému numerickému hodnocení kvality dosažených výsledků je nejjednodušším kritériem ukončení iteračního procesu uživatelská okamžitá spokojenost.

Metoda našla své uplatnění i v odvětví OCT, ačkoliv byla vyvinuta pro astronomické účely pozorování vzdálených objektů ve vesmíru. Tento algoritmus je též nativně implementován v Image-processing toolboxu prostředí MATLAB

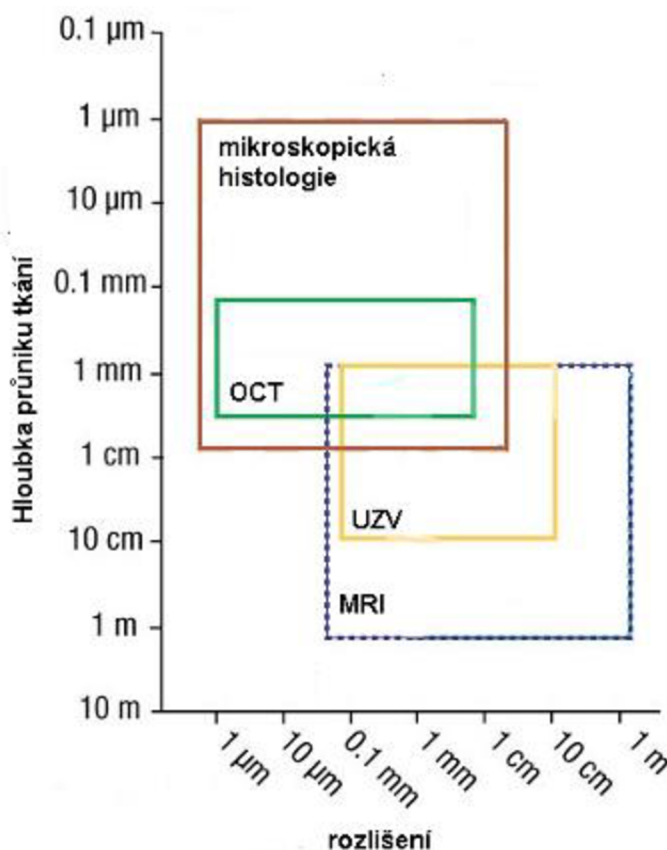
Slepá dekonvoluce

Tato skupina komplikovaných matematických algoritmů umožňuje dekonvoluci obrazu i v případě, že ne všechny parametry rozptylové funkce jsou přesně známy. Některé postupy nevyžadují žádnou znalost, mnohé alespoň hrubý odhad parametrů zadat potřebují. Algoritmus na této bázi zpřesňuje odhad rozptylové funkce a zdrojového obrazu během provádění dekonvoluce. Jde o výpočetně náročnější postup s horšími výsledky, než v případě znalosti PSF. V praxi se však setkáváme se situacemi, kdy získání PSF zobrazovacího systému je z nějakého důvodu nerealizovatelné nebo z nějakého hlediska (finančního, časového) nevhodné. Mnohdy také je proces měření PSF natolik náchylný na chyby, že výsledky jsou při sebemenší odchylce nepoužitelné. Hlubší zaměření na rozmanité dekonvoluční techniky poskytuje Blume[5].

Všechny výše diskutované metody pracují na principu dekonvoluce, který má pro svoji funkčnost jasné nároky na vlastnosti šumu přítomného v obraze. Ten by pro správnou funkčnost měl být **aditivní** povahy, jak vyplývá ze všech uvedených rovnic. Nicméně např. u Wienerova filtru byla dokázána funkčnost i při jiné povaze šumu v obraze[2]. Tato technika je dále omezena jevem, který rozostření obrazu způsobil. Všechny uvedené rovnice „neslepých“ algoritmů předpokládají, že zkreslující PSF je produktem zobrazovacích rovnic optické soustavy.

4 Optická koherenční tomografie

Na základě optické koherenční mikroskopie, zkratkou označované jako OCM, se za posledních 20 let umožnilo vzniknout systému principiálně podobnému ultrazvukové technice (UZV). Namísto mechanického vlnění se ale využívá vlnění elektromagnetické. Jedná se o jednu z nejnovějších zobrazovacích modalit využívaných v biomedicíně a lékařství s ohromným potenciálem, který je nadále předmětem usilovného výzkumu a vývoje. Za vše mluví dosahovaná rozlišovací schopnost pohybující se dle zvolené technologie až v jednotkách μm . Pro srovnání, UZV nebo CT se v nejdokonalejší podobě přiblíží na hranici „pouhých“ stovek μm . Tohoto rozlišení je dosaženo právě díky volbě vhodné části elmag. spektra, v našem případě jde o infračervenou oblast mezi 600 – 1400nm. Jak je známo např. ze sond pro perfuzní analýzu saturace krve kyslíkem, infračervené záření má schopnost pronikat do hlubších částí tkání, než světlo viditelné. Další vlastností je tedy hloubka průniku. Ta se v denzních biologických tkáních pohybuje účinně kolem 1 – 2mm. Tato hodnota bohužel předurčuje OCT k zaměření se spíše jen na povrchové a podpovrchové struktury tkání. Díky možnosti katetrového provedení za použití optických vláken jako vodiče „světelného“ signálu (za cenu horších dosahovaných rozlišení) je však možné metodu aplikovat i uvnitř cév, či zažívacího traktu. Jsme tak schopni tzv. *optické biopsie* bez nutnosti získávat vzorek mnohdy nebezpečnými intervenčními zákroky.



Obrázek 4.1: Srovnání dosahovaných parametrů zobrazení vybraných modalit

Data se získávají podobně jako u již zmiňovaného UZV. Díky různé odrazivosti tkání v interakci s použitým zářením dochází ke zpětnému odrazu části pronikajícího záření zpět. Tento princip funguje do již zmiňované hloubky penetrace. Z větších hloubek dochází již k tak velkému útlumu, že zpět z tkáně buď vůbec nepronikne, nebo již nejde rozeznat díky nízkému poměru SNR.

Získané hodnoty můžeme využít a prezentovat ve 3 režimech:

- **A-sken**

1D zobrazení,

základní soubor dat,

měříme hodnoty zpětné odrazivosti záření iniciované při průchodu rozhraním různě denzních tkání napříč hloubkou hmoty,

- **B-sken (cross-sectional imaging)**

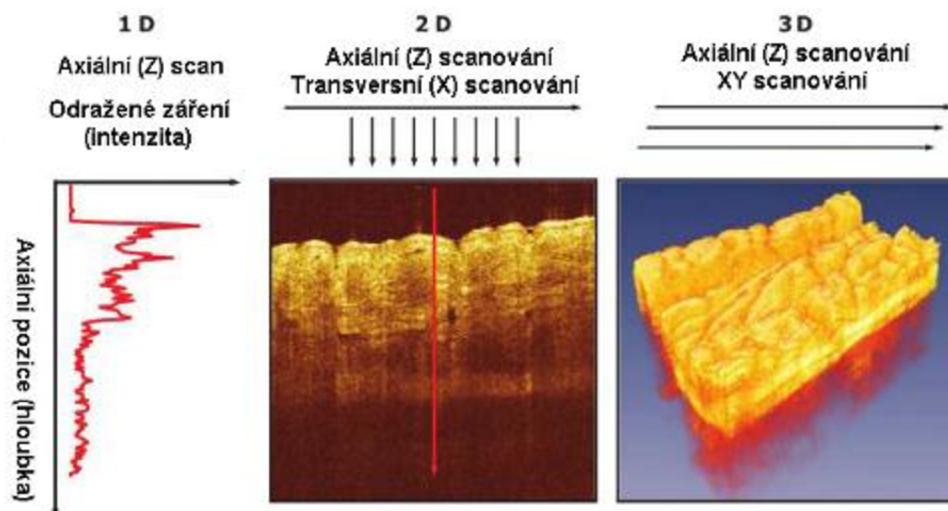
provedením série A-skenů s krokově se měnící transversální pozicí – 2D data,

- **3D-OCT**

můžeme vygenerovat rastrovacím skenováním souboru B-skenů,

vyžaduje nejdelší dobu pro zpracování dat,

na větších objemech tkání nelze provádět online zobrazení,



Obrázek 4.2: Různá zobrazení získaných souborů dat z OCT (v nepravých barvách)

Podobnost s UZV však končí při pokusu iniciovaná data zaznamenat. Rychlost světla ($3 \times 10^8 \text{m.s}^{-1}$) je totiž nesrovnatelně větší než rychlost zvuku ($\sim 1500 \text{m.s}^{-1}$). Za předpokladu požadavku rozlišení $100 \mu\text{m}$ při použití UZV je nezbytné dosáhnout časové rozlišovací schopnosti detekčního systému kolem 100ns , což je blízko limity možností elektronických detektorů. Pokud bychom chtěli použít podobnou technologii i v případě světelného signálu, tak pro typické rozlišení OCT $10 \mu\text{m}$ bychom potřebovali časové rozlišení $\sim 30 \text{fs}$ ($30 \times 10^{-15} \text{s}$).

Tato hodnota je daleko za možnostmi přímé elektronické detekce, je tak nezbytné využít jiných fyzikálních cest, které optika umožňuje a obejít tak cestu přímé detekce. Na prvním místě figuruje využití interferometrického jevu.

4.1 Základní principy technologie

Nejdříve je zapotřebí vysvětlit některé optické jevy a poznatky o parametrech figurujících v procesu zobrazení, které jsou pro danou aplikaci nezbytné.

Koherence světla

Pro vytvoření interferenčního jevu je zapotřebí koherentního světla. O koherenci hovoříme ve vztahu více vln záření mezi sebou. Aby světlo ze zdroje bylo označeno jako koherentní, musí do prostoru vyzářené vlny kmitat:

- o stejné frekvenci (monochromatické záření),
- ve stejném směru,
- se stejnou fází, která musí být konstantní v čase.

Přírozené zdroje světla tyto vlastnosti nemají. Lasery však ano. Dokonale koherentní světlo se jeví jako jediná vlna, ta však vznikla superpozicí více vln splňující podmínky koherence. Koherenční délka takové vlny je $\Delta l_c = \infty$. Pro naši aplikaci je však nezbytné, aby světlo dokonale koherentní nebylo. Koherenční délka totiž úzce souvisí s axiální rozlišovací schopností metody (bude zmíněno později)[1].

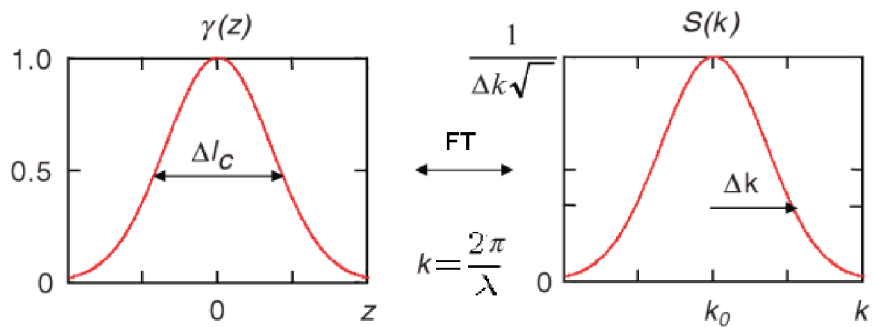
Obrázek 4.3 vychází ze vztahu

$$\gamma(z) = e^{-z^2 \Delta k^2} \stackrel{FT}{\leftrightarrow} S(k) \frac{1}{\Delta k \sqrt{\pi}} e^{-\left[\frac{(k-k_0)^2}{\Delta k}\right]^2}, \quad (4.1)$$

ktejý popisuje souvislost právě mezi koherenční funkcí $\gamma(z)$ a Gaussovou funkcí popisující spektrum zdroje $S(k)$. Funkce $\gamma(z)$ popisuje známou funkci PSF axiálního směru v OCT zařizeniích. Nominální hodnota koherenční délky je vždy uvažována jako FWHM průběhu dané funkce a lze ji vypočítat ze vztahu:

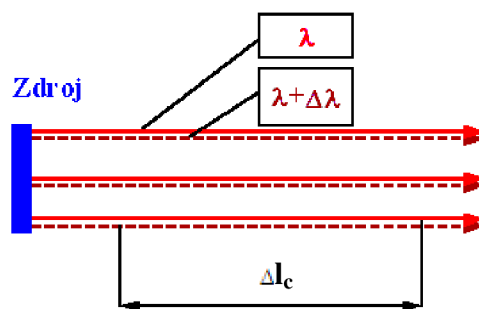
$$\Delta l_c = \frac{2\sqrt{\ln(2)}}{\Delta k} = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad \text{kde } \lambda_0 = \frac{2}{k} \quad (4.2)$$

Zde je patrný inverzní vztah mezi koherenční délkou a frekvenční šířkou spektra zdroje. $\Delta \lambda$ je pak FWHM výkonového spektra vyzářeného svazku a λ_0 je centrální vlnová délka zdroje. Parametr k_0 je vlnové číslo, jedná se o jiné vyjádření vlnové délky v k-prostoru měřených dat.



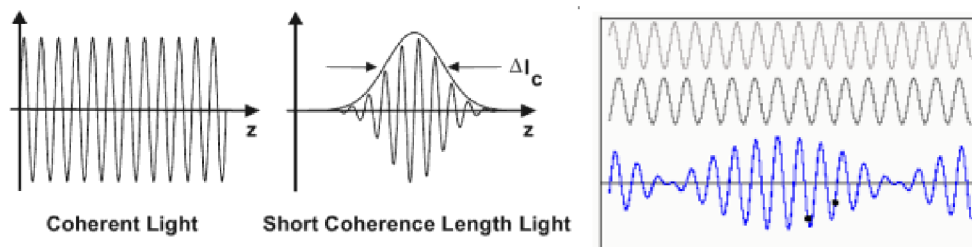
Obrázek 4.3: Koherenční funkce $\gamma(z)$ charakterizovaná koherenční délkou Δl_c (vlevo) získaná inverzní FT normalizované Gaussovské funkce $S(k)$ (vpravo), která je popsána centrálním vlnovým číslem k_0 a šířkou pásma Δk , odpovídající polovině šířky spektra v hodnotě $1/e$ jejího maxima. Veličina k je evidentnězávislá na vlnové délce λ .

Pro jednoduchost budeme nadále uvažovat koherenci pouze dvou vln. Při již malém rozdílu frekvencí obou vln dojde k rozlišení oblastí, kdy obě vlny kmitají spolu ve fázi a kdy naopak se fázově rozcházejí. Vzniká tak superpoziční vlna, která má maximum amplitudy ve společných stavech stejné fáze a naopak hodnoty blízké nule ve stavu, kdy jsou ve stavu fáze opačné[10].



Obrázek 4.4: Dvě vlny záření vycházející s mírně se lišící vlnovou délkou způsobující vznik vlnových klubek

Vzniká tak vlnové klubko záření opakující se v čase (obr. 4.5 vpravo). Dochází k periodickým záněmům ve směru šíření záření. Jedná se tedy o tzv. časovou koherenci.



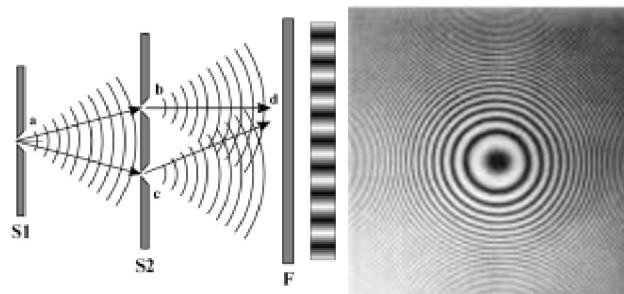
Obrázek 4.5: Dokonale koherentní světlo (vlevo), segment vlnového klubka nízkokoherenčního světla (střed), vznik vlnového klubka složením dvou vln s malým fázovým rozdílem (vpravo)

Interference světla

Interferenční jevy lze pozorovat v případě, že interferenční pole vykazuje splnění podmínky koherence záření v určitém rozsahu (ovlivňuje viditelnost jevu). Interference se projevuje jako skládání amplitud koherentních vln záření za vzniku dvou opakujících se oblastí:

- Konstruktivní interference – dvě vlny dopadnou na stínítko ve fázi (světlá oblast)
- Destruktivní interference – dvě vlny dopadnou v protifázi (tmavá oblast)

V případě nekoherentního záření, např. denní světlo, je interference natolik slabá, že je nemožné ji zaznamenat. Viděli bychom pouze relativně homogenně osvětlenou plochu v závislosti na vlastnostech použitého zdroje. Interferenční jev lze názorně objasnit Youngovým pokusem na dvojštěrbíně). Příkladem interferenčního jevu jsou též známé Newtonovy kroužky.



Obrázek 4.6: Youngův pokus prezentující interferenční jev na dvojštěrbíně (vlevo), Newtonovy kroužky (vpravo)

Michelsonův interferometr

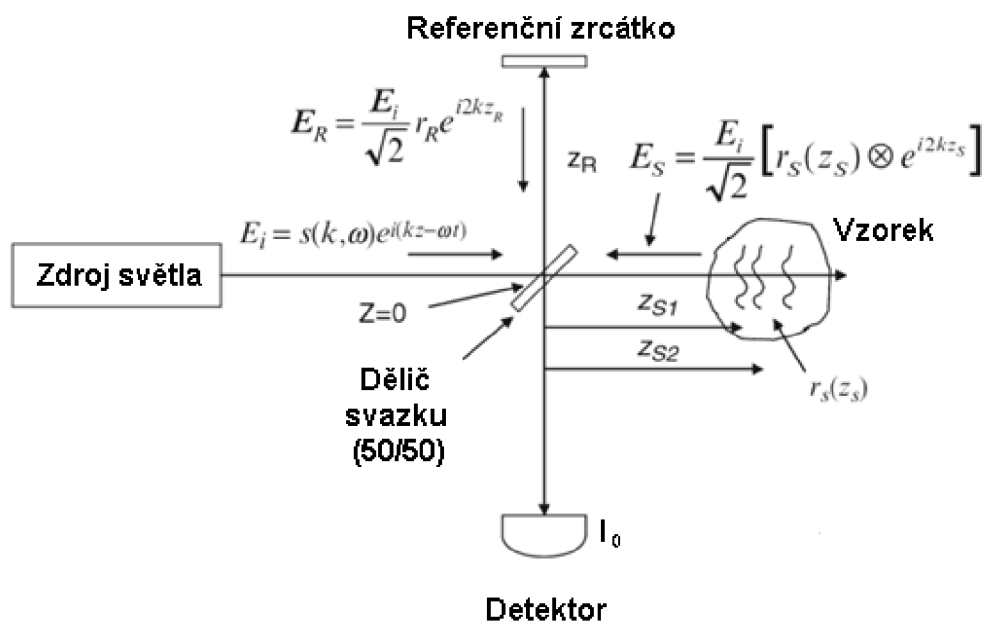
Výše uvedené optické jevy umožnili vzniknout tzv. Michelsonovu interferometru. Jedná se o optické zařízení, s jehož pomocí byla experimentálně dokázána absolutní rychlost světla. Pro potřeby technologie OCT se využívá ve vhodné úpravě oproti zmiňovanému pokusu. Jedno ze zrcátek je totiž nahrazeno zkoumaným vzorkem. Princip metody spočívá v korelaci dvou signálů:

- paprsku odraženého zpět z ramene, kde interaguje se zkoumaným vzorkem,
- referenčního, který urazil známou vzdálenost nebo čas bez zkreslení.

Světlo ze zdroje dopadá na postříbřené polopropustné zrcadlo (dělič svazku), které rozdělí paprsek do dvou směrů v poměru 50/50, na referenční dráhu a dráhu se vzorkem. Parametricky je pak referenční paprsek zapsán jako $E_r(t)$ a měřící $E_s(t)$. Oba paprsky spojí své dráhy po opětovném průchodu polopropustným zrcadlem směrem k detektoru a na této dráze dochází k interferenci. Na detektoru měříme intenzitu výsledného signálu, která je rovna

$$I_0 \sim |E_r|^2 + |E_s|^2 + 2E_r E_s \cos(2k\Delta L). \quad (4.3)$$

Třetí člen rovnice odpovídá výsledku interferenčního jevu, kde ΔL je změna pozice referenčního zrcátka způsobující výběr konkrétní vrstvy ve vzorku. Zdroj světla produkuje plošnou vlnu o hodnotě elektrického pole E_i , $s(k, \omega)$ symbolizuje amplitudu daného pole závislou na vlnovém čísle $k=2\pi/\lambda$ a úhlové frekvenci $\omega=2\pi\nu$. Tyto parametry tak reprezentují prostorovou, respektive časovou frekvenci jednotlivých komponent spektra pole o vlnové délce λ , kdy vztah vlnové délky λ a frekvence ν je vázán přes na vlnové délce závisící index lomu n daného prostředí dle vztahu $c/n(\lambda)=\lambda\nu$, kde c je rychlost světla[1].



Obrázek 4.7: Schéma implementace Michelsonova interferometru při využití pro systém OCT (druhé zrcátko nahrazeno snímaným vzorkem)

Interference se projeví pouze za předpokladu, že rozdíl drah světla uražených v referenčním a měřicím rameni je roven koherenční délce použitého světla. Tato hodnota je inverzně proporcionální k hodnotě frekvenční šířky světelného zdroje. Interferometr tak efektivně měří autokorelaci použitého světla. Díky skenovacímu pohybu referenčního zrcátka můžeme měřit magnitudu a zpoždění echo signálu vracejícího se z různých vrstev vzorku[1]. Detekovaný signál tvořící tzv. *interferogram* se skládá z dílčích částí: axiální a laterální složky. Této vlastnosti bude využito v další části textu při stanovení rozlišovací schopnosti technologie.

Výše zmíněné uspořádání se využívá v technologii TD-OCT. Pro modernější aplikace je již standardem využití optických vláken namísto tuhých optických drah. Systémy modernějšího trendu pracující ve spektrální oblasti SD-OCT již vykazují v soustavě různé změny uspořádání, či výměny prvků. Rozbor těchto technologií a jejich odlišností bude proveden v další části textu.

Nízkokoherenční interferometrie

Někdy též označována jako interferometrie bílého světla (white light interferometry), poprvé popsána sirem Isaacem Newtonem. Tato metoda umožňuje měření rozsahu a časového zpoždění zpětně odraženého světla s velmi vysokou senzitivitou. Jde o hlavní princip umožňující funkčnost technologie OCT. Na jeho základě stojí vznik a schopnost detekce signálu nesoucího informaci o hloubkové distribuci struktur ve zkoumaném vzorku.

4.2 Parametry zobrazení scény

Nejčastěji skloňovaný parametr při všech diskuzích ohledně kvality zobrazování scény je znám snad všem laikům, kteří někdy pracovali s jakýmkoliv zařízením typu kamera, či fotoaparát. Jedná se o maximalizaci prostorového rozlišení přístroje. Snaha o zaznamenání scény se zachováním co nejjemnějších detailů scény je hnacím motorem vývoje všech zobrazovacích modalit. Není tomu jinak ani v případě OCT technologie.

