

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta strojního inženýrství

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV FYZIKÁLNÍHO INŽENÝRSTVÍ

INSTITUTE OF PHYSICAL ENGINEERING

**ZPRACOVÁNÍ DAT PRO TOMOGRAFICKOU
REKONSTRUKCI**

DATA PROCESSING FOR TOMOGRAPHIC RECONSTRUCTION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jindřich Dvořák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Tomáš Zikmund, Ph.D.

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav fyzikálního inženýrství
Student: **Jindřich Dvořák**
Studijní program: Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor: Fyzikální inženýrství a nanotechnologie
Vedoucí práce: **Ing. Tomáš Zikmund, Ph.D.**
Akademický rok: 2015/16

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Zpracování dat pro tomografickou rekonstrukci

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Rentgenová počítačová tomografie (CT) je technika umožňující nedestruktivně zobrazit vnitřní strukturu předmětu. Tato metoda je založena na snímání rentgenových obrazů v různých úhlech pohledu, které jsou následně rekonstruovány do série obrazů představující virtuální řezy předmětu. Tento proces je známý jako tomografická rekonstrukce. Existuje více matematických přístupů tomografické rekonstrukce, které lze využít v rámci nástrojů založených na otevřené platformě jako například ASTRA Toolbox.

Podstatnou část rekonstrukčního procesu, která má vliv na kvalitu zrekonstruovaných tomografických řezů a správnou interpretaci dat, tvoří příprava rentgenových obrazů. Tato příprava obsahuje korekci vadných pixelů detektoru, korekci tvrdnutí svazku rentgenového záření, správnou volbu osy rotace, korekci pohybu vzorku a případnou filtraci dat. Tyto korekční metody je nutné implementovat i na data z nově vyvinutého laboratorního nanoCT systému Rigaku Nano3DX, který je využíván v CT laboratoři na STI VUT v Brně.

Cíle bakalářské práce:

- Seznámit se s různými rekonstrukčními algoritmy a postupy v rámci nástroje ASTRA Toolbox.
- Popsat princip korekčních metod projekcí pro tomografickou rekonstrukci.
- Navrhnout postup aplikace korekcí na data z nanoCT systému Rigaku Nano3DX v rámci prostředí Matlab ve spojení s nástrojem ASTRA Toolbox.
- Zhodnotit a diskutovat vliv korekčních metod na kvalitu tomografických dat

ABSTRAKT

Práce se zabývá zpracováním dat z rentgenového tomografického systému. Zejména se zaměřuje na popis úprav projekcí probíhající před tomografickou rekonstrukcí. Dále je navržen konkrétní postup zpracování dat ze systému Nano3DX využitím otevřeného softwaru ASTRA tomography toolbox, která umožňuje v prostředí MATLAB provádět tomografickou rekonstrukci na grafické kartě. Ve stejném prostředí je navíc přidána korekce na pohyb vzorku během měření, filtrace šumu v projekcích a výpočet polohy osy rotace. Na závěr jsou výsledky navrženého postupu srovnány se softwarem na zpracování od výrobců přístroje.

KLÍČOVÁ SLOVA

Rentgenová výpočetní tomografie, průmyslová nanotomografie, korekce projekcí, zpracování před rekonstrukcí

ABSTRACT

This thesis deal with data processing from x-ray tomographic system. The primary focus is put on the description of projection refining taking place before tomographic reconstruction. The particular method for data processing from system Nano3DX is also suggested. It uses open software ASTRA tomography toolbox, which enable executing of tomographic reconstruction on the graphics card in MATLAB environment. There is also used correction for sample movement, denoising algorithm in projections and calculation the centre of rotation. Results of proposed procedure are demonstrated on tomographic data from measured samples and compared with processing software from the manufacturer.

KEYWORDS

X-ray computed tomography, industrial nanotomography, correction projection, pre-processing

DVOŘÁK, Jindřich *Zpracování dat pro tomografickou rekonstrukci*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav fyzikálního inženýrství, 2016. 41 s. Vedoucí práce Ing. Tomáš Zikmund, , Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Zpracování dat pro tomografickou rekonstrukci“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

Brno

.....