Rozlišovací schopnost OCT

Na rozdíl od konvenční mikroskopie, OCT dosahuje výjimečné rozlišovací schopnosti i v axiálním řezu vzorkem. Mikroskop je omezen pouze na *en-face* zobrazování jeho povrchu. Axiální rozlišovací schopnost je nezávislá na fokusaci svazku světla a jeho bodovosti. V našem případě je určena možnostmi techniky zaznamenat co nejmenší diference ve zpoždění světla. Právě proto se využívá nízkokoherenční interferometrie. Axiální rozlišení je pak dáno právě frekvenční šířkou záření světelného zdroje. Při Gaussovském rozložení spektra zdroje je axiální rozlišení dáno vztahem

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{n\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} = 0,44 \frac{\lambda}{n\Delta} \quad (4.4)$$

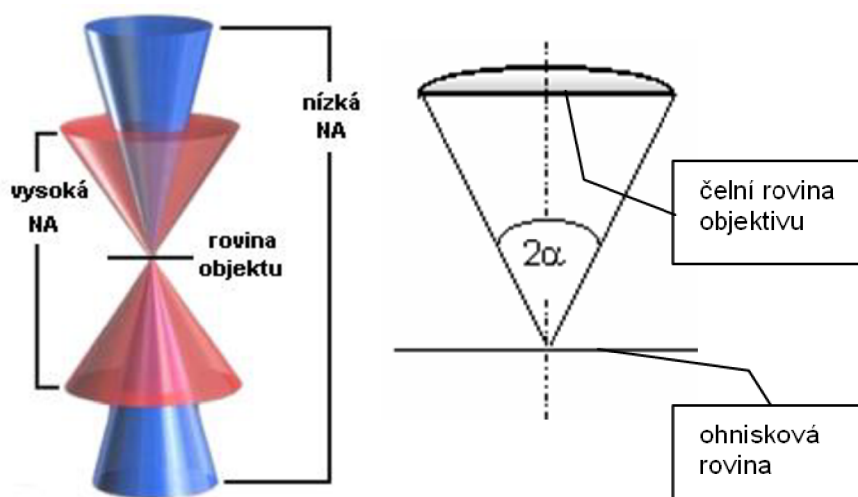
Kde n je index lomu látky ve scéně, Δz odpovídá hodnotě FWHM (full-width-at-half-maximum) autokorelační funkce, $\Delta\lambda$ je pak FWHM výkonového spektra vyzářeného paprsku a λ_0 je centrální vlnová délka zdroje[7]. Jak již bylo zmíněno výše, vzhledem k nepřímé úměře mezi hodnotami axiálního rozlišení a frekvenční šířky zdroje, pro dosažení co nejvyššího rozlišení je zapotřebí zdroje s širokým frekvenčním spektrem.

Kromě rozlišení v axiálním směru (hloubka vzorku) potřebujeme dosáhnout i maximalizace rozlišení transverzálního (plocha napříč řezem v konkrétní hloubce vzorku). Zde jde o totožné podmínky jako v případě konvenční mikroskopie. Rozlišení je limitováno bodovostí fokusovaného světelného paprsku (velikostí ohniska). Ta je však omezena z důvodu přítomnosti difrakčních jevů. Velikost průřezu svazku světla (velikost bodu) ve fokusované

rovině vzorku je nepřímo úměrná **numerické apertuře (NA)** nebo také úhlu fokusace svazku. Transverzální (prostorové) rozlišení je tedy rovno

$$\Delta x = \frac{4\lambda_0 f}{\pi d} = 0,37 \frac{\lambda_0}{\sin(\alpha)} = \frac{0,37\lambda_0}{NA} \quad (4.5)$$

kde d je poloměr apertury čočky objektivu a f je ohnisková délka. Díky cylindrické souměrnosti optického systému není nutné popisovat laterální rozlišovací schopnost OCT systému v ose x a y zvlášť. V obou dimenzích je totiž stejná [1].



Obrázek 4.8: Vliv různé hodnoty NA na hloubku zobrazení ve vzorku

Vyššího transverzálního rozlišení lze tedy dosáhnout zvýšením hodnoty NA, která způsobí fokusaci svazku na menší bod na ploše.

$$NA = n \cdot \sin(\alpha), \quad (4.6)$$

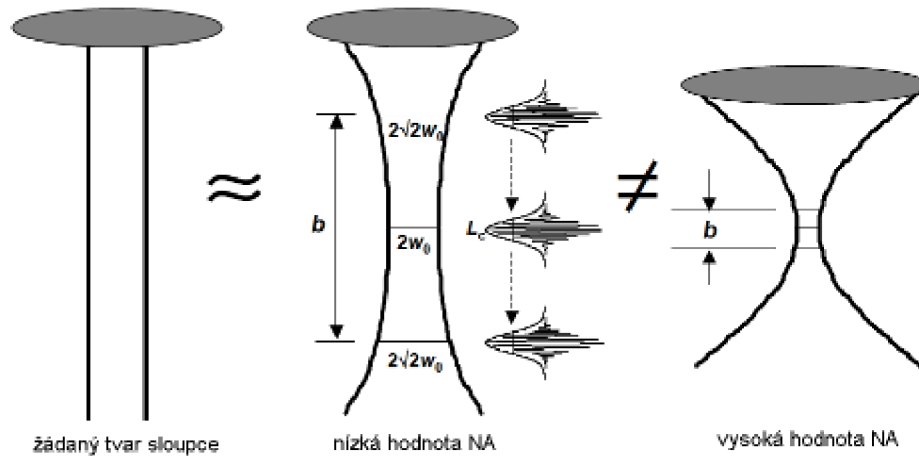
kde n je index lomu prostředí před objektivem (v našem případě vzduch $n=1$), α je polovina vrcholového úhlu kužele paprsků vstupujících do objektivu. Naneštěstí, tato úprava ovlivňuje hloubku ostrosti zobrazení, nebo také nazývanu jako konfokální parametr b , který je roven dvojnásobku Rayleighovy délky z_R :

$$b = 2 z_R = \frac{\pi \Delta x^2}{\lambda_0} = \frac{\pi 2 \omega_0^2}{\lambda_0} \quad (4.7)$$

Tudíž zvýšení transverzálního rozlišení touto cestou nevede sice k ovlivnění axiálního rozlišení, avšak způsobí zmenšení hloubky ostrosti zobrazení vzorku (field of view, FOV_{axial}).

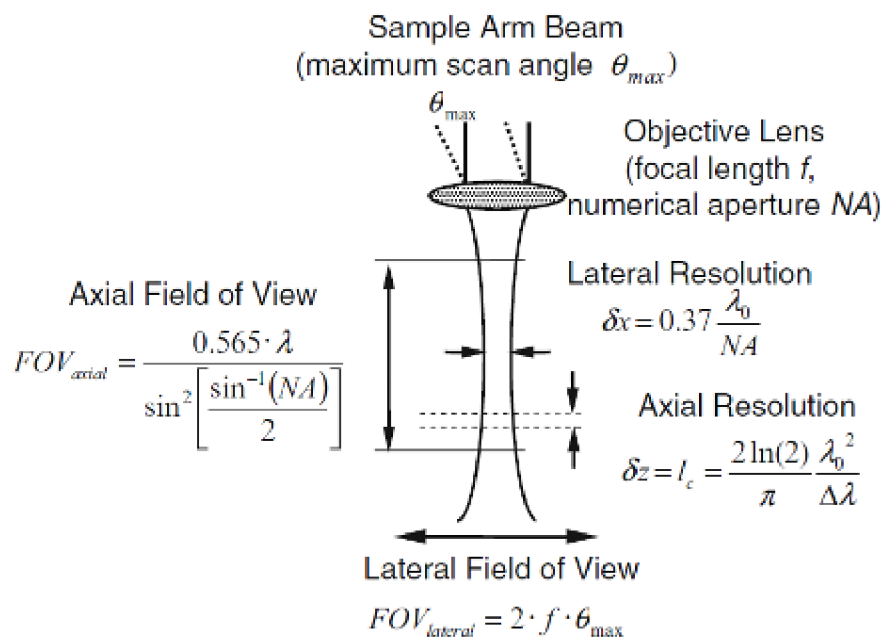
$$FOV_{axial} = \frac{0.565\lambda}{\sin^2 \left[\frac{\alpha}{2} \right]} = \frac{0.565\lambda}{\sin^2 \left[\frac{\sin^{-1}(NA)}{2} \right]} \quad (4.8)$$

Pro aplikaci hloubkového zobrazení je žádoucí dosahovat větší hloubky ostrosti na úkor akceptovatelné míry zhoršení prostorového rozlišení. Z těchto podmínek vyplývá, že povrchové zobrazování (optická koherenční mikroskopie) dosahuje lepšího transverzálního rozlišení při omezení zobrazení pouze na těsný povrch vzorku[7].



Obrázek 4.9: Při nízké hodnotě NA je hodnota konfokálního parametru b podstatně vyšší než koherenční délka zdroje Δl_c .

Kompletní popis parametrů ovlivňujících zobrazení scény OCT technologií tak lze shrnout pomocí následujícího obrázku (převzato z Drexler-Fujimoto[1])



Obrázek 4.10: Souhrn parametrů zobrazení scény pomocí OCT a jejich grafická interpretace

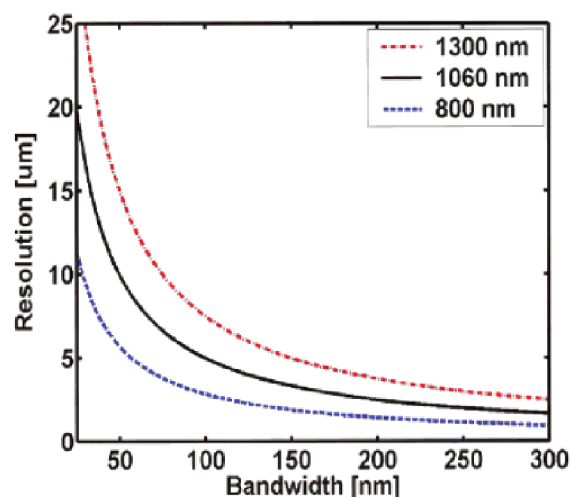
Volba vlnové délky

Zlepšení rozlišení systému lze dle výše uváděných faktů dosáhnout buď zvětšením šířky spektra zdroje (ovlivněno axiální rozlišení dle Δz), nebo posunem centrální vlnové délky vlevo (kratší vlnová délka). Tento posun má vliv na axiální i laterální rozlišení. Při kratší

vlnové délce záření, dochází k interakci s menšími prvky scény (vyšší rozlišení), které by při větší vlnové délce nebyly zaznamenány (Rayleigho rozptyl). Zkrácení vlnové délky však naneštěstí způsobí snížení hloubky zobrazení dle (4.12).

V neposlední řadě je tak volitelným parametrem nezanedbatelně ovlivňujícím zobrazení scény volba vhodné vlnové délky. V tomto případě ale nelze pouze bezhlavě uvažovat o maximalizaci rozlišení a hodnotu vlnové délky tak automaticky volit co nejnižší. Vhodnost vlnové délky velmi závisí na požadavcích kladených na zvolenou aplikaci[20]. Pro delší vlnové délky dochází k nižšímu rozptylu a větší hloubce penetrace do tkáně za cenu nižšího rozlišení. Naopak kratší vlnové délky jsou výhodnější pro zobrazování struktur povrchových, či těsně podpovrchových.

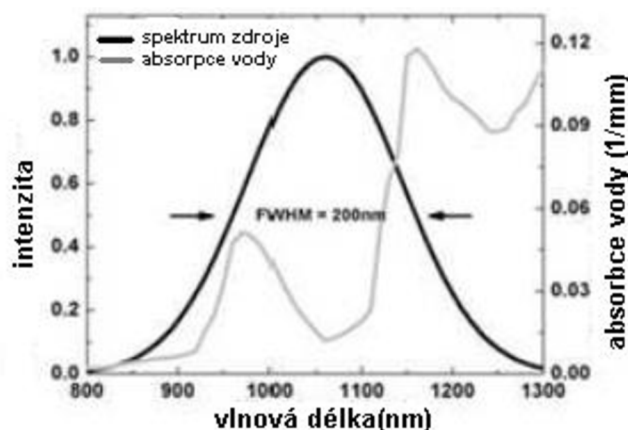
V praktickém využití OCT dominují 3 základní centrální vlnové délky použitého světla. Jedná se o 800nm, 1060nm a 1300nm. Hodnota 800nm byla pionýrem v rámci OCT technologie. Dříve dostupné vhodné zdroje pro začínající TDOCT dokázaly pracovat s vhodnými parametry právě pro základní frekvenci 800nm.



Obrázek 4.11: Ideální hodnoty axiálního rozlišení v závislosti na použité spektrální šířce zdroje pro tři standardně používané centrální vlnové délky.

Klinické aplikace využívají všech 3 zmíněných vlnových délek. Výběr není náhodný, ale odvíjí se od absorpčních vlastností vody, které vykazují silnou frekvenční závislost a vzhledem k procentuálnímu zastoupení vody ve tkáních (60-70%) je hlavní interagující látkou. Vlnová délka 800nm bývala využívána pro oftalmologické aplikace z důvodu nižší absorpce světla v komorové vodě a sklivci. Naopak 1300nm je vhodné pro aplikace na netransparentních tkáních, neboť umožňuje hlubší průnik. Pro $\lambda \cong 1000\text{nm}$ jde o kompromis mezi delší a kratší vlnovou délkou. Navíc voda vykazuje v této oblasti nízkou hodnotu rozptylu světla, což částečně eliminuje nežádoucí odrazivost ve tkáni. Dle [8] je právě hodnota 1060nm považována za nejvhodnější. To právě díky nízké hodnotě absorpce světla, jako tomu je při použití 800nm, ale právě také nízké hodnotě rozptylu světla okolními

tkáněmi. Tyto výhody umožnily přenést vyšší energii použitého světla až na rohovku, a efektivně tak tuto energii využít pro samotné zobrazení choroidálních a cévních struktur se sníženým rozptylem světla při interakci s melaninem v retinálním pigmentovém epitelu. Neopomenutelnou výhodou je navíc necitlivost světločivných buněk na větší vlnové délky, což méně zatěžuje pacienta a umožňuje navíc zobrazení těchto struktur v klidové fázi.



Obrázek 4.12: Absorpční profil vody a jeho využití pro výběr vhodné vlnové délky

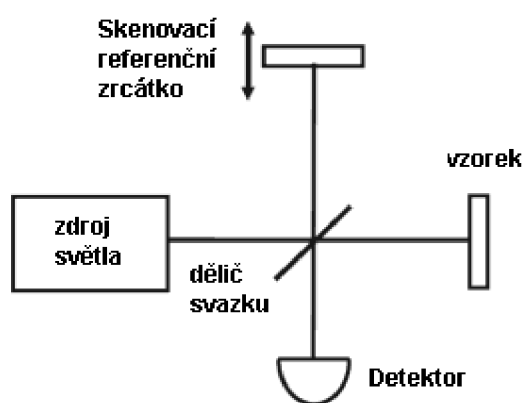
Tato aplikace však dále klade nároky na vlastnosti zdroje, neboť využití tohoto okna v absorpčním spektru vody vyžaduje relativně specifické spektrum použitého světla. Pro adekvátní použití je nezbytné, aby $\Delta\lambda_{FWHM}=200\text{nm}$ nebo méně, jinak bude vynaložená energie bez užítku absorbována vodou [8].

Rychlost zisku dat

Během dvacetiletého vývoje OCT technologie samozřejmě docházelo také k výzkumu, jak tuto metodu zdokonalit kromě rozlišení a hloubky zorného pole i jinak. Dalším parametrem v oblasti zájmu je rychlost zisku dat. V případě OCT jde o rychlost, s jakou zařízení dokáže provést požadovanou transversální sérii A-skenů (B-sken), nebo vytvořit 3D scénu zobrazovaného objemu. Vše z výše uvedeného závisí na rychlosti zisku jediného A-skenů, který tvoří základní datové zobrazení. Dnes rozeznáváme 3 metody zisku zobrazovaných dat, které se od sebe natolik neliší v konstrukci či dosahovaném rozlišení, avšak rozdíl v rychlosti skenování vzorku je obrovský. Jedná se o *OCT v časové oblasti*, *OCT ve Fourierovské oblasti* a *OCT rozmítáním zdroje*. Vývojově nejstarší je přístup využívající zpracování signálu v originální oblasti. Další dvě metody přistupují k signálu již ve spektrální (Fourierovské) oblasti, která umožnila odstranění kmitajícího zrcátka v referenčním rameni původního OCT v časové oblasti. Jedná se o jeden z důvodů zrychlení skenování právě za pomoci detekce ve spektrální oblasti[1]. K ozřejmění těchto přístupů dojde v následujících kapitolách.

4.3 OCT v časové oblasti (Time domain OCT, TD-OCT)

Nejstarší přístup ke zpracování informace o časovém zpoždění paprsku kódujícím hloubku snímané vrstvy ve vzorku probíhal v časové oblasti. Využívalo se nízkokoherenčního zdroje světla a interferometru se skenujícím zrcátkem referenčního ramene. Detekce interferometrického signálu probíhá na jediném detektoru. Každá vlnová délka je unikátně zakódována jako frekvence. Všechny zaznamenané frekvence jsou však zatíženy kvantovým šumem. Ten je generován výkonovou hustotou na každé jedinečné vlnové délce a má charakter bílého šumu. Na jediném detektoru tak zatěžuje celý signál na všech vlnových délkách. Disperzí signálu na pole detektorů pro různé λ dojde k jeho potlačení (SD-OCT).



Obrázek 4.13: Jednoduché schéma TD-OCT

TD-OCT využívá vzájemné korelace mezi signály z referenčního a měřicího ramene interferometru[1]. Celková intenzita signálu je rovna

$$I = I_S + I_R + G_{SR} \quad (4.9)$$

kde I_S je intenzita z měřicího, I_R z referenčního ramene interferometru a G_{SR} je žádaný interferenční signál. I_S a I_R nesou neužitečný signál z jednotlivých ramen. K jejich odfiltrování se využívá Heterodynní detekce[15]. Jde o frekvenční filtraci na základě frekvenčního posunu v interferogramu oproti frekvenci vysílaného záření způsobené skládáním koherentních signálů vracejících se z vrstvy vzorku ve hloubce z , která je zvolena okamžitou pozicí referenčního zrcátka.

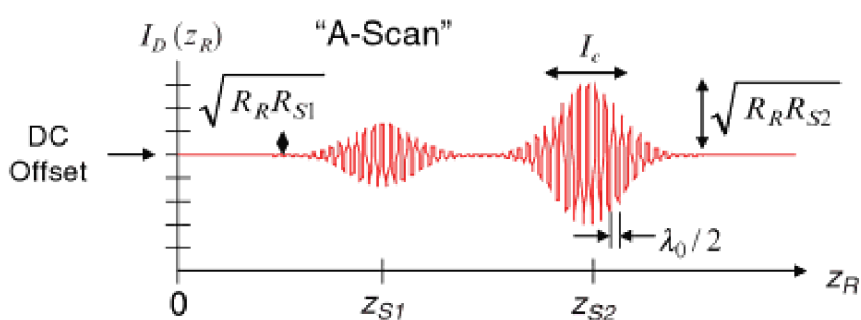
Žádaný interferogram je reálnou složkou konvoluce hloubkové distribuce odrazivosti struktur, kde amplitudou je reflektivita $R_j(\tau)$, s koherenční funkcí zdroje ($\Gamma_{source}(\tau)$).

$$G_{SR}(\tau) = \sum_{j=1}^J 2Re[\Gamma_{source}(\tau) * R_j(\tau)] \quad (4.10)$$

Intenzita signálu dopadajícího na detektor pak odpovídá

$$I_D(z_R) = \frac{\rho}{4} [S_0 [R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots]] \text{ "DC Offset" } + \frac{\rho}{2} \left[S_0 \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} e^{-(z_R - z_{S_n})^2 \Delta k^2} \cos[2k_0(z_R - z_{S_n})] \right] \quad (4.11)$$

kde $S_0 = \int_0^\infty S(k) dk$ odpovídá integraci spektra zdroje světla. Zisk měřeného A-skenu vyplývá z obr (5.2)



Obrázek 4.14: odezva interferenčního signálu snímaná na detektoru

Výstupem tohoto procesu je právě A-sken s osami vypovídajícími o velikosti odezvy signálu s různým časovým zpožděním. Časové zpoždění zde vyjadřuje hloubku, ze které se signálová odezva získala.

4.4 OCT ve Fourierovské oblasti (Fourier domain OCT, FD-OCT)

Podobně jako v dalších oblastech zpracování jedno, či vícerozměrných signálů, lze měření signálu vracejícího se ze scény na optickou soustavu zařízení a následně detektor provádět nejen ve zmíněné časové oblasti, ale samozřejmě i v oblasti frekvenční (Fourierovské). Je dokázáno, že měřením celého interferenčního spektra najednou lze dosáhnout nejen výhody v konečné senzitivě metody, ale při srovnání s původní TD-OCT dojde navíc ke zkrácení času potřebného pro vytvoření jediného A-skenu. Vylepšení senzitivity je aproximativně dáno poměrem axiálního rozlišení a axiálně zobrazované hloubky (omezena hloubkou ostrosti a volbou vlnové délky zdroje). Odstraněním skenovacího zrcátka v referenčním rameni interferometru zajistíme rapidní zvýšení skenovací rychlosti[1].

Při využití detekce ve Fourierovské oblasti lze aplikovat dva různé přístupy:

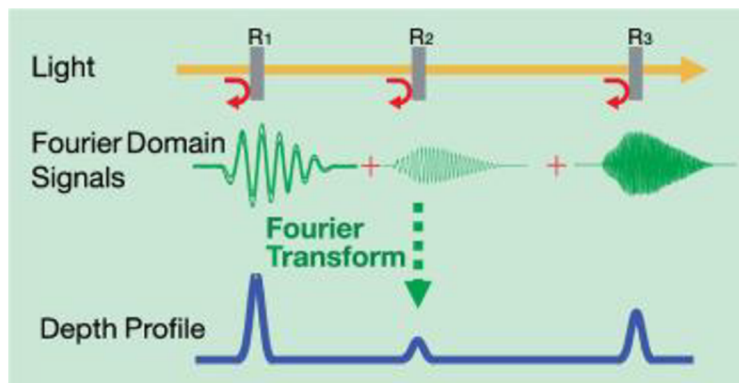
- OCT ve spektrální oblasti (Spectral/Fourier domain OCT)
- OCT rozmítáním zdroje (Swept source/Fourier domain OCT)

OCT ve spektrální oblasti (Spectral/Fourier domain OCT, SD-OCT)

Využívá širokopásmového zdroje světla a detekuje interferenční spektrum za využití spektrometru a pole detektorů. Tuto metodu lze přiblížit připodobněním Michelsonova interferometru k periodickému frekvenčnímu filtru, kde periodicitu je funkcí rozdílu dráhy mezi referenčním ramenem a ramenem se vzorkem. Měřicí a referenční paprsek mají mezi sebou relativní časové zpoždění definované rozdílem délky obou drah, který je vázán na hloubku průniku měřicího paprsku do zkoumané tkáně. Interference obou paprsků vykazuje spektrální modulaci jako funkci frekvence, což lze následně měřit za využití spektrometru. Periodicita této modulace bude inverzně korespondovat se zpožděním echo signálu. Z výše uvedeného plyne, že různá zpoždění echo signálu povedou k jiné frekvenční modulaci interferenčního signálu (čím hlouběji dojde k odrazu, tím vyšší frekvenci bude mít odražená vlna).

$$I(k) = I_r(k) + I_s(k) + 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n) \quad (4.12)$$

$I_s(k)$ a $I_r(k)$ odpovídají na vlnové délce závislé celkové intenzitě odraženého záření z měřicího a referenčního ramene. Parametr α_n odpovídá odrazivosti vzorku v hloubce z_n .

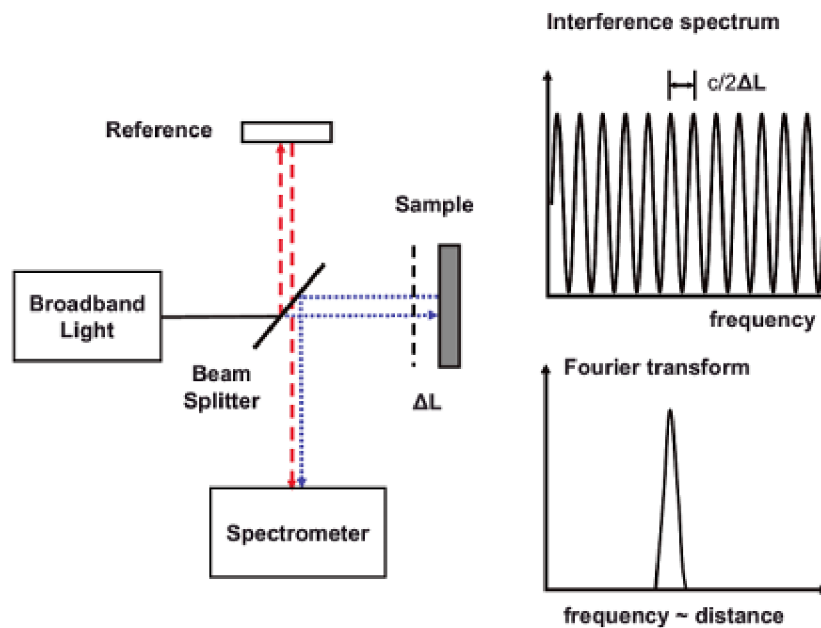


Obrázek 4.15: frekvenční kódování hloubky odrazu ve vzorku

Zpoždění odezvy signálu se změní upravením výstupu spektrometru z hodnot vlnových délek na hodnoty frekvence a v této podobě data podrobit Fourierově transformaci. (Referenční rameno je oproti TD-OCT fixní a hloubka signálu je kódována výše zmíněnou frekvenční modulací.) SNR pro konkrétní pozici vrstvy napříč hloubkovým profilem je dán celkovým výkonem odraženého záření všemi strukturami o koherenční délce zdroje[3].

$$|FT^{-1}[I(k)]|^2 = \Gamma^2(z) \otimes \left\{ \delta(0) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z - z_n) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z + z_n) + O\left[\frac{I_s^2}{I_r^2}\right] \right\} \quad (4.13)$$

$\Gamma(z)$ reprezentuje obálku koherenční funkce. Další členy na pravé straně rovnice zastupují autokorelační funkci odezvy v referenčním rameni, interferenční signál mezi referenčním a měřicím ramenem a autokorelační funkci šumu vzhledem k interferenci v měřicím rameni.



Obrázek 4.16: Jednoduché schéma SD-OCT a příklad získaného signálu ze snímané interference

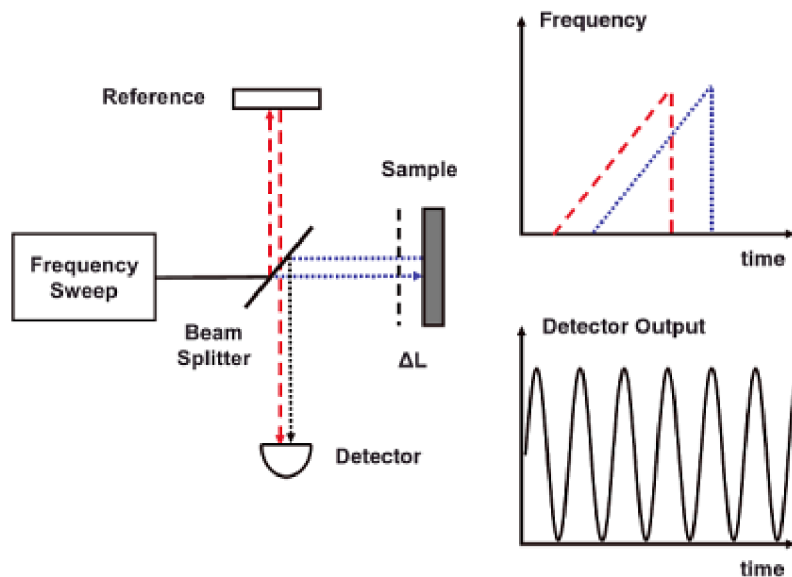
Informace ve frekvenční oblasti ze všech hloubek je současně rozptýlena spektrometrem na detektorové pole, nejčastěji pole fotodiód, nebo CCD čip. Podle detekovaných frekvencí dochází k transformaci signálu na požadovaný A-sken. Využití tohoto přístupu dosahuje 50 až 100 násobnému zrychlení získání jediného A-skenu oproti TD-OCT.

OCT rozmítáním zdroje (Swept source/Fourier domain OCT, SS-OCT)

Jiným názvem optická interferometrie ve frekvenční oblasti (optical frequency domain interferometry OFDI) pracuje, na rozdíl od předchozích přístupů využívajících širokopásmový zdroj, s úzkopásmovým zdrojem světla, jehož frekvence je rozmítána v čase na bázi vrátkování a rotace polygonálního zrcadlového filtru. Díky funkční závislosti frekvence zdroje na čase způsobené rozmítáním signálová echa budou vykazovat frekvenční posun vzhledem k referenčnímu paprsku[8].

$$\omega_{SR}(\Delta z) = \frac{\Delta z}{c} \frac{d\omega}{dt} \quad (4.14)$$

Jejich interferencí vznikne tedy modulovaný signál s taktem rovným právě této rozdílové frekvenci ω_{SR} . Různá zpoždění echo signálu z různých hloubek tak způsobí rozdílnou frekvenční modulaci. Hloubka vrstvy ve vzorku Δz se uvádí vzhledem k pozici referenčního zrcátka. Zpoždění echo signálů mohou být měřeny snímáním signálu fotodetektoru přes jeden frekvenční posun světelného zdroje a následně použit FT. Interferenční signál je tedy snímán jako funkce času, stejně jako v případě TD. Jedná se tak o hybrid mezi SD a TD OCT.



Obrázek 4.17: Jednoduché schéma SS-OCT a příklad získaného signálu ze snímané interference

Signál snímaný na detektoru je rozebrán v [38]. Na rozdíl od předchozích aplikací s pevnou hodnotou spektra zdroje je v případě SS OCT nutno počítat s její změnou v průběhu snímání jak je naznačeno v následujících rovnicích. Pro signál na i -tém detektoru tak platí:

$$P_{D_i}(k) = \langle |E_{D_i}(k)|^2 \rangle = S(k)R_R + S(k)R_S + 2S(k)\sqrt{R_R R_S} \cos(2k\Delta x + \varphi_i), \quad (4.15)$$

kde k je vlnové číslo, $S(k)$ je spektrální hustota zdroje, Δx je rozdíl dráhy mezi referenční větví a větví se vzorkem, R_R a R_S jsou odrazivosti jednotlivých větví a φ_i je interferometrický fázový posun odpovídající i -tému signálu detektoru. Vlnové číslo v každém kroku odpovídá

$$k = k_0 + t \left(\frac{\Delta k}{\Delta t} \right) \quad (4.16)$$

kde k_0 je počáteční vlnové číslo, t je čas, Δk je celková šířka spektra v rámci jednoho taktu rozmítání a Δt odpovídá času jednoho „sweeput“ (čas na jednu rozmítací sekvenci o M krocích). Hodnota vlnového čísla se tam mění v čase a zároveň slouží jako vzorkovač snímaného signálu na detektoru. Ten pak odpovídá výrazu

$$D_i[k_m] = \frac{1}{2^i} \rho S[k_m] (R_R + R_S + 2\sqrt{R_R R_S} \cos(2k_m \Delta x + \varphi_i)). \quad (4.17)$$

Parametr ρ odpovídá responsivitě detektoru, $m \in \{1, M\}$ a $S[k_m]$ je rovno výkonu osvětlení vzorku. Konečně pomocí FT rovnice (4.21) získáme hledaný profil odrazivosti z jednotlivých hloubek vzorku

$$D[x_n] = FT(D_i[k_m]) = \sum_{m=1}^M D_i[k_m] \text{Exp}[-j2k_m x_n] \quad (4.18)$$

4.5 Degradace rozlišení vlivem rozptylu světla

Samotný základ technologie, zpětný odraz světla od rozhraní ve tkáních, způsobuje nežádoucí jevy. Nevyhneme se totiž rozptylu světla na všech strukturách, kterými prochází na své dráze. Tyto nežádoucí interakce vytvářejí parazitní fáze signálu přinášející ve výsledku vzájemného korelačního interferogramu rozšíření FWHM u PSF přenosové funkce a tím zhoršení prostorového rozlišení. V obraze se toto zkruslení projeví jako rozostření hran v obraze nebo rozšíření obrazu bodových struktur na větší plošky. Právě tento degradující jev též mají za úkol napravit dekonvoluční techniky. O to se pokusíme v praktické části této práce. Různé hardwarové techniky kompenzace disperzí způsobené ztráty rozlišení v obraze jsou již implementovány přímo v optické dráze soustavy, nejčastěji v referenčním rameni. Dochází tak ke snaze simulovat v referenčním rameni podobné podmínky jako v rameni měřicím, aby se tak tyto rozdíly eliminovaly. Výhodou hardwarového přístupu je okamžitý efekt v zobrazení bez nutnosti dalšího post-procesingu.

4.6 „Speckles“ v obraze OCT

Tento jev je specifickým problémem zobrazovacích metod založených na úzkopásmové detekci signálů koherentních v čase. Vzniká jako důsledek superpozice mnoha světelných vln s náhodnou fází při jejich interferenci. Náhodnost fáze je dána náhodným rozložením odrazivých ploch v různých hloubkách vzorku. Vlastnosti závisí na podmínkách v zobrazované scéně (struktura, pohyb) a na použité optické soustavě, světelný zdroj nevyjímá. Jev vychází z předpokladů statistické nezávislosti amplitud a fází interagujících vln, z distribuce fází nacházejících se v intervalu $(-\pi, \pi)$ a z předpokladu perfektní polarizace. V případě OCT se však využívá nízkokoherenčního světla a „speckles“ tak vznikají pouze za přítomnosti dostateku odrazivých ploch ve vzorku. „Speckles“ zde vzniká jako fenomén amplitudy signálu, nikoliv fáze[15]. V případě TD-OCT vycházíme z rovnice (5.2), jako vyjádření interferogramu. Předpokladem je přítomnost mnoha náhodných distribucí odrazivých ploch ve vzorku v každém koherenčním okně dle $z = \tau \frac{c}{2}$. Výsledný fázor $\Gamma_{SR}(\tau)$ je z části tvořen právě náhodnou funkcí dle z . To vede na základě statistických vlastností fázorů ke vzniku speckles v obraze. Pro transversální směr tak je velikost speckles vyjádřena z autokorelace čtvercového výřezu scény. Autokorelační funkce je tak fitována gaussovskou funkcí, ze které je extrahován rozměr šířky udávající hodnotu FWHM pro transversální rozměr „speckles“. Tento proces se opakuje pro další oblasti scény. Pro axiální rozměr postupujeme obdobně. V případě malého rozměru okna v axiálním směru neprovádíme autokorelaci, nýbrž vzájemnou korelaci s jiným oknem, které je 3x větší a centrované s předchozím. Jedná se o robustnější postup s přesnějšími výsledky[13]. U FD-OCT jev vychází z rozptylového potenciálu vzorku získaného FT zaznamenaného odraženého signálu.

4.7 Šum různé fyzikální povahy

Užívané CCD detektory jsou ovlivňovány různým fyzikálním šumem nesouvisejícím s procesem zobrazení scény. Jako příklad jsou uvedeny:

- Kvantový šum
Způsobený vysokou citlivostí detektoru. Objevuje se při dopadu malého (počítatelného) množství fotonů na detektor. S rostoucím množstvím dopadajících částic kvantový šum klesá.
- Termální šum
Těž se dá označit jako šum pozadí. Způsobený tepelnou závislostí vlastností detektoru.
- Šum způsobený nestabilitou výkonu zdroje záření (Relative intensity noise (RIN))
Jemné mechanické vibrace zdroje světla, nejčastěji v případě rozmítaného paprsku, způsobují vznik tzv. „intenzitního šumu“. Tento jev způsobuje snížení poměru PSŠ a mnohdy i vytvoření obrazových artefaktů.

Tyto druhy šumu jsou přítomny na detektoru v určitém rozsahu téměř vždy a není cílem ani v možnostech této práce se jím podrobněji zabývat, přesto alespoň ve zkratce.

Obecně lze vliv přítomného šumu na kvalitu obrazu formulovat shrnutím jednotlivých jevů v jeden celek a ten definovat pomocí parametru poměru signálu k šumu PSŠ (SNR).

$$PS\check{S} = \frac{\langle S_{OCT} \rangle^2}{\sigma_{\check{S}um}^2} \quad (4.19)$$

Pro TD-OCT bez pole detektorů odpovídá přítomný šum výrazu

$$\sigma_{noise}^2 = \sigma_{kvant}^2 + \sigma_{termal}^2 + \sigma_{RIN}^2 \quad (4.20)$$

V případě SD-OCT je celkový šum rozptýlen na pole většího počtu jednotlivých detektorů, a tak jeho dopad na dosaženou hodnotu PSŠ klesá v poměru $1/N$, kde N je počet detektorů v poli[1]. Z uvedeného plyne, že OCT technologie založená na detekci signálu ve spektrální oblasti získává výhodu na poli dosažitelného PSŠ v detekovaném signálu.

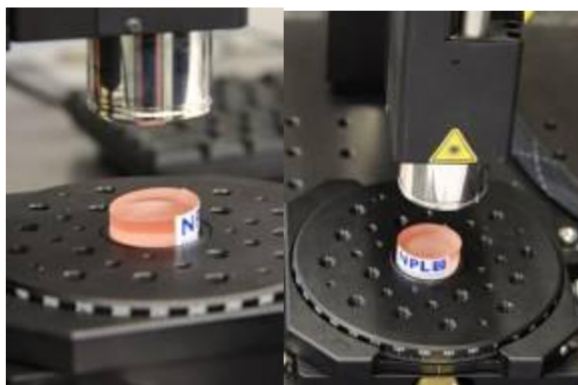
5 Experimentální stanovení PSF u pokusného zařízení OCT

Po obeznámení se s matematickým aparátem stojícím za OCT technologií bylo možné přikročit k praktickému experimentu. Jedním z hlavních cílů celé této práce bylo pokusit se prakticky stanovit PSF experimentálního zařízení SS-OCT OCM1300SS společnosti Thorlabs Inc., přítomného na ústavu UBMI FEKT VUT v Brně. Pro provedení tohoto procesu je nezbytné zajistit pro měření příslušný fantom. Pro potřeby stanovení PSF takový fantom musí obsahovat bodové odražeče záření rovnoměrně rozptýlené v materiálu simulujícím dominantní prostředí běžné scény pro konkrétní aplikaci[18].

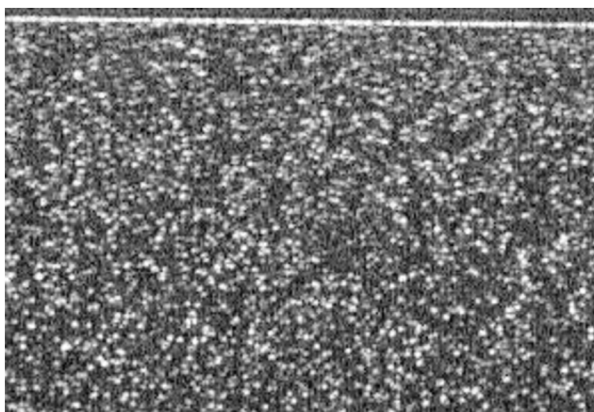
Klasickým materiálem použitým na hmotu fantomu je epoxidová pryskyřice. Její dostatečná průsvitnost a homogenita umožňuje její využití v požadovaném rozsahu vlnových délek. Jako bodové odražeče jsou ve fantomu rozptýleny „kuličky“ skla, nebo oxidu různých kovů, např. Titanu, o různých velikostech. Použité velikosti částic se odvíjejí od předpokládané rozlišovací schopnosti analyzovaného OCT. Jedinou podmínkou je, aby největší rozměr částic byl řádově menší, než je právě rozlišovací schopnost soustavy. Většina současných OCT zařízení vykazuje hodnoty rozlišení v řádech jednotek až desítek μm . Od tohoto předpokladu se odvíjí požadovaná velikost částic. Jejich průměr v tomto případě nesmí přesáhnout $1\mu\text{m}$. Při pokusu zobrazit takovou částici očekáváme, že se bude chovat jako bodový odražeč a na snímku se bude v ideálním případě jevit jako jediný pixel (odezva Diracova impulsu).

5.1 Použitý fantom

V našem případě jsme měli k dispozici epoxidový fantom obsahující skleněné částice. Důležitým parametrem byla též objemová hustota částic k obklopující hmotě. Samotné částice činily 0,003% celkového objemu fantomu. Horní plocha fantomu byla již od výroby účelově zkosená pod úhlem 5° za účelem odklonění silné Fresnelovy zpětné reflexe paprsků interagujících na přechodu prostředí mimo snímací optiku[7]. Tyto paprsky totiž nepřinášejí žádnou užitečnou informaci (vůbec nevstoupí do fantomu).



Obrázek 5.1: Fantom společnosti NPL (National Physical Laboratory) použitý pro experimentální stanovení PSF u OCT (snímek pořídil Ing. Zdeněk Kuna)



Obrázek 5.2: Výřez snímku fantomových dat

5.2 Získané modely PSF

Pro potřeby experimentu bylo nezbytné získat model obraz zkreslující PSF optického systému. Aby bylo možné provést hodnocení kvality získaných modelů a dokázat případnou prostorovou invariantnost PSF, byly vytvořeny 3 modely.

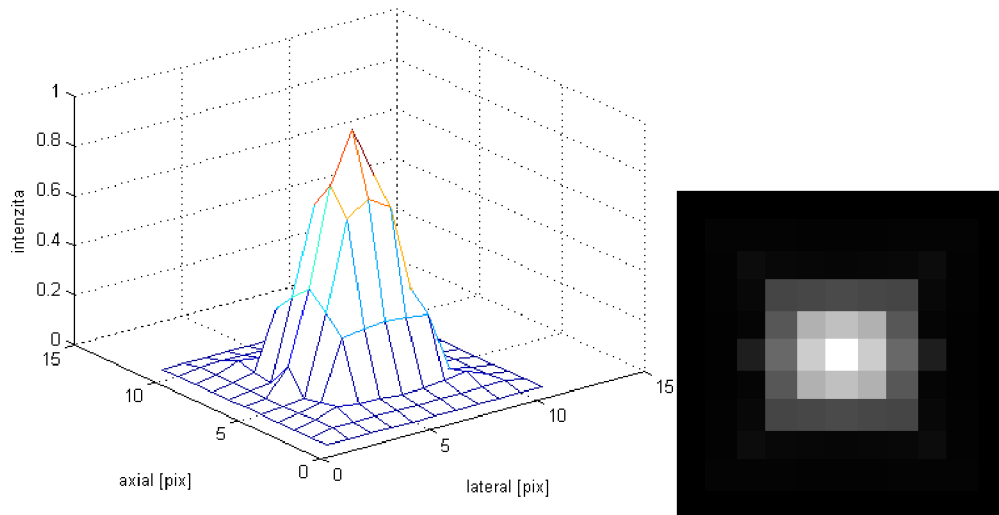
- Matematický model vytvořený na základě zveřejněných parametrů zobrazení experimentálního OCT pomocí dosazení do rovnic (2.13 až 2.16) v prostředí vzduchu.
- Experimentálně stanovený model extrahovaný ze získaných fantomových dat z hloubky 0 – 1 mm.
- Experimentálně stanovený model extrahovaný ze získaných fantomových dat z hloubky 1 – 2 mm.

Použité OCT zařízení deklarovalo v technické dokumentaci axiálně dosažitelnou hloubku snímání do 3 mm. Dle vizuálního hodnocení, ve hloubce větší než 2 mm byl již PSF fantomových dat natolik nízký, že měření v této hloubce bylo z experimentu vyloučeno.

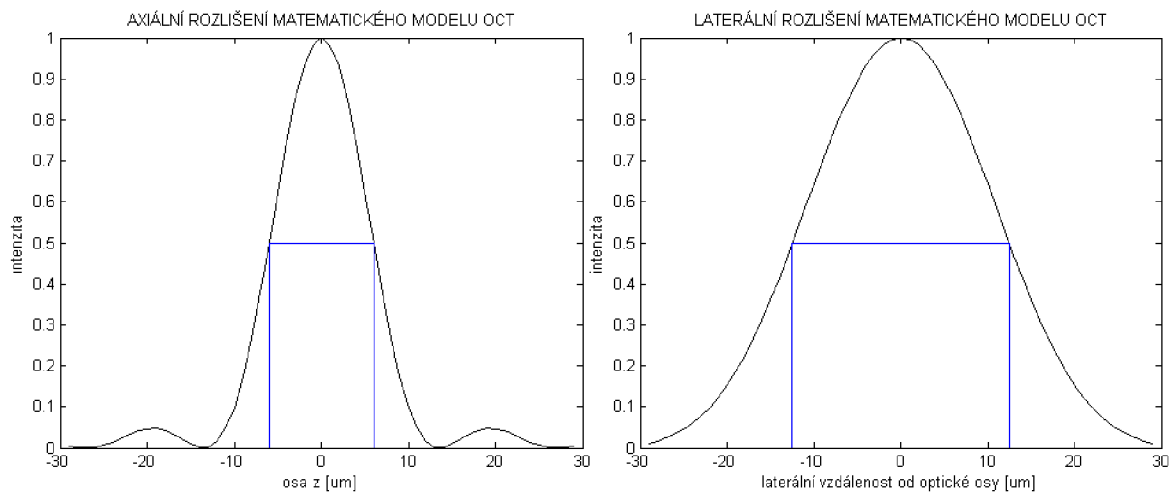
Experimentální modely

Tvorba experimentálních modelů probíhala na základě ručního výběru reprezentativních částí snímků fantomových dat odpovídajících odezvě na Diracův impuls způsobený bodovým odražečem ve scéně pod mezí rozlišovací schopnosti zařízení. Bohužel, hustota částic ve fantomu byla natolik vysoká, že bylo obtížné nalézt dostatečný počet osamocených odezev částic vhodných pro stanovené průměrné odezvy na bodový zdroj systému. Mnohdy odezvy jednotlivých částic buď dotýkaly, nebo dokonce splývaly. Fantom s nižší hustotou částic se po zjištění této skutečnosti od poskytovatele (společnost NPL) již získat nepodařilo.

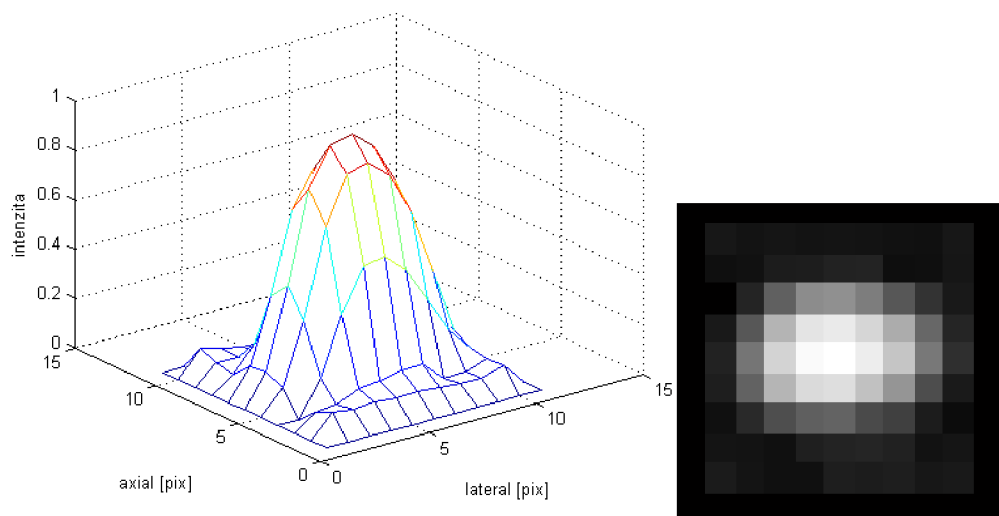
Tyto 3 modely byly poté jednotlivě použity ve vybraných dekonvolučních restauračních metodách (uvedených v kapitole 3.3) jako předpokládané obraz zkreslující PSF. (U 2D modelů axiální směr odpovídá vertikální ose a laterální směr ose horizontální.)