(podpis autora)

Poděkování

Děkuji Tomášovi Zikmundovi za možnost pracovat v tomografické laboratoři a za jeho odborné vedení při psaní bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat své milované přítelkyni Míše Bartesové a svému bratru Štěpánovi Dvořákovi za cenné připomínky. A nakonec děkuji rodině a kamarádům za pochopení a celkovou podporu.

Jindřich Dvořák

OBSAH

Úvod	1
1 Princip rentgenové tomografie	3
1.1 Geometrické uspořádání	3
1.2 Zdroje rentgenového záření	5
1.3 Šíření a absorpce záření	7
1.4 Detektor	8
1.5 Rotace vzorku	9
2 Tomografická rekonstrukce	10
2.1 Přehled procesu zpracování dat	10
2.2 Popis problému rekonstrukce	10
2.2.1 Sinogram	11
2.3 Analytická rekonstrukce	11
2.4 Algebraická rekonstrukce	12
2.5 Statistická rekonstrukce	13
2.6 Artefakty	13
3 Příprava dat pro rekonstrukci	15
3.1 Standardní korekce	15
3.1.1 Flat-field a dark-frame	15
3.1.2 Demaskování vadných pixelů	17
3.2 Vizuální kontrola dat	17
3.3 Nadstandartní korekce	18
3.3.1 Filtrace šumu	18
3.3.2 Korekce na pohyb vzorku	19
3.4 Zjišťování informací pro rekonstrukci	20
3.4.1 Hledání osy rotace	21
3.5 Logaritmování projekcí	21
4 Práce s tomografickými daty	23
4.1 Počítačový zápis dat	23
4.1.1 Formát dat	23
4.1.2 Datový typ	23
4.1.3 Endianita – pořadí bajtů	23
4.2 Nahrávání dat	24
4.3 Ukládání dat	25

5	Návrh rekonstrukce dat z Nano3DX	29
5.1	ASTRA toolbox	29
5.2	Návrh rekonstrukce pomocí Astra-toolbox	29
5.2.1	Geometrie	29
5.2.2	Algoritmus rekonstrukce	30
5.3	Návrh procesů před rekonstrukcí pro Nano3DX	30
5.3.1	Filtrace šumu	31
5.3.2	Korekce na pohyb vzorku	31
5.3.3	Hledání osy rotace	32
5.4	Srovnání různých procesů zpracování dat	34
5.4.1	Ořezání okrajů	34
5.4.2	Časová náročnost	34
6	Závěr	36
	Literatura	37
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	41

ÚVOD

Výpočetní tomografie (CT) je nedestruktivního zobrazovací metoda, která dokáže vytvořit 3D obraz předmětu včetně jeho vnitřní struktury. Výsledkem měření je soubor imaginárních řezů vzorkem, jak naznačuje název „tomografie“ složený z řeckých slov *tomos* (řez) a *graphy* (psát, zaznamenat) [30]. Slovo „výpočetní“ (někdy nesprávně překládaná jako „počítačová“) naznačuje, že výsledný obraz není měřen přímo, ale je matematicky vypočten ze dvourozměrných snímků. Nejlépe to popisuje motto používané v lékařství – *tomografie je okno do našeho těla, které není potřeba otevírat* [21].

První tomografické přístroje využívající rentgenové záření vznikly na konci 60. let a za jejich vynalezení obdrželi Nobelovu cenu A. M. Cormack a G. Hounsfield [29]. Rentgenový tomograf našel hlavní uplatnění v oblasti medicíny, zejména při diagnostice řady poranění a chorob. Tomografie se postupně z lékařského využití rozšířila do vědeckého a průmyslového prostředí [26] v podobě kompaktních laboratorních zařízení umožňujících vysoké rozlišení v řádu jednotek mikrometrů. Z tohoto důvodu jsou tyto přístroje označovány jako mikrotomograf (mikroCT). Technický vývoj jednotlivých komponent v nedávné době vedl ke vzniku přístrojů nazývaných nanotomograf (nanoCT). Ty jsou schopny dosáhnout rozlišení v řádu stovek nanometrů [16].

Laboratoř rentgenové mikro a nanotomografie pod CEITEC VUT je vybavená přístroji mikrotomograf GE phoenix v|tome|x L240 (dále jen mikroCT v|tome|x) [25] a nanotomograf Rigaku nano3DX (dále jen nanoCT nano3DX) [35]. Tato práce se zaměřuje na zpracování dat z druhého zmíněného přístroje.

Zpracování má výrazný vliv na kvalitu tomografických dat. Detektor naměří pouze sérii projekcí vzorku do roviny pod různým úhlem. Projekce je nutné pomocí algoritmu nazývaného se tomografická rekonstrukce zpracovat a vytvořit tomografické řezy. Dále jsou při zpracování dat důležité procesy probíhající na projekcích před samotnou rekonstrukcí, které můžou například sloužit jako korekce na některé nežádané jevy při měření. Občas se tyto úpravy před rekonstrukcí (v angličtině *pre-processing*) zahrnují pod pojem tomografická rekonstrukce. V této práci se však bude striktně rozdělovat mezi úpravami projekcí a samotnou tomografickou rekonstrukcí, aby bylo možné snadno odlišit tyto dvě rozdílné části zpracování dat. Poslední fáze zpracování dat (v angličtině *post-processing*) následující po rekonstrukci se zabývá hlavně zobrazením a analýzou dat. Této fázi zpracování se však tato práce nebude věnovat.

Prvním cílem bakalářské práce je přehledně shrnout postup zpracování dat od neupravených projekcí až k souboru tomografických řezů. Nejvíce pozornosti bude věnováno úpravě projekcí před rekonstrukcí, jelikož mají na výsledná data velký

vliv a přitom většina dostupné literatury o tomografii tyto úpravy příliš nerozebírá. Rozdílná situace je u samotné rekonstrukce, jejíž podrobný popis je možný najít v mnoha knihách o tomografii [12, 15], a proto zde nebudou probírány do větších detailů rekonstrukční algoritmy, ale pouze přehled jejich typů. V dnešní době také existuje velké množství placeného i freeware softwaru, který zvládá tomografickou rekonstrukci, například:

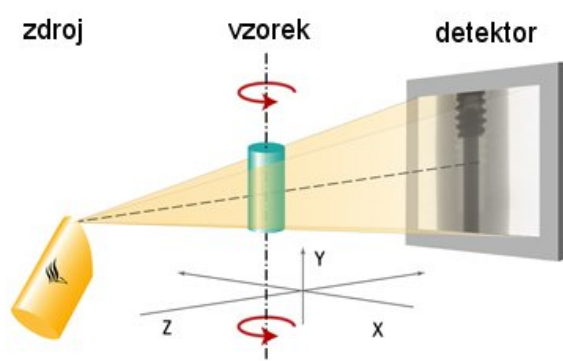
- AstraToolbox
- VGStudio
- CERA
- Reconstruction Toolkit
- Octopus Imaging Software

Pomocí těchto programů je možné zrekonstruovat data i bez hlubších znalostí matematických algoritmů. V takovém postupu stále existuje řada komplikací, které někdy není snadné odhalit. Tato práce některé z nich popisuje a dává návod, jak se s nimi vypořádat. Kromě toho může být toto pojednání odrazovým můstkem pro hlubší práci zaměřenou na konkrétní část zpracování dat.

Druhým cílem bakalářské práce je aplikovat obecné znalosti o zpracování tomografických dat na konkrétní případ nanoCT nano3DX. V poslední kapitole je navržen postup zpracovávat data v prostředí MATLAB pomocí open-source knihovny ASTRA Tomography Toolbox [3], která dokáže část výpočtů provádět na grafické kartě. ASTRA Toolbox je výkonný nástroj na rekonstrukci dat různými algoritmy, který funguje prostředí MATLAB a nebo Python. Navíc je přidáno několik korekcí a procesů před rekonstrukcí jmenovitě pak korekce na pohyb vzorku, filtrování šumu a výpočet osy rotace. Tyto výsledky jsou srovnány s rekonstrukčním programem dodaného od výrobce Nano3DX.

1 PRINCIP RENTGENOVÉ TOMOGRAFIE

Princip je založený na prozáření vzorku rentgenovým svazkem paprsků (obr. 1.1). Část záření je pohlceno materiálem vzorku a zbylá část je zachycena na detektoru, který změří intenzitu jednotlivých paprsků. Tím se vytvoří rentgenový snímek tzv. projekce. Těch je pod různým úhlem nasnímáno velké množství, u dnešních průmyslových CT typicky až několik tisíc. Všechny získané projekce jsou následně matematickým algoritmem zpracovány do série obrázků, která reprezentují virtuální řezy objektem.