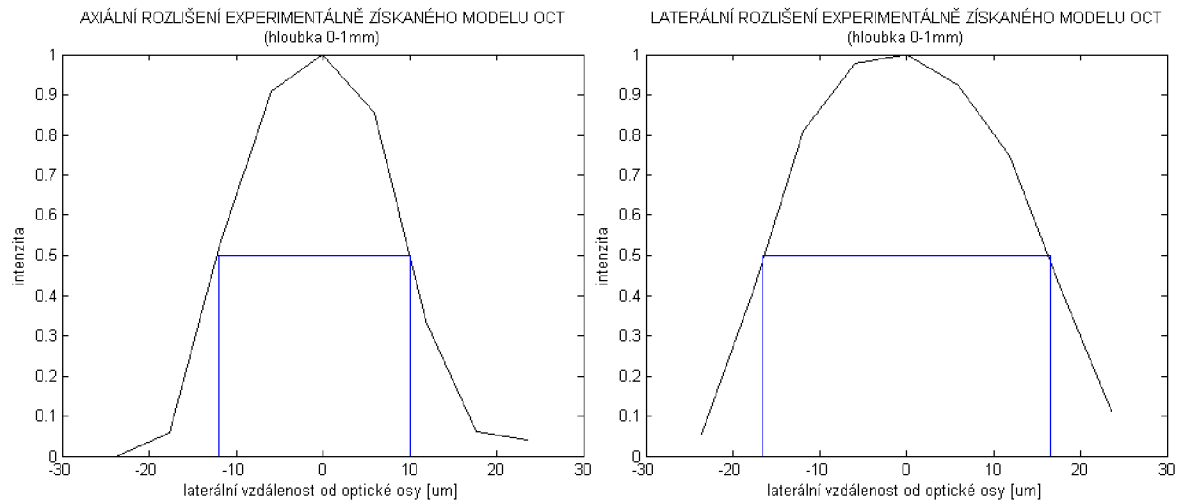
Obrázek 5.3: 3D (vlevo) a 2D (vpravo) model PSF matematického modelu



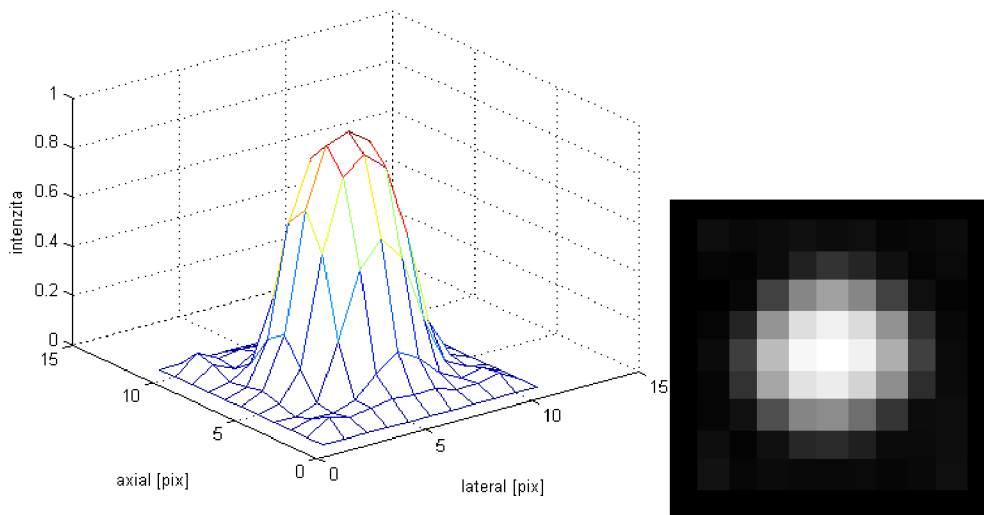
Obrázek 5.4: Axiální (vlevo) a laterální (vpravo) rozlišení stanovené ve FWHM PSF matematického modelu



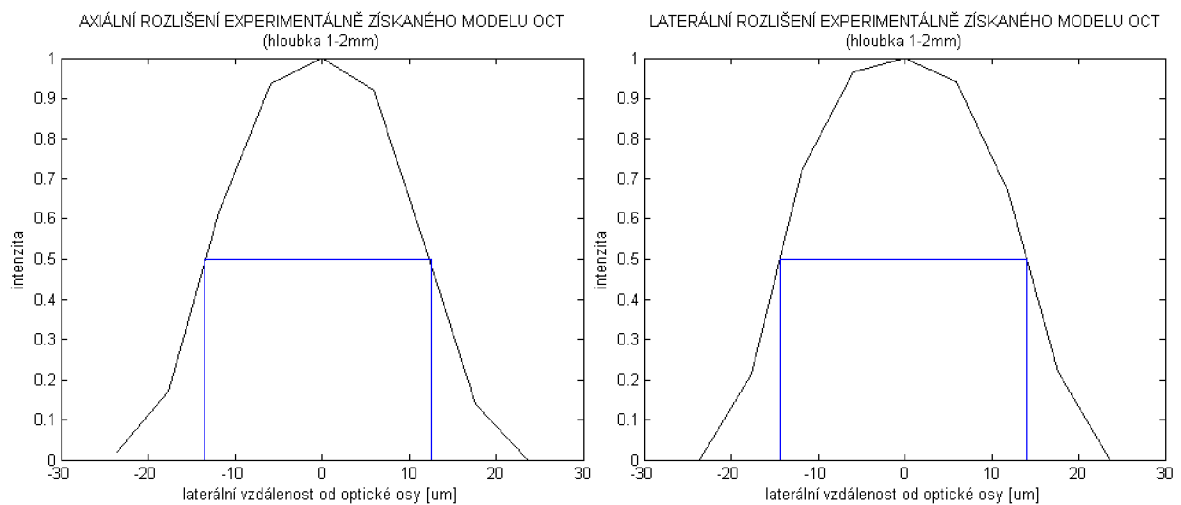
Obrázek 5.5: 3D (vlevo) a 2D (vpravo) model PSF experimentálně měřených dat pomocí fantomu v hloubce 0-1mm pod povrchem



Obrázek 5.6: Axiální (vlevo) a laterální (vpravo) rozlišení stanovené ve FWHM PSF experimentálně získaného modelu (hloubka 0 – 1 mm)



Obrázek 5.7: 3D (vlevo) a 2D (vpravo) model PSF experimentálně měřených dat pomocí fantomu v hloubce 1-2mm pod povrchem



Obrázek 5.8: Axiální (vlevo) a laterální (vpravo) rozlišení stanovené ve FWHM PSF experimentálně získaného modelu (hloubka 1 – 2 mm)

Tabulka 5.1: Srovnání číselných hodnot rozlišení jednotlivých modelů PSF

	Axiální rozlišení [μm]	Laterální rozlišení [μm]
Matematický model (vzduch)	12	25
Experimentální model, 0-1mm	22	33
Experimentální model, 1-2mm	26	28

Ze získaných hodnot lze téměř s jistotou tvrdit, že prostorová rozlišovací schopnost testovaného zařízení vykazuje nezanedbatelnou prostorovou variantnost vzhledem k variabilitě hloubky roviny v obraze. Nepřehlédnutelný je tak rozdíl v axiální rozlišovací schopnosti. Svůj díl viny na tomto stavu nese rozptyl světla zmíněný v kap. 4.5. Tento jev s rostoucí hloubkou odrazu světla od struktur snižuje intenzitu světla vracejícího se zpět na detektor odklonem části záření mimo vstupní objektiv optiky zařízení. Tím způsobuje zhoršení rozlišovací schopnosti, která je měřením stanovena na hodnotu hluboko pod výrobcem udávanou hodnotou, avšak deklarovanou pro prostředí vzduchu [39][41]. Je tedy možné, že udávaná rozlišovací schopnost definovaná pro prostředí hmoty fantomu by se od této hodnoty negativně lišila také. Rozdíl v hodnotě laterální rozlišovací schopnosti již není tak markantní a odchylka se dá považovat za následek různých odchylek v provedeném měření. Podíl viny na chybě měření jistě nese způsob získání a průměrování jednotlivých obrazů odezev předpokládaných bodových zdrojů. Dalším zkrácením výsledků se stal převod 2D obrazových matic o rozměrech 11x11 pix představujících PSF zařízení na 3D reprezentaci a následné provedení řezů v axiálním a laterálním směru. Na obrázcích 5.6 a 5.8 lze pozorovat velmi hrubý průběh křivky způsobený právě malým počtem generujících hodnot. Z takovéto křivky lze stanovení co nejpřesnější hodnoty FWHM provést jen značně aproximativně.

Na místě je tedy upozornění, že hodnoty experimentálně stanoveného modelu jsou dle výše uvedených komplikací spíše pouhým odhadem provedeným na základě realizovatelného měření v dostupných podmínkách. Dále si nemůžeme být jisti ani skutečnými parametry částic ve hmotě fantomu, zejména jejich tvarem. Výrobce definuje průměr částic pouze největším rozměrem v libovolné ose částice, takže částice nemusí být kulové, ale například elipsovitého, či naprosto náhodného tvaru. Můžeme touto cestou zpochybnit i předpoklad homogenního rozprostření částic v objemu fantomu (obrázek 5.2).

6 Realizace algoritmického řešení restaurace obrazu v programovém prostředí MATLAB

Programové prostředí MATLAB umožnilo realizaci představených restauračních metod v implementačně příznivém řešení. Jisté realizace zmíněných metod totiž jsou součástí *Image processing toolbox-u*, který je přítomnou součástí MATLABu na naší fakultě (funkce „*deconvwnr*“ a „*deconvlucy*“). Tyto algoritmy však přesně neodpovídaly teoretickým rovnicím zmíněných v kapitole 3.3 a vstupně-výstupními parametry neumožňovaly v tomto stavu přímé začlenění do vytvořeného programového řešení. Bylo tedy nutné je adekvátně upravit.

6.1 Aplikované restaurační metody

Z dekonvolučních algoritmů popsaných v kap. 3 jsem se rozhodl zahrnout do algoritmického řešení 3 zástupce. Jsou to inverzní filtrace, Wienerova filtrace a algoritmus Richardson-Lucy. Inverzní filtraci z důvodu její principiální jednoduchosti, Wienerova filtrace je zahrnuta z důvodu její oblíbenosti v restauračních procesech a taktéž je uznávaným zlatým standardem v této oblasti. Nakonec metoda Richardson-Lucy byla zvolena z důvodu její časté aplikace v odborných studiích na téma OCT, kde je velmi kladně hodnocena [26] [29].

inverzní filtrace

Metoda je aplikována dle rovnic (3.5) a (3.6) za přítomnosti filtru s omezenou frekvenční charakteristikou, jehož prahová hodnota je nastavována manuálně v grafickém prostředí programu. Tato nezbytná úprava slouží k odstranění extrémních hodnot přenosu výpočtem vzniklého inverzního filtru $M(u,v)$ pro frekvence, kde originální přenosová funkce $H(u,v)$ vykazuje nulové, či nule blízké hodnoty.

Wienerova filtrace

Wienerově filtraci je věnována zvláštní pozornost z důvodu její uváděné univerzálnosti jako zlatého standardu. Její implementace tedy proběhla ve dvou variantách odpovídajících vzájemně adekvátním rovnicím (3.9) a (3.10). Obě však předpokládají jiné vstupní parametry. V naší aplikaci je totiž nemožné znát spektrum originálního nezarušeného obrazu $S_{ff}(u,v)$ v rovnici (3.9). Můžeme však předpokládat že aditivní šum ve scéně vykazuje statistické vlastnosti bílého šumu. Pak lze celý poměr $S_{\eta\eta}(u,v)/S_{ff}(u,v)$ nahradit jedinou hodnotou PŠS (poměr šumu k signálu). Předpokládáme tak konstantní hodnotu PŠS na všech přenášených prostorových frekvencích obrazu. Jedná se tak jen o hrubé přiblížení skutečnosti, ale nedostupnost potřebných dat neupravený výpočet neumožňuje. Předpokládáme tak prostorově invariantní PŠS. Předpokládaný poměr PŠS je manuálně nastavován v grafickém prostředí programu.

Druhá varianta řešení, dle rovnice (3.10), vyžaduje výpočet průměrných výkonových spekter šumu a dostupného zkresleného obrazu. Tento požadavek je splnitelný, neboť zkreslený obraz je dostupný, stejně tak lze získat obraz konkrétní realizace šumu snímáním scény bez vzorku v optické dráze přístroje. Tady však narážíme na problém. OCT není technologií založenou na absorpci, nýbrž na jednoduché reflexi Energie neprochází na detektor umístěný za vzorkem, nýbrž je umístěn ve směru, kde leží zdroj záření. Z toho vyplývá, že bez odrazivého vzorku v optické dráze, vyzařená energie nedopadne zpět do optiky detektoru. To co tedy v tomto případě měříme na detektoru je z velké části pouze šum na detektoru. Pro naše účely a korektní simulaci šumu, který je výsledkem interakce záření s hmotou vzorku bychom potřebovali fantom simulující pouze samotnou homogenní hmotu jinak obklopující odrazivé struktury. Tak bychom mohli simulovat, zdali tato hmota má vliv na vlastnosti šumu v obraze co se týče rozptylu a absorpce světla. Bohužel, takový fantom se nepodařilo získat. Simulace přítomného šumu je tak v aplikaci omezena pouze na šum detektoru a náhodný dopad případného externího záření na detektor.

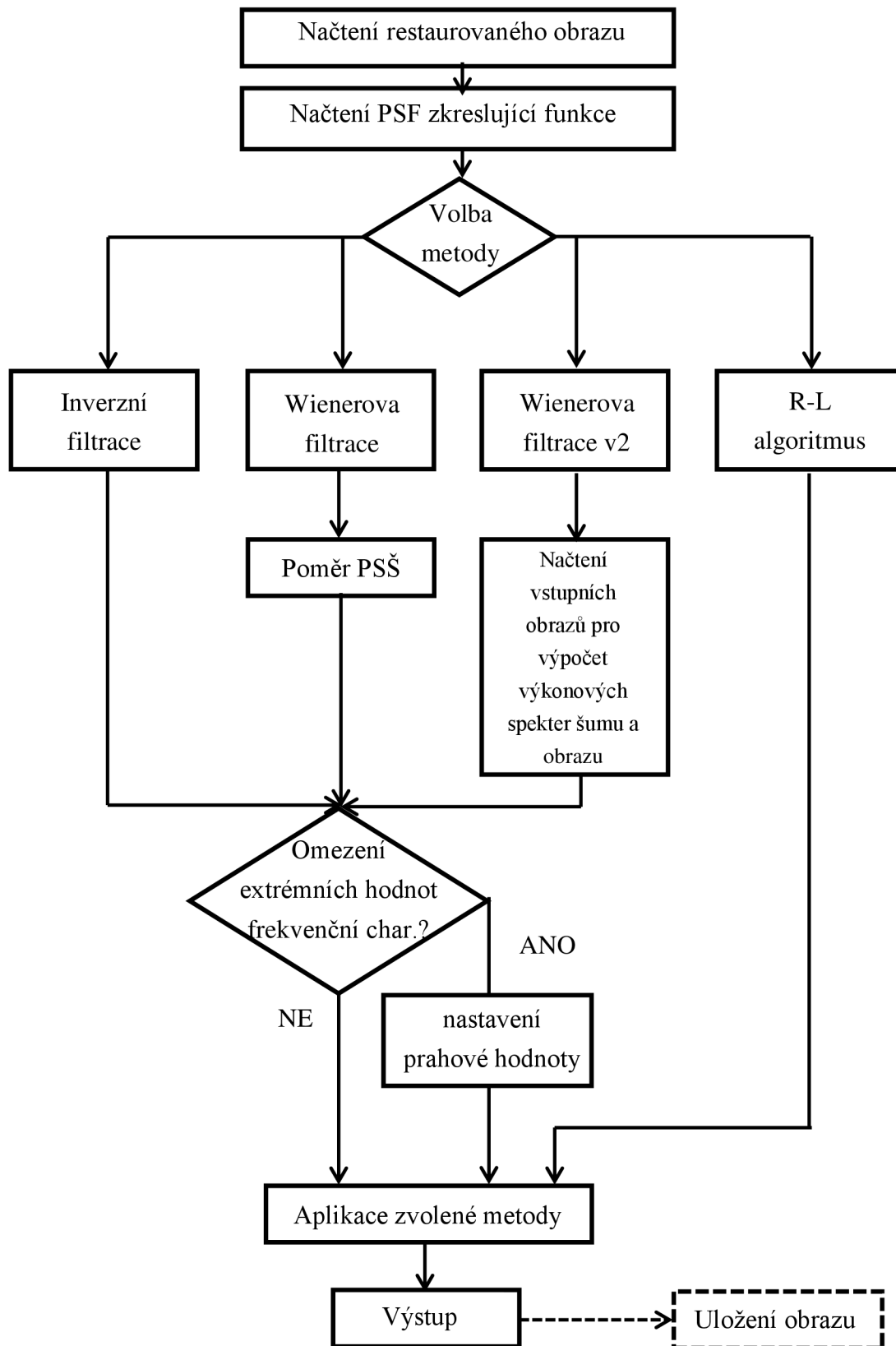
Odhad průměrných výkonových spekter je stanoven z jediných realizací požadovaných scén pomocí průměrování spekter na části rozděleného snímku. Pro co nejpřesnější stanovení odhadu by bylo nezbytné výpočet provádět z co největšího počtu sektorů a současně tyto sektory měly co největší obrazové rozměry. Naše situace (k dispozici jediný obraz o konkrétních rozměrech) nás staví před kompromis mezi dosažitelným počtem realizací spekter (více menších oblastí, větší podobnost se souborovým průměrem) v kontrastu s hladkostí těchto spekter (méně větších oblastí, přesnější reprezentace spektra celkového obrazu). Volba konkrétních rozměrů sektoru a tak i jejich počtu, byla čistě subjektivní volbou.

Obrazy určené pro výpočet se tedy algoritmem rozdělí implicitně na 16x32 sektorů o rozměrech 32x32 pixelů při vstupním povinném rozměru 512x1024 pixelů. Každý sektor je podroben Fourierově transformaci pro získání spektra dané části obrazu. Při předpokladu prostorové invariance spektra obrazu tímto způsobem získáme 512 realizací konkrétního spektra a z nich vypočítáme průměrné spektrum požadované pro realizaci Wienerovy filtrace. Pochopitelně tento přístup zanáší do systému vlivem odchylky skutečnosti od předpokladů chybu a účinnost filtrace je tak degradována.

algoritmus Richardson-Lucy

Iterační algoritmus s volitelným počtem cyklů. Implementován v neupravené podobě výpočetní části z knihovny *Image processing toolbox* prostředí MATLAB. Algoritmus je postaven na základě rovnice (3.20). K ukončení dochází po zvoleném počtu iteračních kroků, nikoliv po splnění podmínky diference mezi funkčními hodnotami f_n a f_{n-1} jako tomu může být dle citovaných pramenů. Volba počtu iterací je provedena jako třetí vstupní parametr při volání funkce. Ve vytvořeném experimentálním programu byla zachována implicitně výchozí hodnota 10 cyklů.

6.2 Konceptní řešení programu

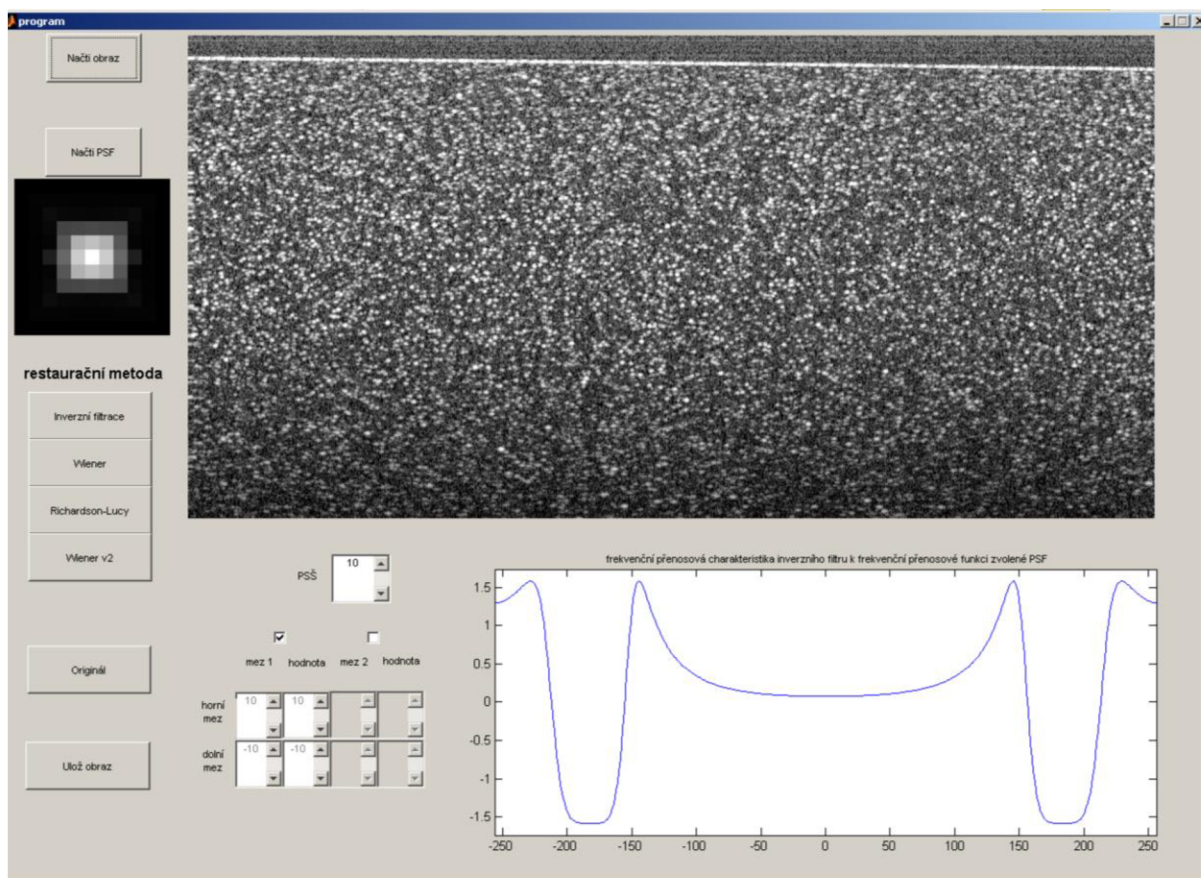


Obrázek 6.1: blokové schéma vytvořeného restauračního programu

Program byl vytvořen s ohledem na intuitivnost ovládání. Všechny podpůrné funkce se provádějí automaticky pro jednotlivé restaurační metody a není je tak nutné spouštět manuálně. Základní myšlenkou byla možnost porovnávání kvality restaurace obrazu pomocí jednotlivých algoritmů. Na vstupní obraz tak je možnost aplikovat libovolný zvolený postup i po proběhnutí předchozího procesu bez nutnosti restartu programu, nebo opětovného načítání originálního obrazu. Kdykoliv je možné změnit vstupní obraz nebo se pokusit o restauraci s jinou zvolenou PSF bez nutnosti restartu programu nebo dalších zbytečných úkonů. Všechny manuálně volené parametry restauračního procesu je možné zadat/upravit v libovolném pořadí, vždy však před aplikací restaurační metody. Po volbě metody se již výpočty provádějí s aktuálně zadanými parametry bez možnosti změny do ukončení procesu.

6.3 Grafické uživatelské rozhraní programu

Grafické uživatelské rozhraní programu bylo vytvořeno v GUI (Graphical User Interface) rozhraní již zmíněného prostředí MATLAB.



Obrázek 6.2: vzhledu programu

Je zde umožněno načtení vstupních dat (restaurovaný obraz, zkreslující PSF, předpokládaný PSŠ, prahové hodnoty filtru při omezení frekvenční charakteristiky). Obrazová data lze vkládat v grafických formátech nebo jako proměnné z uloženého MAT souboru MATLABu.

PSŠ je nutné definovat pro Wienerův filtr „Wiener“ dle rovnice (3.9). Omezení je nutné použít v případech, kdy se ve frekvenční přenosové charakteristice PSF vyskytují nulové hodnoty, nebo hodnoty nule blízké. Jak v inverzní filtraci tak i ve Wienerovské se vykytují ve vzorci tyto charakteristiky v převrácené hodnotě a tudíž nabývají extrémně vysokých hodnot. Pro vizuální kontrolu funkčnosti filtru je zobrazen řez osou y dosažené frekvenční charakteristiky včetně kontroly aplikace omezení extrémních hodnot přenosu.

Inverzní filtrace je parametrem PSŠ neovlivněná. Je ale nezbytná aplikace omezení extrémních hodnot frekvenční charakteristiky inverzní filtrace právě v případě přítomnosti šumu v obraze.

Vstupními parametry Richardson-lucy algoritmu jsou pouze zkreslený obraz a příslušná PSF, ostatní parametry nemají na výsledek vliv. Nemá zobrazení řezu OTF.

Druhá verze Wienerova filtru „Wiener v2“ je výhodná tím, že nevyžaduje znalost originálního obrazu v nezakreslené formě. Po stisknutí tlačítka je uživatel vyzván k načtení vzorového obrazu samotného šumu a vzorového obrazu zkraslené scény v tomto pořadí. Opět je možné vkládat data v grafických formátech, nebo MAT-filech. Algoritmus tyto obrazy využije k výpočtu WKF z příslušných výkonových spekter Pomocí stanovení průměrných výkonových spekter ze sektorů.

Požadavek na výpočet více jak 500 cyklů FT při výstupních rozměrech 512x1024pix je mírně časově náročnější než ostatní prezentované přístupy. V programu je toto ošetřeno uložením výsledných spekter do paměti, odkud je výsledek vyvoláván pro další výpočty, pokud nedojde ke změně vstupního obrazu. V tomto případě je nutné spektra vypočítat znovu neboť tím dojde ke změně vstupních dat pro výpočet $S_{gg}(u,v)$.

Zrestaurovaný obraz lze případně uložit na disk pomocí tlačítka „Ulož obraz“. Opět je možnost volby mezi grafickým formátem nebo MAT-filem. Uložení proběhne do stejné složky, ve které se nachází program. Soubor je uložen jako obrazový formát TIFF pod názvem *ulozeny_obraz.tif*. Na místě je podotknout, že cesta pro uložení je neměnná bez zásahu do příslušného m-filu a soubor je při každém uložení přepsán. Pozor na nechtěný přepis uložených dat, ty je vždy nutné přesunout manuálně jinam, či změnit název.

Ke vzhledu originálního obrazu se můžeme kdykoliv vrátit tlačítkem „Originál“ bez nutnosti opětovného načítání obrazu z disku.

7 Hodnocení výsledků

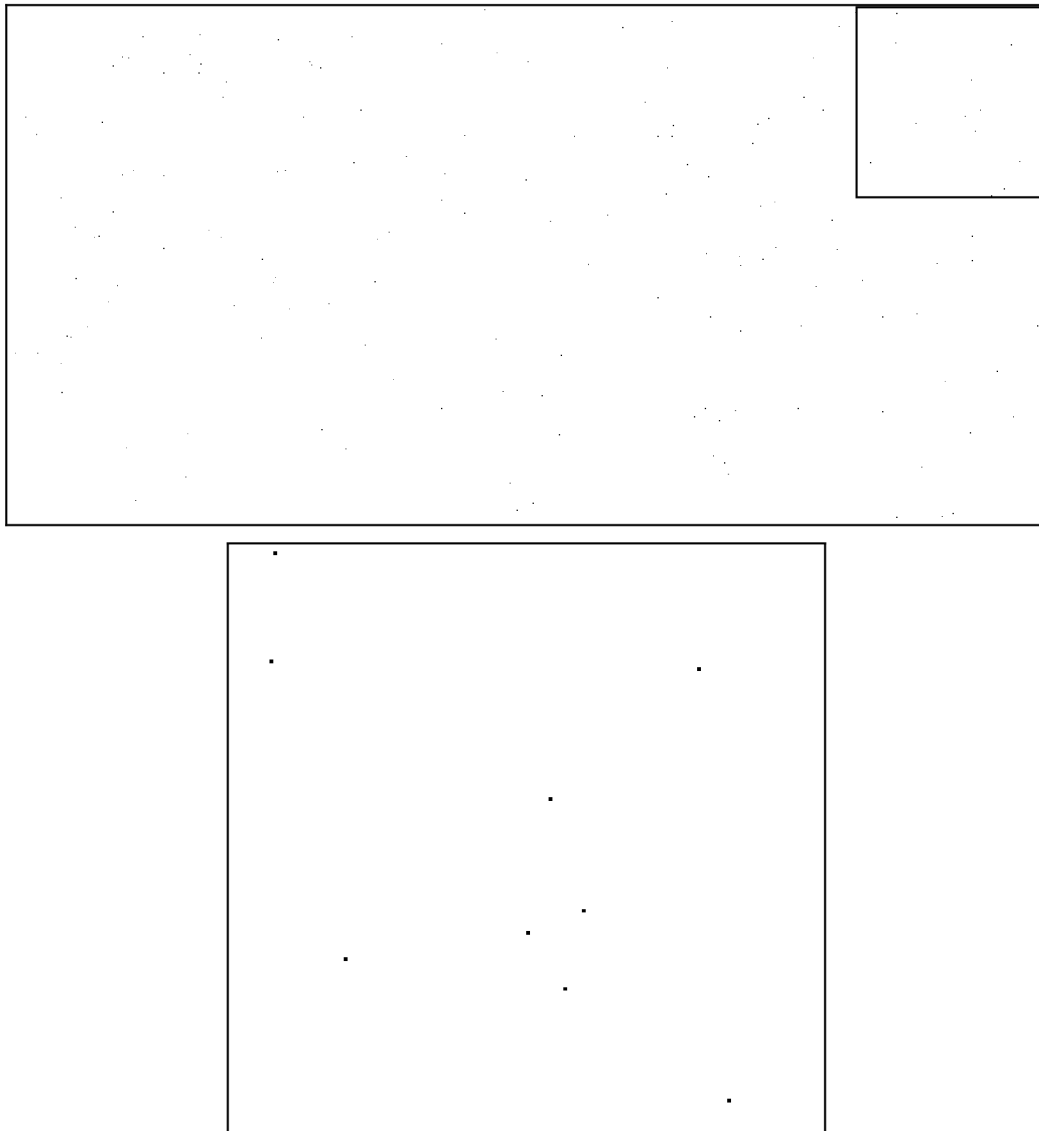
Všechny simulace a restaurační procesy byly provedeny v originálním šedotónovém zobrazení, kde bílá odpovídá hodnotě 1 a černá hodnotě 0 při normalizovaném zobrazení. U všech obrazů scény byla postprocesně provedena inverze stupnice šedi pro vyšší kontrast při publikaci na papíře. Následující obrazy tudíž vykazují hodnoty 0 pro bílou a 1 pro černou. V obou případech hodnota 1 odpovídá maximální odezvě signálu při interakci se scénou (odrazivé částice) a 0 odpovídá oblastem bez odezvy (pozadí). (Řezy frekvenčními charakteristikami přenosové funkce jsou pouze orientační. Jediným řezem nelze postihnout celkový průběh ve 2D spektru.)

7.1 Modelová data

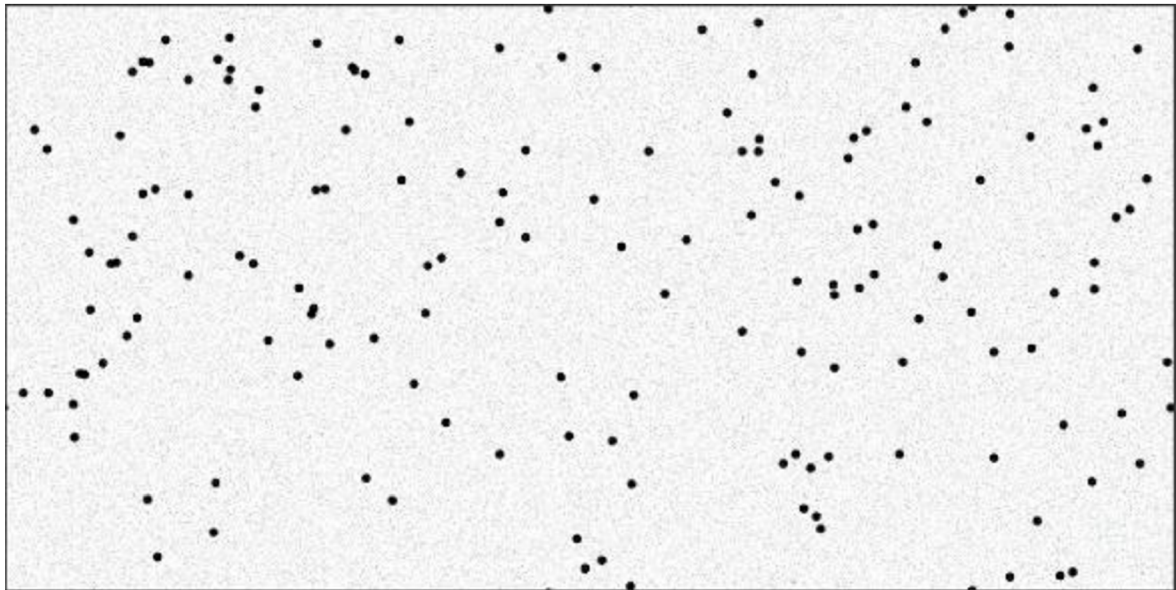
Restaurační proces byl odzkoušen nejdříve na modelových datech vytvořených pro simulaci funkce algoritmů v případě, že známe všechny parametry scény zkreslujících jevů. Poněvadž reálná scéna, kterou se pokusíme pomocí vytvořených algoritmů restaurovat, je získána snímáním fantomu popsaného v kapitole 6.1, modelová data jsou simulací této scény pro zajištění co nejvyšší relevantnosti později vynášených tvrzení o účinnosti algoritmů na tuto scénu.

Model byl tedy vytvořen z jednotlivých bodů o hodnotě 1 celkově zabírajících 0.003% scény. Tyto body byly zkresleny cirkulárním zkreslením o poloměru 4 pix pomocí funkce *imfilter* přítomné v image toolboxu v MATLABu. Funkce způsobila nahrazení bodů kruhy o daném poloměru, jak je patrné z obrázku (8.2) Obraz byl navíc aditivním způsobem zkreslen šumem s Gaussovským rozdělením popsaným obrázkem 8.3. Tento postup však dal vzniknout nežádoucímu jevu při výpočtech s obrazovou maticí. Aditivnost generovaného šumu umožnila vznik obrazových hodnot mimo rozsah $<0;1>$. Nastalá situace byla vyřešena zaokrouhlením hodnot mimo interval na 0 pro vzniklé záporné hodnoty a na 1 pro hodnoty větší jak 1.

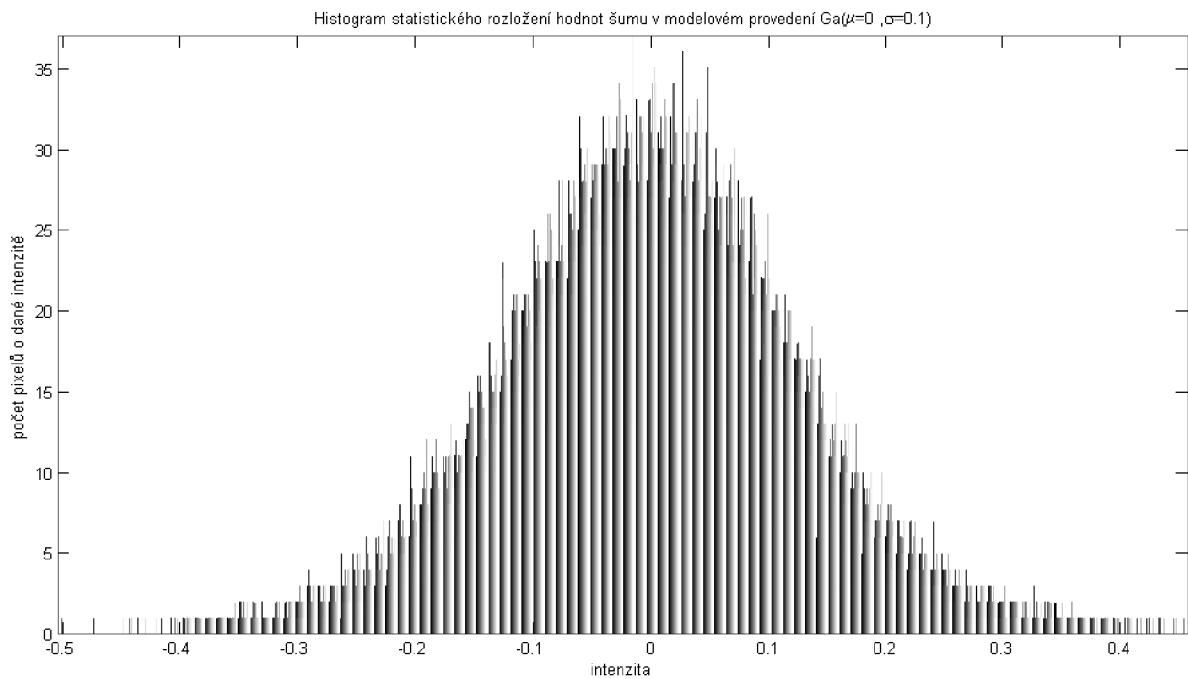
Každý obraz výsledku restaurace je doplněn detailem výřezu obrazu 1x1mm z pravého horního rohu při 300% zvětšení ilustrovaný na obrázku (8.1).



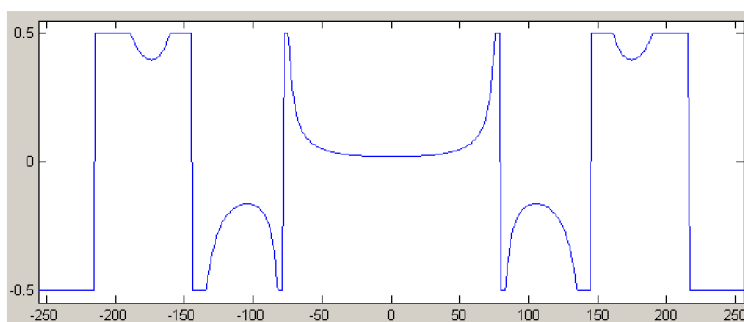
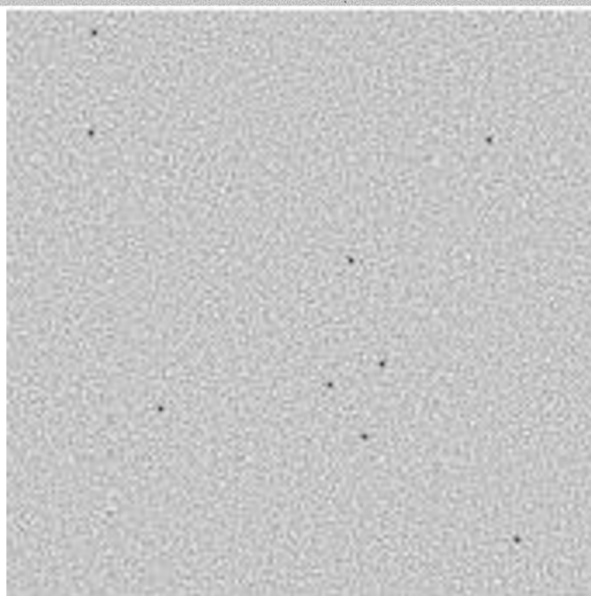
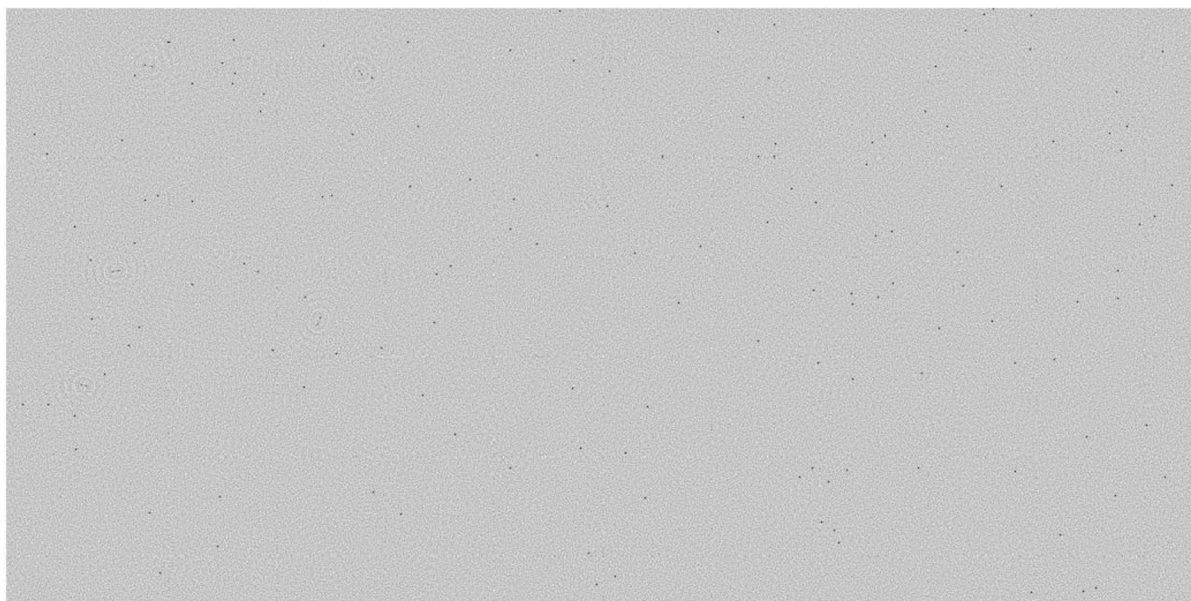
Obrázek 7.1: originální modelový obraz OCT scény s detailem pro objektivnější hodnocení úspěšnosti restauračních algoritmů



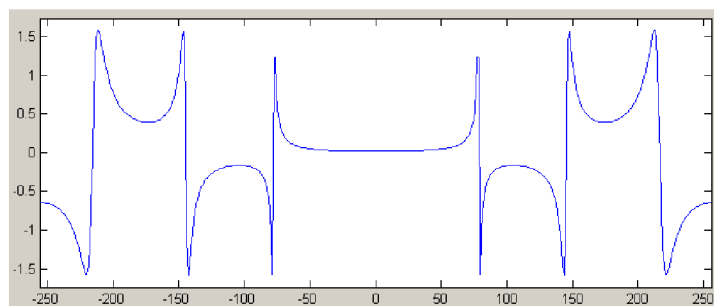
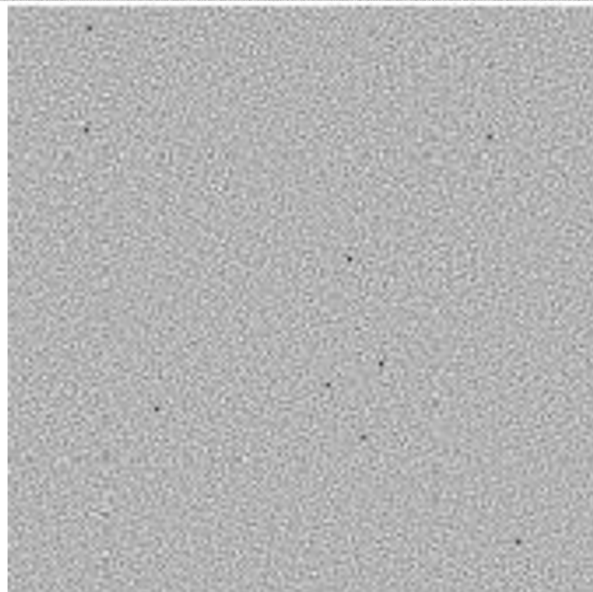
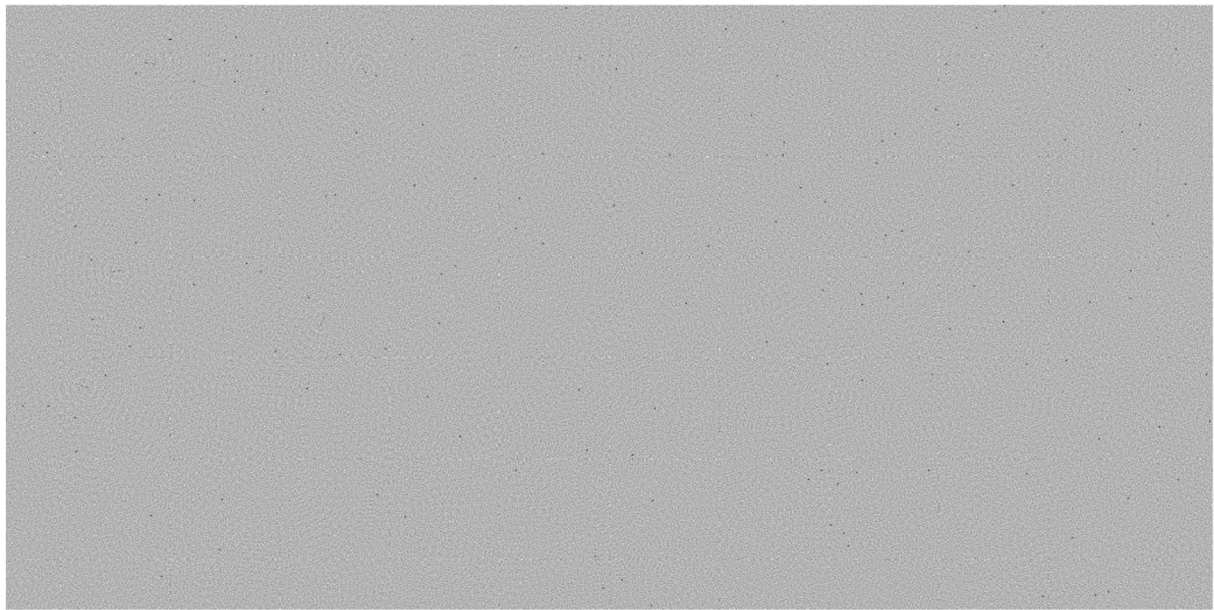
Obrázek 7.2: zkreslený (kruhové zkreslení o poloměru 4pix) a zašuměný modelový obraz (parametry šumu Gauss $\{\mu=0;\sigma=0,1\}$)