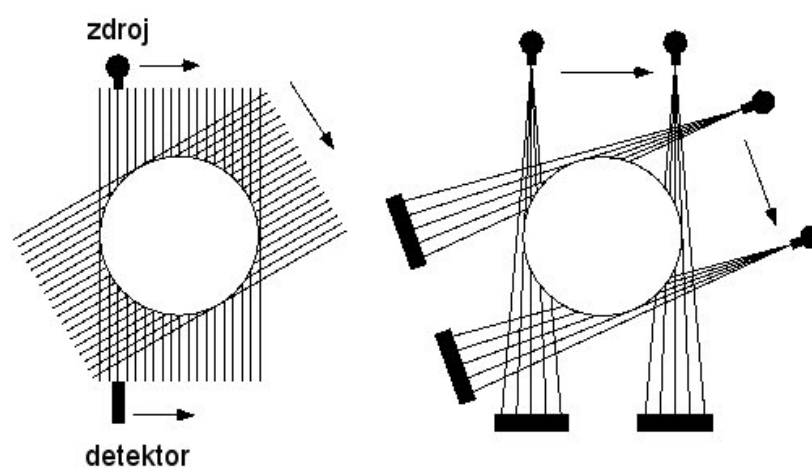


Obr. 1.1: Princip tomografického měření [27].

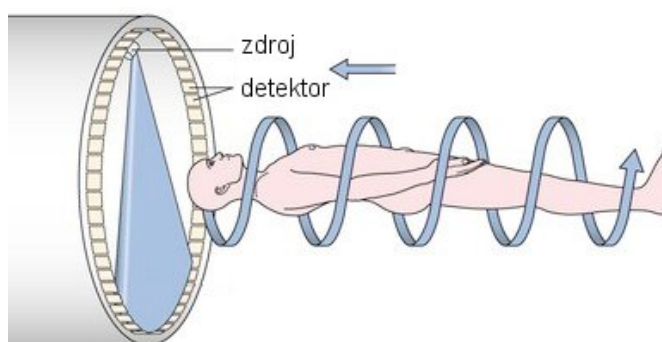
1.1 Geometrické uspořádání

V průběhu historie tomografie byla vyzkoušena celá řada geometrických uspořádání tomografického systému (např. obr. 1.2). V lékařství se dnes používá hlavně tzv. spirální CT (*helical CT*) zobrazené na obrázku 1.3. Pro pohodlnost pacienta se v lékařském CT otáčí celý přístroj místo skenovaného objektu. Dále se pacient pomalu posouvá v ose rotace, čímž je možné naskenovat celého člověka. Tento trik je obecně možné využít pro úzké a zároveň dlouhé předměty.

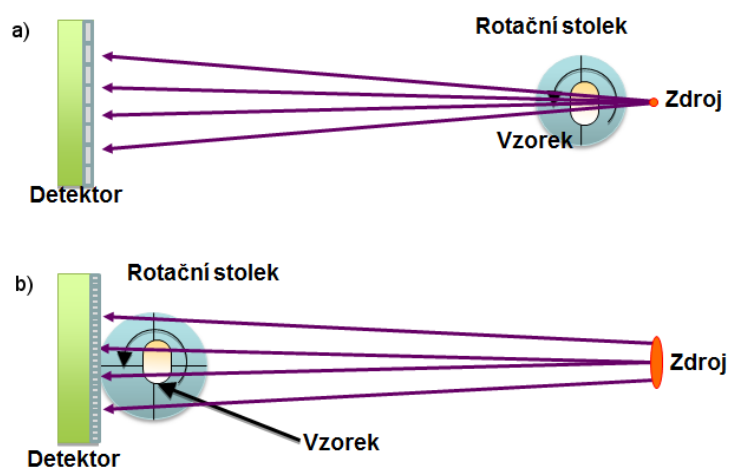
U průmyslových CT se v dnešní době používá hlavně kuželové (*cone-beam CT*) uspořádání zobrazené na obrázku 1.1. Osa kužele je kolmá na rovinu detektoru a současně na osu rotace vzorku. Otáčí se pouze vzorek, pevně uchycený na stabilní rotační stolek. Takové uspořádání má vysokou stabilitu a dovoluje tak měření s vysokým rozlišením. V případě, že vzdálenost vzorek-detektor je výrazně menší než vzorek-zdroj (obr. 1.4b), je možné paprsky považovat za téměř paralelní tzv. kvazi-paralelní.