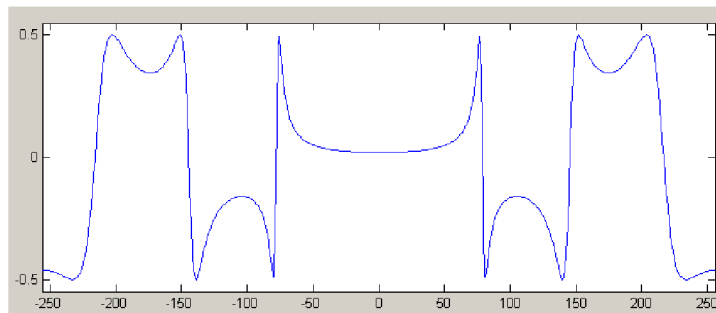
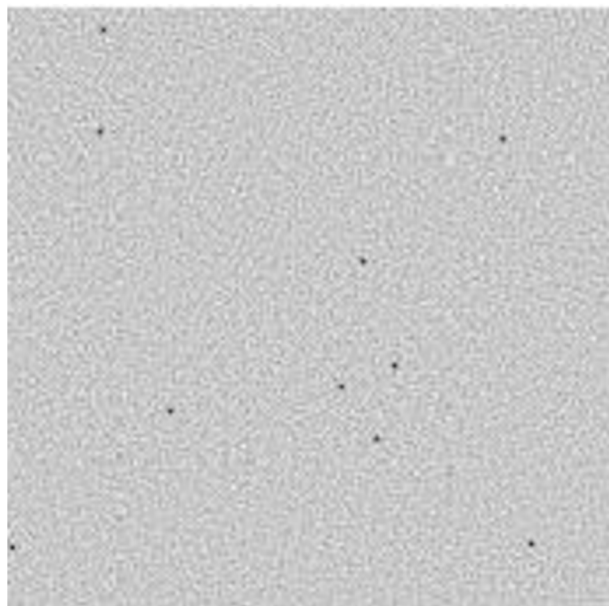
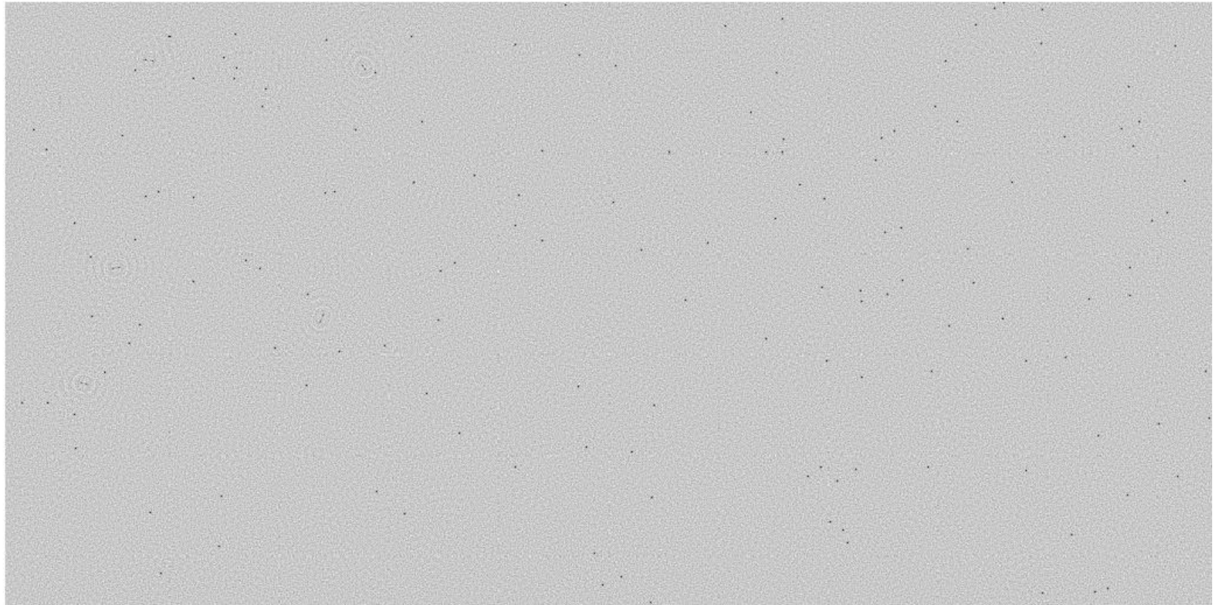
Obrázek 7.3: histogram statistického rozdělení hodnot modelového šumu



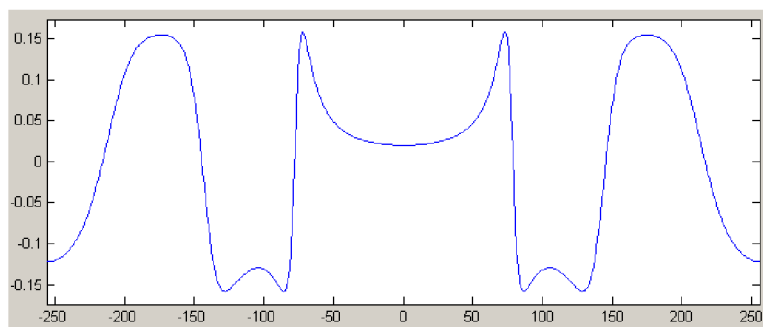
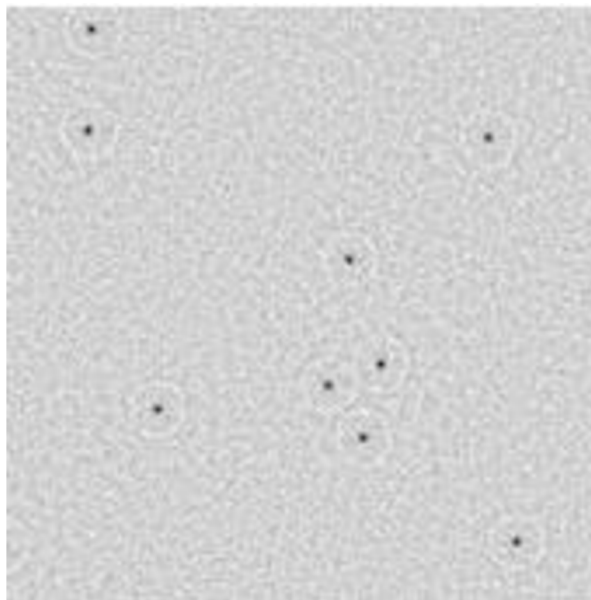
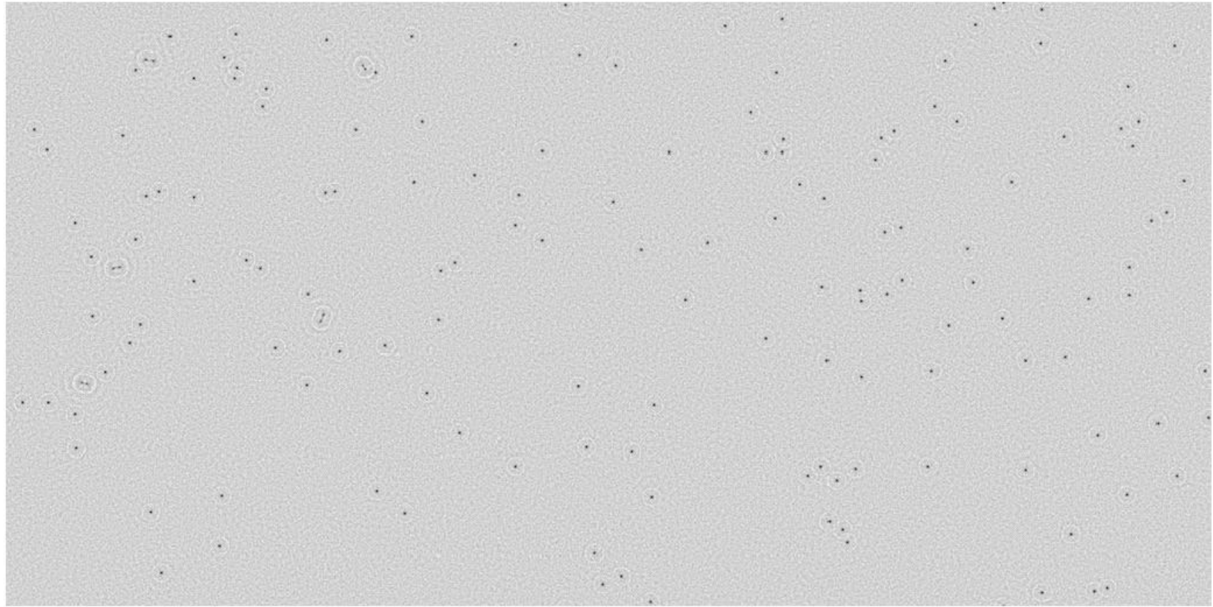
Obrázek 7.4: výsledek inverzní filtrace s detailem a řez omezenou frekvenční přenosovou charakteristikou filtru při povoleném rozsahu hodnot $\langle -0,5;0,5 \rangle$



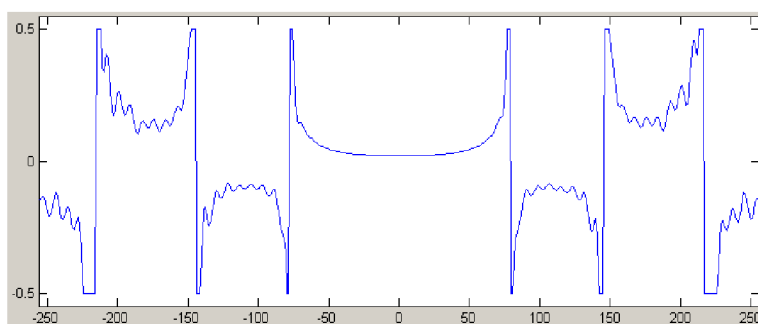
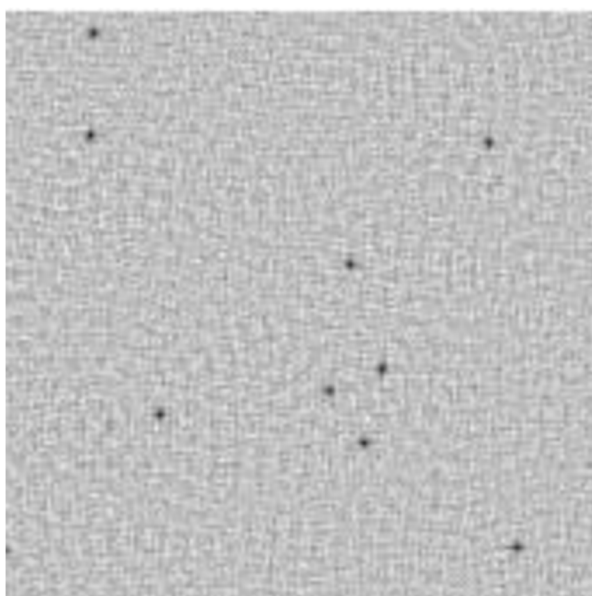
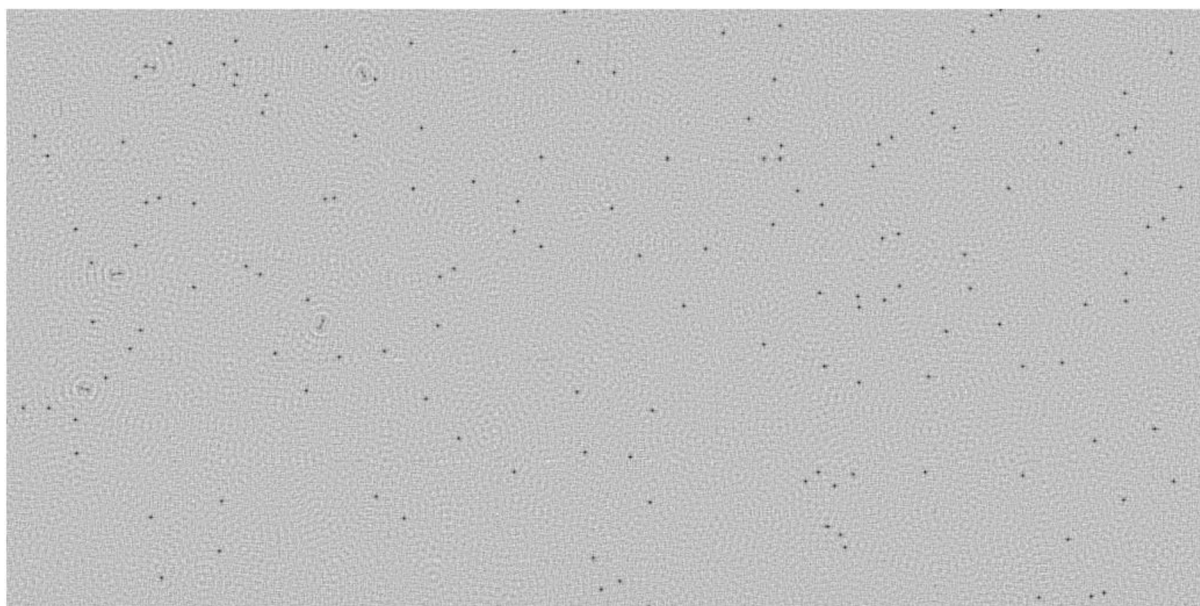
Obrázek 7.5: výsledek Wienerovy filtrace s detailem a řez neomezenou frekvenční přenosovou charakteristikou filtru při předpokládaném PSŠ ve scéně 10/1



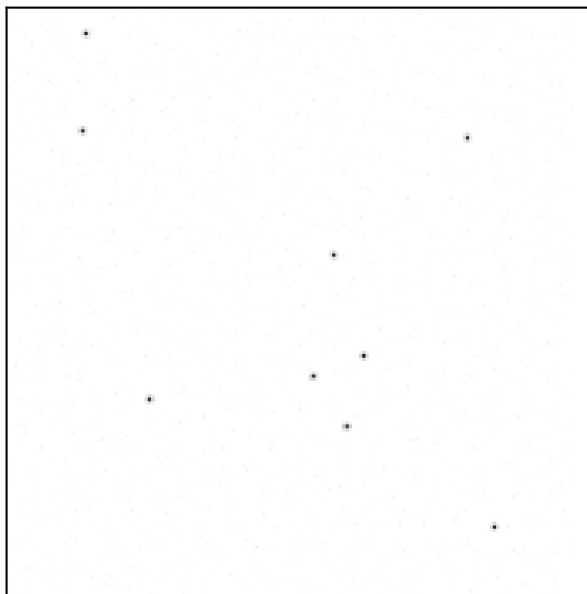
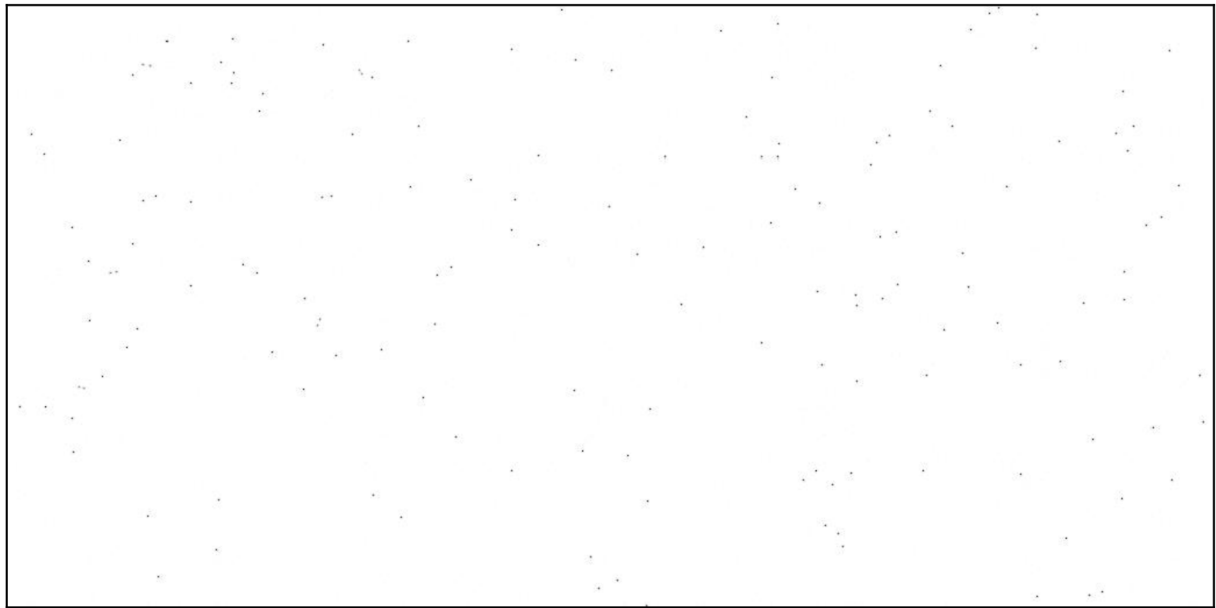
Obrázek 7.6: výsledek Wienerovy filtrace s detailem a řez optickou transformační funkcí při předpokládaném PSŠ ve scéně 1/1



Obrázek 7.7: výsledek Wienerovy filtrace s detailem a řez optickou transformační funkcí při předpokládaném PSŠ ve scéně 0,1/1



Obrázek 7.8: výsledek Wienerovy filtrace s detailem a řez omezenou frekvenční přenosovou charakteristikou při předpokladu znalosti průměrných výkonových spekter šumu a obrazu pro rovnici (3.10) a při povoleném rozsahu hodnot $\langle -0,5;0,5 \rangle$



Obrázek 7.9: výsledek restauračního algoritmu Richardson-Lucy s detailem (implicitně 10 iterací)

Z dosažených výsledků na modelové scéně je patrné, že inverzní filtrace je pro aplikaci na zašuměný obraz nevhodná. I při značném omezení hodnot přenosové funkce je obraz stále zahlcen šumem. To je způsobeno vysokým přenosem na vyšších prostorových frekvencích, kde se šum vyskytuje nejčastěji. Případná aplikace filtru typu DP by šum značně omezil, avšak tento zákrok by přinesl opětovné rozostření zrestaurovaného procesu, což by bylo přímo v kontrastu s cílem restauračního procesu. Lze však pozorovat citelné zvýšení ostrosti v obraze (průměr bodů ve scéně reprezentující rozostřené bodové odražeče se nepoměrně zmenšil). Z toho lze soudit, že dekonvoluční postup s aplikací inverzního filtru funguje.

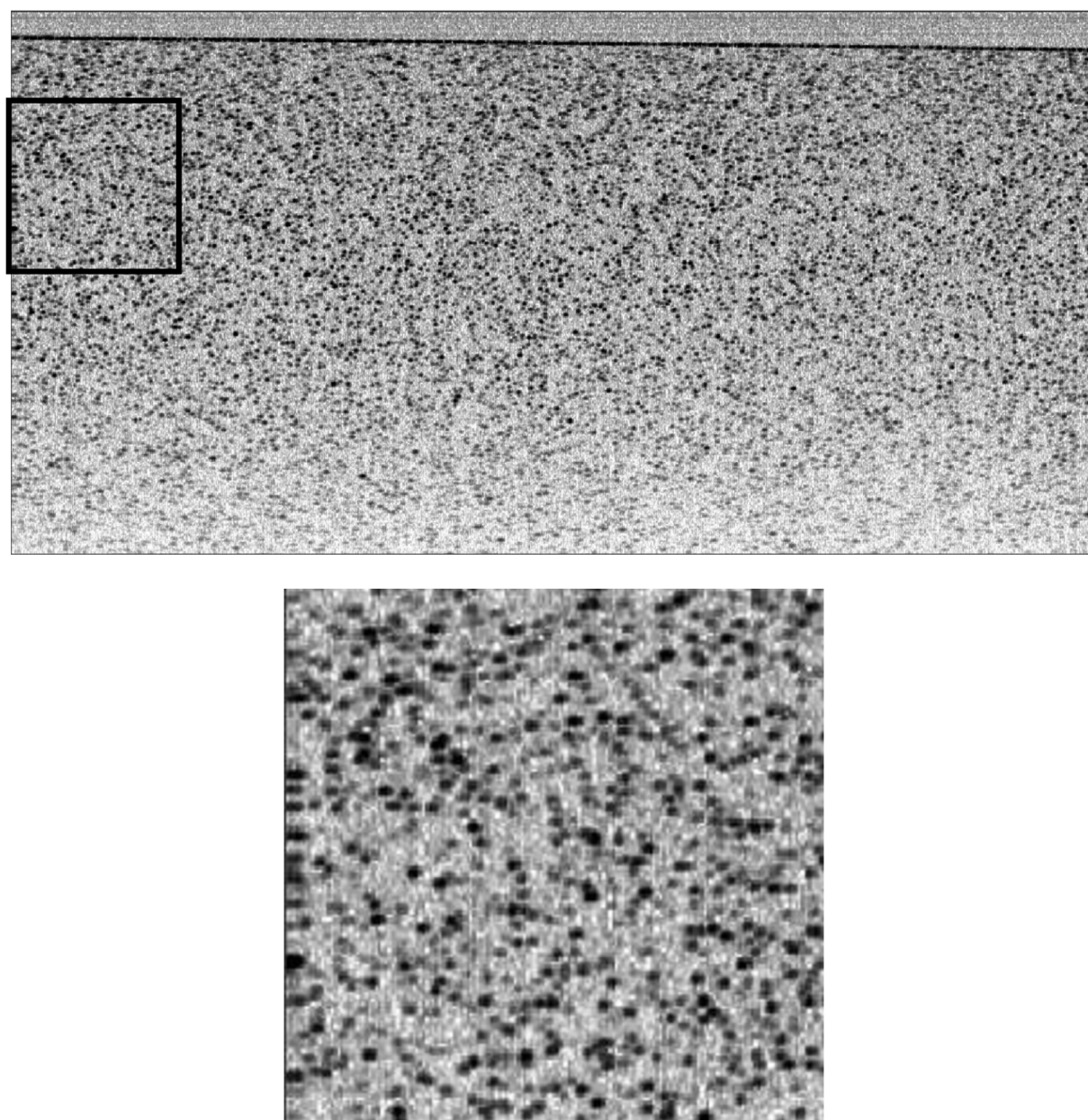
U Wienerovy filtrace již ke vzniku extrémně „ustřelujících“ hodnot nedochází a není tak nutné aplikovat omezení frekvenční přenosové charakteristiky filtru. Z přenosové charakteristiky filtru při vyšších hodnotách PSŠ lze pozorovat snahu o zvýšení hodnoty přenosu u vyšších frekvencí (zvýšení ostrosti). Hodnota přenosu je vyšší než u frekvencí nízkých. Adaptivnost filtru na předpokládanou hodnotu PSŠ v obraze lze pozorovat z prezentovaných tří realizací Wienerovy filtrace pro tři různé hodnoty předpokládaného PSŠ. Čím horší hodnotu PSŠ předpokládáme, tím nižší hodnota přenosu je adaptivně praktikována u vysokých frekvencí. Filtr se tak snaží reagovat na přítomnost vyšší intenzity šumu snížením přenosu vysokých frekvencí. To ovšem opět vede k nežádoucímu rozostření obrazu a tím k degradaci celého aplikovaného procesu.

Verze Wienerovy filtrace při znalosti výkonových spekter přítomného šumu a degradovaného obrazu opět viditelně potlačila dekonvoluční zkreslení. Stejně jako v případě inverzní filtrace si ale nedokázala poradit s přítomným šumem. Dále se znovu objevily extrémní hodnoty v přenosové funkci vyžadující aplikaci filtru s omezením extrémních hodnot. Ale ani ten si s šumem nedokázal poradit. Opět je na místě podotknout, že z důvodů uvedených v popisu aplikované metody v kapitole 6.1 se jedná opět jen o hrubý odhad jinak ideálního restauračního procesu. Viníkem nezdaru je pouhý odhad průměrných spekter obrazu a šumu použitých ve výpočtu. Zisk nekonečného počtu realizací žádaných obrazů pro výpočet relevantního průměrného spektra je totiž nereálné. V interpretaci frekvenční charakteristiky lze navíc pozorovat mírnou nesymetrii spektra pravděpodobně způsobenou zaokrouhlovacími chybami při výpočtu průměrných výkonových spekter ze sektorů obrazu.

Algoritmus Richardson-Lucy není ovlivňován omezením frekvenční přenosové funkce ani žádnými předpoklady či odhady výkonu šumu v obraze. Přesto účinnost algoritmu značně převyšuje předchozí metody. Můžeme pozorovat, že i pozadí obrazu je oproti předchozím pokusům efektivně potlačeno blízko nulovým hodnotám, přičemž je tak dosaženo téměř maximálního kontrastu mezi pozadím a bodovými strukturami ve scéně. Dekonvoluční proces proběhl také velmi úspěšně a na výřezu obrázku 7.9 můžeme pozorovat vysokou podobnost s žádaným originálním obrazem.

7.2 Získaná data z reálné OCT scény

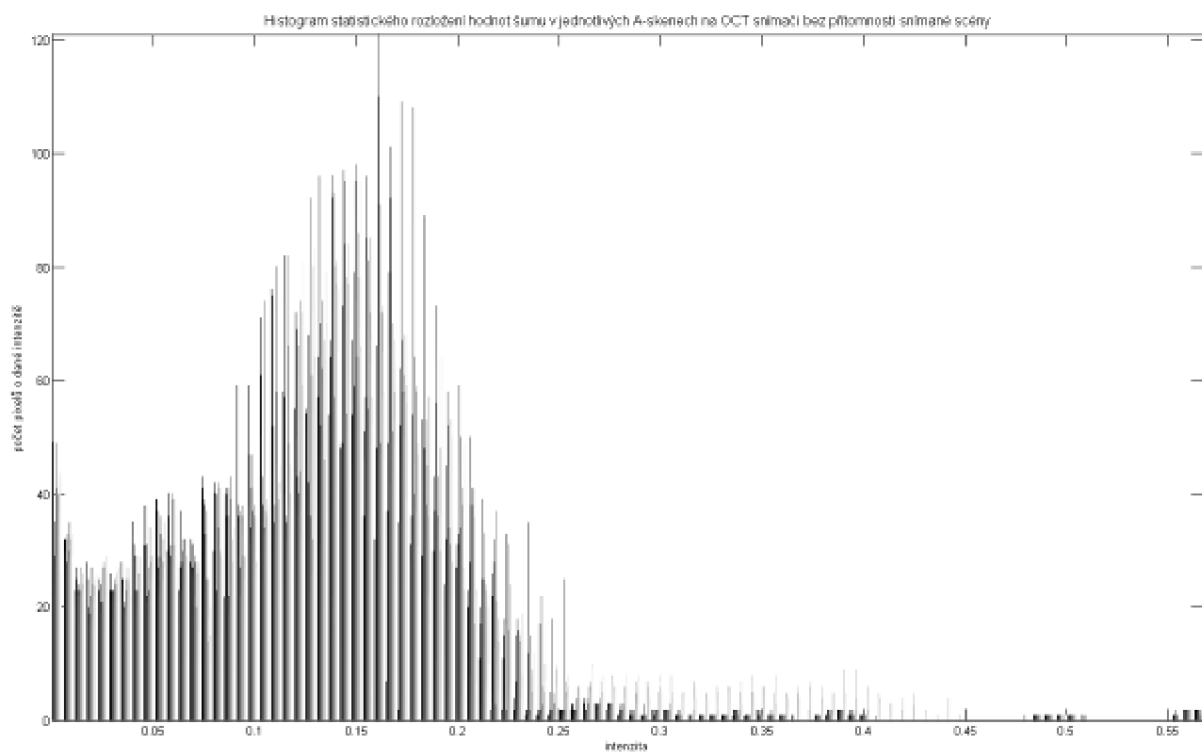
Vytvořená algoritmická řešení byla nakonec aplikována na reálnou scénu získanou pomocí OCT přístroje. Jedná se o snímek fantomu využitý při stanovování PSF systému. Pro hodnocení výsledků bylo pro všechny metody vybráno nastavení parametrů, kde filtry podávaly nejspokojivější výsledky v rámci svých možností. Jako předpokládaná obraz zkreslující PSF byla z vytvořených možností do restauračního procesu aplikována varianta vzniklá na základě matematického modelu. Důvodem výběru této varianty je nejlepší potlačení konvolučního zkreslení obrazu. Hodnocení relevantnosti tohoto výběru je provedeno níže, v komentáři k obrázku (7.18). Jak se již brzy přesvědčíme, mnohdy ani jejich dosažitelné maximum nenaplnilo žádanou kvalitu restaurace.



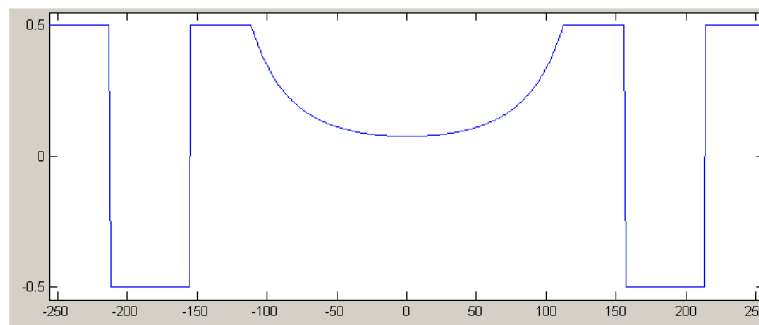
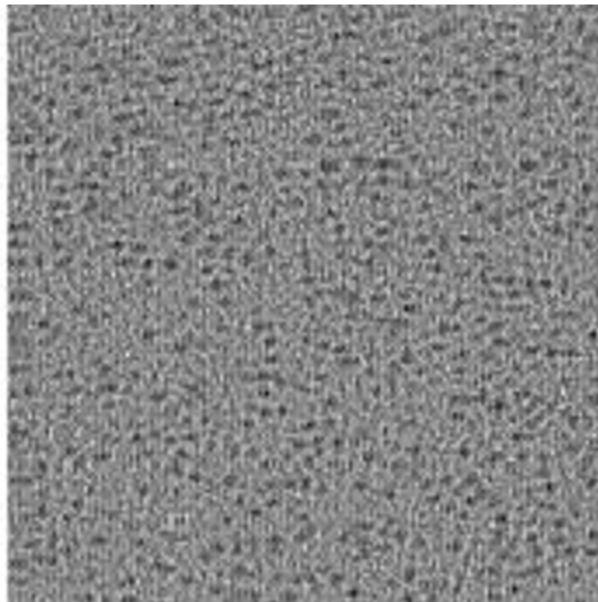
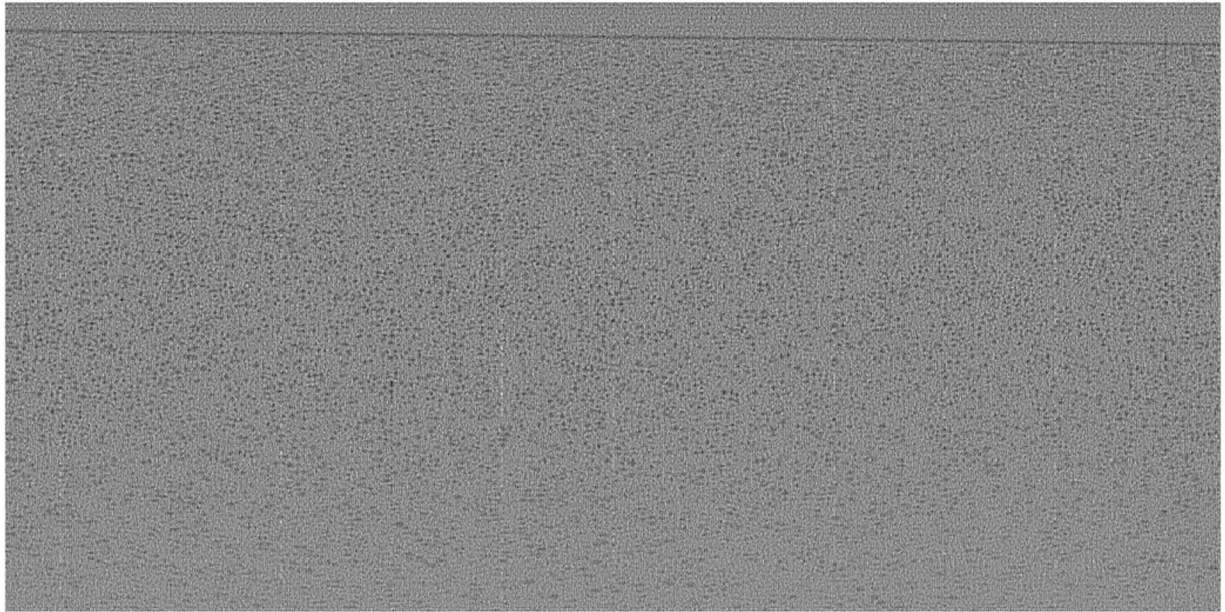
Obrázek 7.10: originální obraz reálné OCT scény s označením oblasti, ze které je vybrán detail určený k hodnocení dosažených výsledků



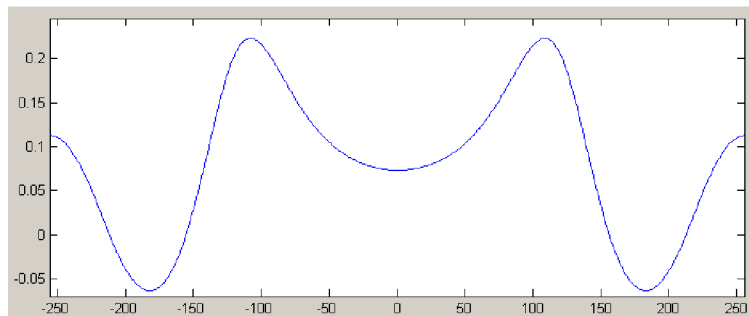
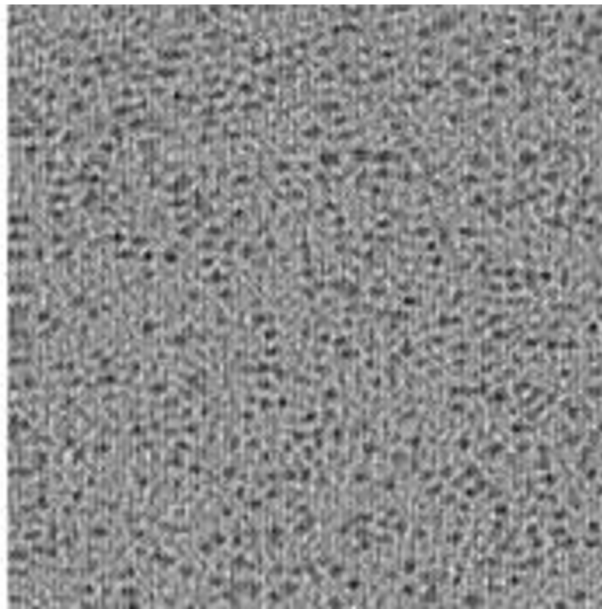
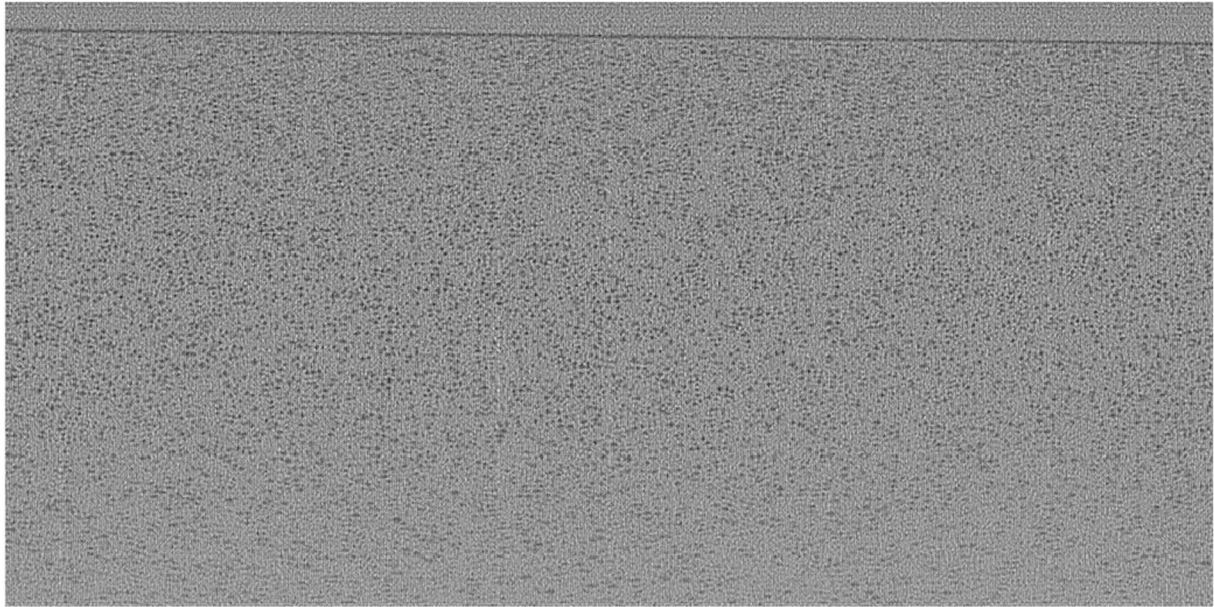
Obrázek 7.11: Získaný obraz reálného šumu snímaného na detektoru bez přítomnosti měřitelného objektu v optické dráze přístroje



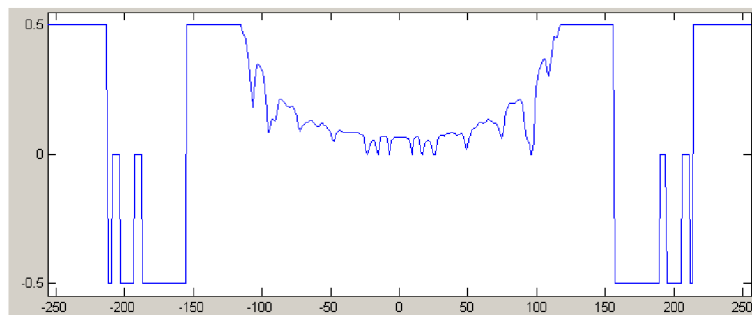
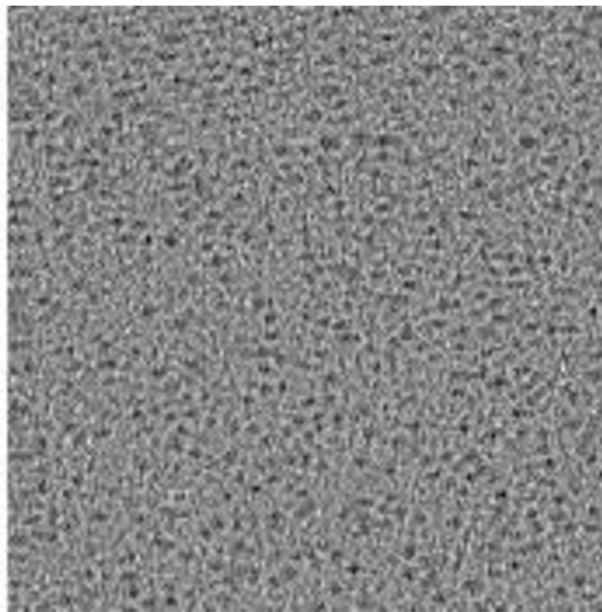
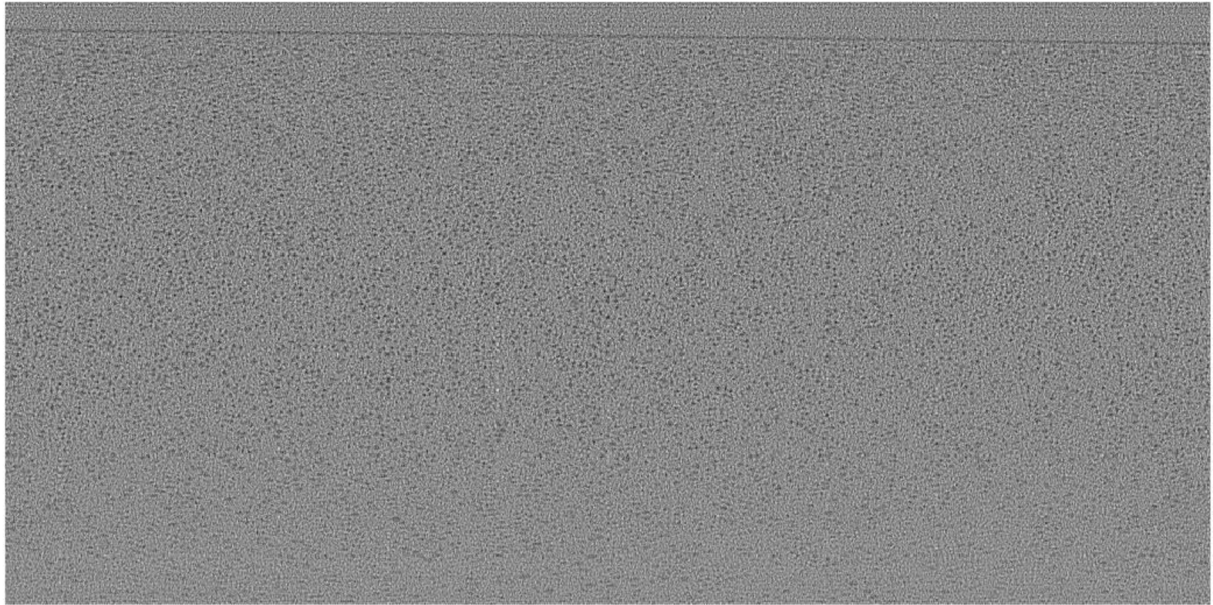
Obrázek 7.12: Histogram statistického rozložení hodnot zaznamenaného šumu



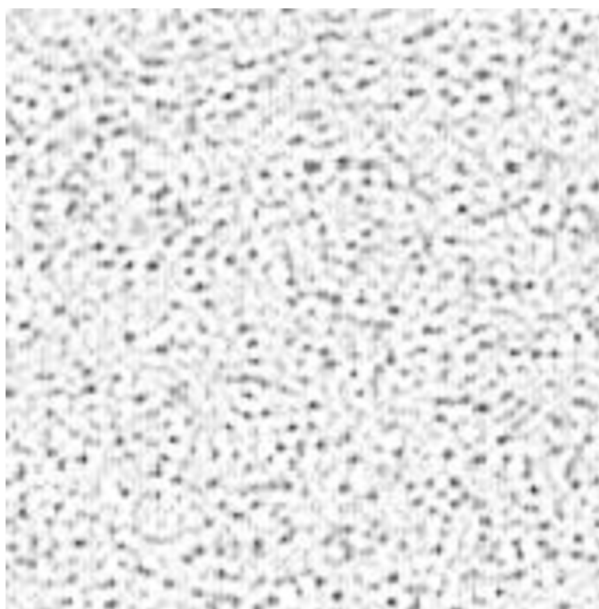
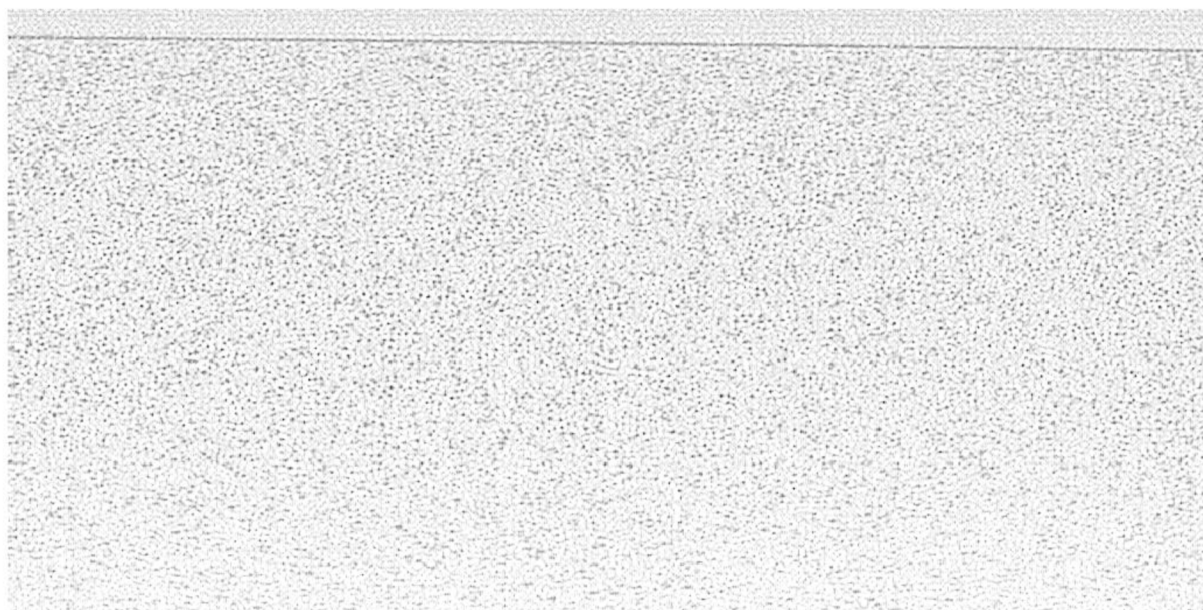
Obrázek 7.13: Výsledek procesu inverzní filtrace aplikované na reálnou OCT scénu včetně řezu optickou transformační funkcí při aplikovaném omezovacím filtru $\langle 0;0,4 \rangle$



Obrázek 7.14: Výsledek procesu Wienerovy filtrace s detailem aplikované na reálnou OCT scénu včetně řezu optickou transformační funkcí při předpokládaném PSŠ 1/1



Obrázek 7.15: Výsledek procesu Wienerovy filtrace s detailem a řez omezenou frekvenční přenosovou charakteristikou při předpokladu znalosti průměrných výkonových spekter šumu a obrazu pro rovnici (3.10) a při povoleném rozsahu hodnot $\langle -0,5;0,5 \rangle$



Obrázek 7.16: Výsledek restaurace pomocí Richardson-Lucy algoritmu s detailem

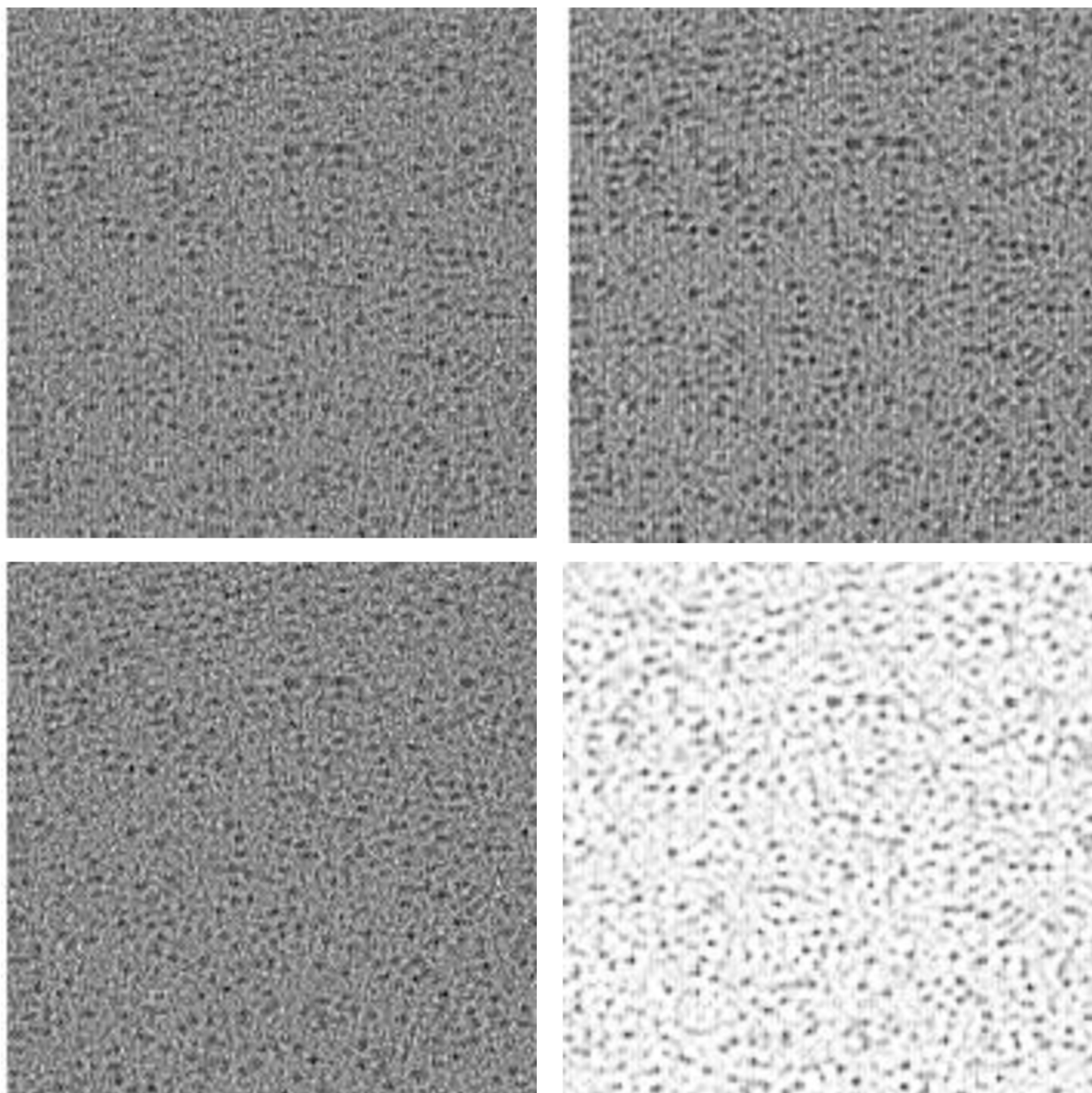
Inverzní filtrace dle předpokladu ustanoveného na základě výše prezentovaného modelového procesu podává neakceptovatelné výsledky. Nutnost omezení extrémních hodnot frekvenční charakteristiky a reakce na nesystematické zesílení vysokých frekvencí způsobilo nepříjemné snížení kontrastu mezi pozadím a odezvami odrazivých struktur ve scéně. Restaurovaná scéna tak zcela zaniká.