Obr. 1.2: Různé tomografické uspořádání [18].

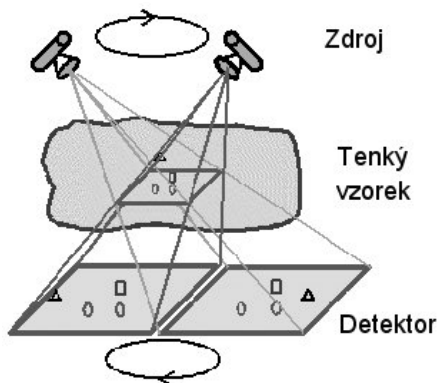


Obr. 1.3: Spirální CT [24].



Obr. 1.4: Pozice vzorku a) blízko zdroje b) blízko detektoru (převzato od Rigaku).

Dvě výše popsané uspořádání jsou nejčastěji používané, ale pro speciální typy vzorku lze použít i jiné. Jako příklad nezvyklého uspořádání může sloužit laminograf (obr. 1.5), který se specializuje na měření velkých a tenkých vzorků [20]. V takovém případě je obtížné provádět rotaci o 360° a proto se pořídí projekce jen pod menším úhlem. Ačkoliv není získaná kompletní informace, je možné získat značnou část trojrozměrné struktury vzorku. Zbýlá část práce bude však věnována hlavně průmyslovému CT s kuželovým svazkem.



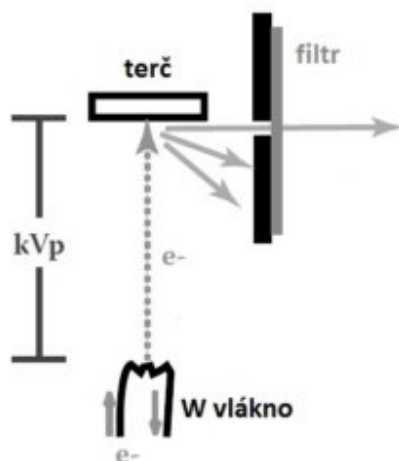
Obr. 1.5: Uspořádání v laminografu [11].

1.2 Zdroje rentgenového záření

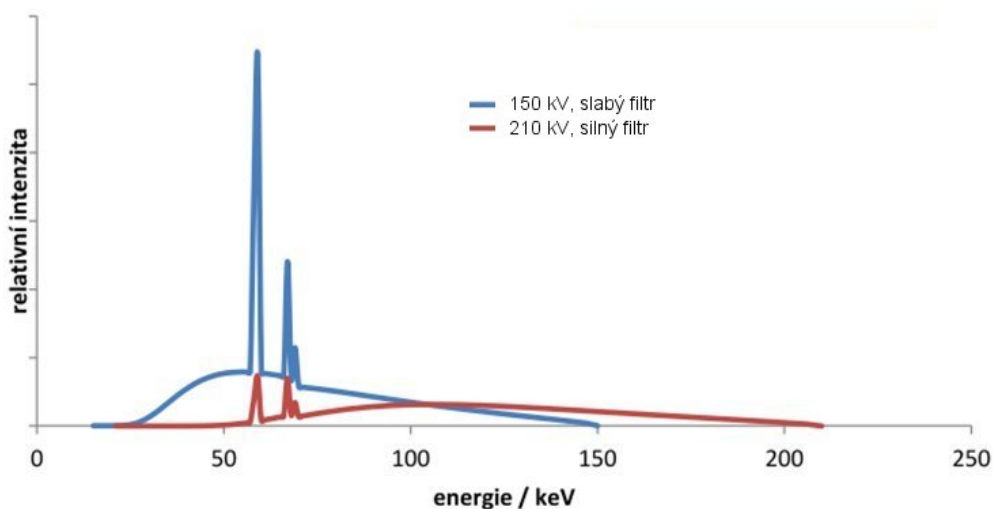
Schéma zdroje rentgenového záření je zobrazeno na obrázku 1.6. Elektrony letící ze žhavé katody jsou urychlovány rozdílem napětí v řádech desítek až stovek kV a následně se srážejí s terčem ve velké rychlosti. Při interakci s atomy terče se většina energie přemění na teplo [12, strana 34] (uvádí dokonce až 99% energie) a zbylá část se přemění na rentgenové záření. Před opuštěním rentgenového zdroje je záření filtrováno tenkými destičkami různých kovů, které pohltí část záření, zejména fotony s nízkou energií, tedy záření s velkou vlnovou délkou.