V případě první varianty řešení Wienerovy filtrace byla pro hodnocení vybrána realizace se subjektivně nejlepším výsledkem procesu. V případě vyšších hodnot PSS již byla nepříjemná úroveň šumu v obraze vlivem zesílení vysokých frekvencí, pro nižší PSS zase již převládalo výrazné rozostření. Z frekvenční charakteristiky je patrné, že filtrace způsobila potlačení vysokých frekvencí vzhledem ke frekvencím nízkým. Ani tento krok však nepřinesl kýžené výsledky. Obraz je stále velmi podobný původnímu originálu bez viditelného zlepšení subjektivního dojmu z obrazu.

Druhá metoda Wienerovy filtrace rovněž na dostupných reálných OCT datech selhává. Z řezu frekvenční charakteristikou je patrné, že algoritmus skutečně vypočítává hodnotu přenosové funkce pro každou jedinečnou frekvenci zvlášť. Hodnoty vychází právě z výpočtu korekčního faktoru WKF v rovnici (3.10). Nedostáváme tudíž tak hladký průběh funkce jako v případě první aplikované varianty Wienerovy filtrace. Vzhledem k nepřesným odhadům výkonových spekter nebylo ani reálně očekávat kvalitnější výsledek. Můžeme však pozorovat vysokou podobnost frekvenční přenosové charakteristiky s případem inverzní filtrace a při notné dávce fantazie i s předchozí variantou wienerovy filtrace. Jasnou ilustrací této podobnosti jsou i dosažené výsledky restaurace.

K potvrzení předpokladu stanoveného na modelových datech došlo i v případě R-L algoritmu. Na rozdíl od předchozích splněných předpokladů se tentokrát jedná o dobrou zprávu. Při provedení implicitních 10 iteračních kroků dosáhla metoda o několik tříd lepších výsledků než předchozí varianty použitých algoritmů. Šum je kvalitně potlačen a konvoluční zkreslení scény bylo částečně napraveno.

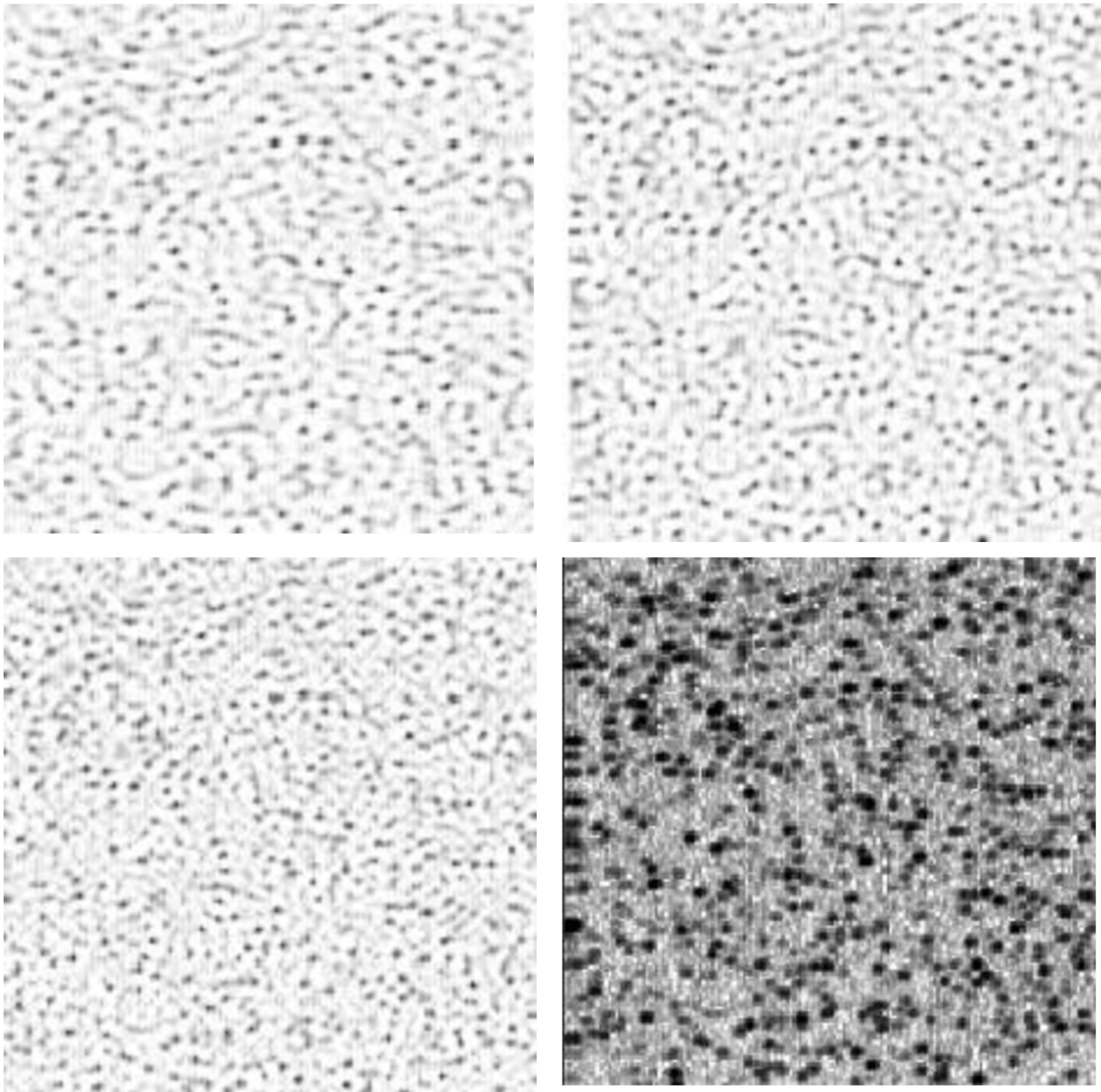
Při přímém srovnání ekvivalentních oblastí obrazu restaurovaných jednotlivými algoritmy je na první pohled zřejmá míra účinnosti restaurace jednotlivých metod. Pokud je žadáným výsledkem předpokládaný originální nijak nezkreslený obraz vzhledu „černá plocha s jednotlivými bílými body“ (v prezentovaném inverzním barevném zobrazení se jedná o bílou plochu s černými body) můžeme vynést soud, že v případě aplikace restauračního algoritmu Richardson-Lucy se pro předloženou scénu jedná každopádně o nejkvalitnější restaurační počín testovaných dekonvolučních algoritmů.



Obrázek 7.17: Porovnání dosažených výsledků restauračních algoritmů za předpokladu tvaru zkrslující PSF dle matematického modelu inverzní filtrace (vlevo nahoře), Wienerova filtrace při předpokladu znalosti PSŠ (vpravo nahoře), Wienerova filtrace při znalosti výkonových spekter (vlevo dole) a Richardson-Lucy algoritmus (vpravo dole).

Pro zhodnocení kvality restauračního procesu Richardson-Lucy z pohledu nápravy konvolučního zkreslení byla metoda aplikována na reálný obraz se třemi různými předpokládanými PSF definovanými v kapitole 6.2. Cílem tohoto pokusu bylo určit, která předkládaná PSF dosáhne nejkvalitnější nápravy konvolučního zkreslení v obraze, případně zdali bude pozorovatelný rozdíl (na základě provedeného experimentu při stanovování PSF) vzhledem k předpokládané prostorové invariantnosti tohoto zkreslení. Můžeme tak tvrdit, že subjektivně nejlepších výsledků bylo dosaženo při aplikaci PSF generované na základě

matematického modelu. Rozdíl oproti PSF experimentálně získané z hloubky 1-2mm je však nepatrný. Výsledek je to relativně dosti překvapující, protože vyříznutá oblast scény leží v hloubce 0,5 – 1,5mm, tudíž na rozmezí obou diskutovaných oblastí. Existuje tak předpoklad, že nejlepších výsledků by měla dosahovat získaná PSF z příslušné části tohoto prostoru. PSF získaná z prostoru hloubek 0-1mm však již dle stanovení hodnot FWHM vykazuje v porovnání se zbylými modely postřehnutelně vyšší residuální rozostření v transverzálním směru.



Obrázek 7.18: Srovnání výsledků restauračního procesu s využitím R_L algoritmu pro PSF stanovanou z hloubky 0-1mm (vlevo nahoře), PSF z hloubky 1-2mm (vpravo nahoře), PSF podle matematického modelu (vlevo dole) a originálního obrazu (vpravo dole).

8 Závěr

Jakožto neinvazivní zobrazovací modalita dosahující ohromujícího rozlišení ve srovnání s ostatními zobrazovacími technologiemi v klinické praxi má Optické koherenční tomografie předpoklady k širokému využití. Vzhledem k relativnímu mládí technologie je na místě předpoklad, že vývoj v oblasti dosahovaných parametrů zobrazení neřekl své poslední slovo a v dalších letech bude technologie nadále zdokonalována. Mohli bychom namítnout, že důvodu značného omezení hloubky zobrazení na úroveň maximálně několika milimetrů je využitelnost prezentovaných kvalit OCT značně omezená. Ale tento nedostatek se obrací ve výhodu na poli úzké specializace na vybrané tkáňové struktury o relativně podobných, nejen optických vlastnostech (kůže, sliznice, lumen cév, oční pozadí). Ruku v ruce s vývojem samotné technologie se zájem ubírá i směrem k restauračním algoritmům, které mají za úkol aktuálně dosahovaná obrazová data posunout na hranici možností dosažitelné kvality obrazu zejména na poli nápravy vzniklého konvolučního zkreslení.

Cílem této práce bylo experimentální ověření aplikovatelnosti několika základních restauračních metod založených na principu dekonvoluce. Data získaná pomocí OCT nejsou v dostupné literatuře typickými diskutovanými adepty pro aplikování těchto restauračních procesů, především se s nimi setkáme na poli konvenční grafiky. Nicméně, aplikaci na data OCT nebrání žádný závažný nesoulad v předpokládaných vlastnostech scény.

Výsledky tradičně používaných algoritmů v naší aplikaci nedosáhly uspokojivých výsledků (inverzní a Wienerova filtrace). Obě metody jsou značně citlivé na přítomnost šumu v obraze, případně vyžadují dobrou znalost o jeho výkonových a statistických vlastnostech. Tyto požadavky však u získaných OCT dat nebyly splněny. Šum v obraze je značný a přesné stanovení jeho vlastností velmi obtížné. S těmito překážkami si však velmi obstojně dokázal poradit restaurační algoritmus Richardson-Lucy. Ten uspěl díky svému iteračnímu přístupu hledání nikoliv inverze zkreslujícího filtru, ale naopak takového obrazu, jehož zkreslením danou PSF zobrazovacího systému získáme obraz co nejpodobnější předkládanému poškozenému originálu. Hodnocení samotné úspěšnosti nápravy konvolučního zkreslení bylo značně ovlivněno získáním pouhého odhadu PSF zkreslující restaurovanou scénu. Za těchto podmínek nebylo možné očekávat dosažení excelentních výsledků. Experiment však relativně potvrdil výroky uváděné v citované literatuře, že aplikovaný algoritmus Richardson-Lucy převyšuje za daných okolností svou účinností výsledky dosažitelné pomocí Wienerovy filtrace představující dodnes zlatý standard mezi restauračními algoritmy.

Pole OCT technologie tak i nadále poskytuje mnoho prostoru pro další experimenty zacílené na optimalizaci restauračního procesu obrazových dat pořízených touto technologií. Pro případnou realizaci podobného experimentu znovu, či jeho rozšíření by bylo vhodné získat model PSF nejlépe již od konkrétního výrobce daného přístroje, to však v rámci konkurenčních bojů a ochrany „know-how“ není zcela jednoduché.

Použité zdroje

- [1] Drexler, W - Fujimoto, J. G. Optical coherence tomography: Technology and applications. New York: Springer, 2008. 1346 s. ISBN 978-3-540-77549-2.
- [2] Jan, Jiří. Medical image processing, reconstruction and restoration: Concepts and methods. 1. vyd. Boca Raton: CRC Press, 2006. 730 s. ISBN 0-8247-5849-8.
- [3] Gonzalez, Rafael C.; Woods, Richard E.; Eddins, Steven L. Digital Image Processing Using MATLAB. 1. vyd. Pearson Prentice Hall, 2003. 609 s. ISBN 978-0130-08619-1.
- [4] Jähne, Bernd. Digital image processing. The Netherlands: Springer, 2005. 607 s. ISBN 978-3-540-24035-8.
- [5] Blume, Moritz. Multi-view deconvolution of biomedical images. Diploma thesis in computer science. München, 2007. Department of computer science. Technische Universität München.
URL:<<http://campar.in.tum.de/twiki/pub/Main/MoritzBlume/main.pdf>>
- [6] Ortel, Jan. Dekonvoluce biomedicínských obrazů v digitální mikroskopii. Diplomová práce. Brno, 2006. Fakulta informatiky, Masarykova univerzita Brno.
URL:<http://is.muni.cz/th/50721/fi_m/diplomka.pdf>
- [7] Wooliams, P. D. – Ferguson, R. A., et al. Spatially deconvolved optical coherence tomography. Applied optics, April 2010, Vol. 49, No. 11, s. 2014-2021.
- [8] Fercher, A. F. – Drexler, W., et al. Optical coherence tomography: Principles and applications. Institute of Physics publishing, Reports on progress in physics 66, January 2003, s239-303.
URL:<<http://stacks.iop.org/RoPP/66/239>>
- [9] Ralston, T. S. – Marks, D., et al. Gaussian beam deconvolution in optical coherence tomography. Three-Dimensional and Multidimensional Microscopy: Image Acquisition and Processing XII. SPIE conference, March 2005. Vol 5701
- [10] Guozhong Liu – Siavash Yousefi, et al. Automatic estimation of point-spread-function for deconvoluting out-of-focus optical coherence tomographic images using information entropy-based approach. Optics express, September 2011, Vol. 19, No.19, s18135-18148.
URL:<<http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=oe-19-19-18135>>
- [11] Chennu Arjun. Optical Coherence Tomography: A Literature Survey. Erasmus Mundus MSc in Photonics, MSc. Thesis Project. Heriot Watt university. 2008.
- [12] Brezinski, M. E., & Fujimoto, J. G. (1999, Srpen). Optical Coherence Tomography: High-Resolution Imaging in Nontransparent Tissue. *IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS*, VOL. 5, NO. 4., pp. 1185-1192.
- [13] de Boer, J. F. (2003, Zář 8). Advances in Optical Coherence Tomography for Biological Imaging. *OPTICS EXPRESS*, Vol. 28, No 21, pp. 2183-2189.
- [14] de Boer, J. F., Cense, B., & al. (2003, Listopad 1.). Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography. *OPTICS LETTERS* Vol. 28, No. 21, pp. 2067-2069.

-
- [15] Fercher, A. F., Drexler, W., & al. (2003). Optical coherence tomography—principles and applications. *REPORTS ON PROGRESS IN PHYSICS* (pp. 239-303). NSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING.
- [16] Ghennioui, H. (2011). Architecture solution for real-time deblurring. *Multimedia Computing and Systems (ICMCS)* (pp. 1-5). IEEE International Conference.
- [17] Gossage, K. W., Smith, C. M., & al. (2006, Březen 1.). Texture analysis of speckle in optical coherence tomography images of tissue phantoms. *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*, pp. 1563-1575.
- [18] H.Tomlins, P., Ferguson, R. A., Hart, C., & Woolliams, P. D. (August 2009). *Point-spread function phantoms for optical coherence tomography*. ISSN: 1754-2944.
- [19] Hariri, S., & Moayed, A. A. (2009, Prosinec 21.). Limiting factors to the OCT axial resolution for in-vivo imaging of human and rodent retina in the 1060nm wavelength range. *OPTICS EXPRESS Vol. 17, No. 26*, pp. 24304-24316.
- [20] Izatt, J. A., Kulkarni, M. D., & al. (1996, Prosinec). Optical Coherence Tomography and Microscopy in Gastrointestinal Tissues. *IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS, VOL. 2, NO. 4*, pp. 1017-1028.
- [21] Joshi, N. (2008). PSF estimation using sharp edge prediction. *Computer Vision and Pattern Recognition* (pp. 1-8). IEEE conference.
- [22] Kulkarni, M. (1997, Červenec 31.). Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution. *IEEE ELECTRONICS LETTERS Vol. 33, No. 16*, pp. 1365-1367.
- [23] Kulkarni, M. D., Izatt, J. A., & Sivak, M. V. (1999). *Patent No. 5994690*. United States of America.
- [24] Lamouche, G., & al., C.-E. B. (2008). On the speckle Size in Optical Coherence Tomography. *Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine XII* (p. 6). Proc. of SPIE Vol. 6847.
- [25] Leitgeb, R., Hitzenberger, C. K., & Fercher, A. F. (2003, Duben 21.). Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *OPTICS EXPRESS Vol. 11, No. 8*, pp. 889-894.
- [26] Liu, G., Yousefi, S., & al. (2011, Srpen 31.). Automatic estimation of point-spread-function for deconvoluting out-of-focus optical coherence tomographic images using information entropy-based approach. *Optics Express, Vol. 19, No 19*, pp. 18135-18148.
- [27] Liu, Y., Liang, Y., & al. (2009). Deconvolution methods for image deblurring in optical coherence tomography. *Journal of the Optical society of America A, Vol. 26, No 1*, pp. 72-77.
- [28] Paes, S., Ryu, S. Y., & al. (2005, Červenec 29.). Advantages of adaptive speckle filtering prior to application of iterative deconvolution methods for optical coherent tomography imaging. *Optical and Quantum Electronics*, pp. 1225–1238.
- [29] Ralston, T. S., Marks, D. L., & al. (2005, Září). Deconvolution Methods for Mitigation of Transverse Blurring in Optical Coherence Tomography. *IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, Vol. 14, No. 9*, pp. 1254-1265.

-
- [30] Ralston, T. S., Marks, D., & al. (2005). Three-Dimensional and Multidimensional Microscopy: Image Acquisition and Processing XII. *Three-Dimensional and Multidimensional Microscopy: Image Acquisition and Processing XII* (p. 12). SPIE international society for optics and photonics.
- [31] Schmitt, J. M. (1999, Srpen). Optical Coherence Tomography (OCT): A Review. *IEEE JOURNAL OF SELECTED TOPICS IN QUANTUM ELECTRONICS, VOL. 5, NO. 4*, pp. 1205-1215.
- [32] Singh, M. K., Tiwary, U. S., & Kim, Y.-H. (2008). An Adaptively Accelerated Lucy-Richardson Method. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* (pp. 1-10). Hindawi Publishing Corporation.
- [33] Wojtkowski, M., Srinivasan, V. J., & al. (2004, Květen 31.). Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation. *OPTICS EXPRESS Vol. 12, No. 11*, pp. 2404-2422.
- [34] Woolliams, P. D., & Tomlins, P. H. (2011, Květen 13.). Estimating the resolution of a commercial optical coherence tomography system with limited spatial sampling. *MEASUREMENT SCIENCE AND TECHNOLOGY*, p. 10.
- [35] Woolliams, P. D., Ferguson, R. A., & al. (2010, Duben 1.). Spatially deconvolved optical coherence tomography. *Applied Optics, Vol. 49, No. 11*, pp. 2014-2021.
- [36] Yang, L. (2011). Adaptive wiener filtering with Gaussian fitted point spread function in image restoration. *Software Engineering and Service Science (ICSESS)* (pp. 890-894). IEEE 2nd International Conference.
- [37] Yu, L., Rao, B., & al. (2007, Červen 11.). Improved lateral resolution in optical coherence tomography by digital focusing using two dimensional numerical diffraction method. *OPTICS EXPRESS Vol. 15, No. 12*, pp. 7634-7641.
- [38] Choma, Michael A., Izatt, Joseph A. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. *Optics Express, Vol. 11, No. 18*, pp. 2183-2189.
- [39] Richardson, W. R. (1972). Bayesian-based iterative method of image restoration. *JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA Vol. 62, No. 1*, pp 55-59.
- [40] Thorlabs, Inc. homepage URL: <http://www.thorlabs.com>
- [41] Manuál k Thorlabs OCS1300SS, swept source OCT system

Přílohy

Technická data Experimentálního zařízení Thorlabs OCM1300SS

System Specifications

Optical	
Center Wavelength	1325 nm
Spectral Bandwidth (FWHM)	>100 nm
Axial Scan Rate	16 kHz
Coherence Length	6.0 mm
Average Output Power	10 mW
Sensitivity	100 dB

Data Acquisition	
Analog/Digital Conversion Rate	100 MS/s
Analog/Digital Resolution	14 Bit
Analog/Digital Channels	2
Analog Output Rate	1 MS/s
Analog Output Resolution	16 Bit
Analog Output Channels	4

Computer (Dell Precision T1500)	
CPU	Quad Core Intel Processor
Memory	4 GB SDRAM
Operating System	Windows 7 [®] Professional, 32 Bit
Hard Drive	320 GB SATA 3.0 Gb/s
Optical Drive	16X DVD+/-RW
Graphics Card	NVIDIA [®] Quadro
Monitor	Dell Professional 19" P190S HAS, VGA/DVI

Imaging Specifications

2D Cross-Sectional OCT Imaging Capability	
Imaging Speed (512 Lines per Frame)	25 fps
Maximum Imaging Size	4,000 x 512 Pixels
Maximum Imaging Width	10 mm
Maximum Imaging Depth	3.0 mm
Transverse Resolution	25 μ m
Axial Resolution	12/9 μ m (air/water)

3D Volumetric Imaging Capability	
Maximum Volume Size (L x W x D)	10 x 10 x 3 mm
Maximum Sampling Resolution (L x W x D)	1024 x 1024 x 512 Pixels
Imaging Time	Approx. 30 sec

Video Imaging Capability	
CMOS Sensor	5.78 x 4.19 mm
Maximum Resolution	510 x 492 Pixels
Imaging Speed	20 fps



Obrázek použité měřicí aparatury, převzato z [40]