Energické spektrum zdroje je možné simulovat ve volně stažitelném programu SpekCalc. Simulace záření pro dvě konkrétní nastavení mikroCT v|tome|x je zobrazena v grafu 1.7. Modrý graf je při napětí 150 kV s filtrem 0,3 mm mědi a červený graf je při napětí 210 kV s filtrem 0,5 mm mědi a 0,5 mm cínu. Největší možná energie záření vzniká, když urychlený elektron předá všechnu kinetickou energii fotonu. Z grafu na obr. 1.7 je vidět, že tento jev je málo pravděpodobný a většina fotonů má menší energii. Hroty v grafu se nazývají charakteristické záření, které je způsobené přechody elektronu v atomových slupkách, takže je specifické pro každý materiál terče. Zbýlá část záření se nazývá brzdné záření a je závislé hlavně na urychlovacím

napětí. Hlubší popis fyzikálních dějů podílejících se na vzniku záření je možné najít třeba v [19].



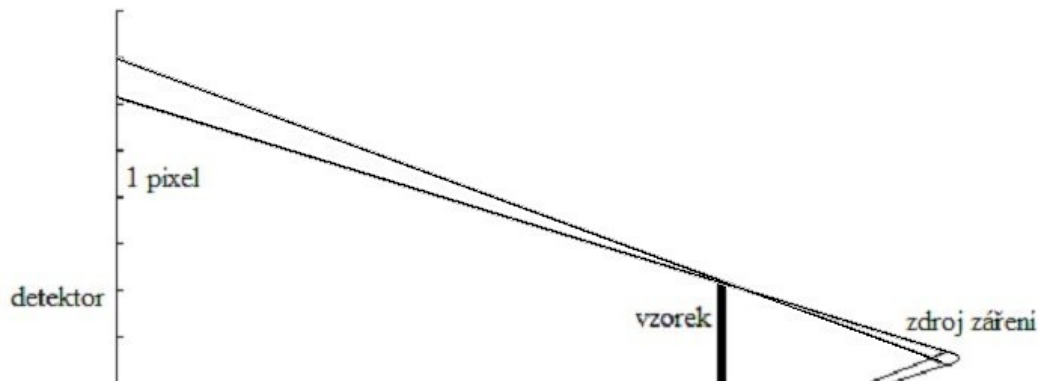
Obr. 1.6: Mechanismus rentgenového zdroje [32].



Obr. 1.7: Energetické spektrum záření pro nastavení s malým filtrem (modrý) a velkým filtrem (červený) [31].

Kromě vlnového spektra jsou důležité další dvě vlastnosti zdroje. První z nich je stabilita záření, neboť se při tomografické rekonstrukci předpokládá, že se intenzita s časem nemění. Druhou podstatnou vlastností zdroje je, jak moc se blíží ideálnímu bodovému zdroji záření. To je dáno tzv. velikostí ohniska (*spot size*) určující průměr otvoru, ze kterého vychází záření. Nenulová velikost ohniska má za následek lehké

rozostření vzorku na detektoru. Geometrické uspořádání by mělo být navrženo takovým způsobem, aby toto rozmazání nepřesáhlo rozměry jednoho pixelu. Mezní případ je znázorněn na obrázku 1.8.



Obr. 1.8: Rozostření vlivem nenulové velikosti ohniska [31].

1.3 Šíření a absorpce záření

Popsat zcela správně šíření a absorpci rentgenového záření je příliš komplikované a nepoužitelné pro další práci a z tohoto důvodu se zavádí zjednodušený fyzikální model, který například slouží pro matematické odvození principu tomografické rekonstrukce. Základní model je pak možné rozšířit nebo doplnit korekcemi na jeho největší nepřesnosti. Prvním předpokladem modelu je, že se záření mezi zdrojem a detektorem šíří po přímkách. Přestože tento předpoklad zanedbává řadu optických jevů, situaci v tomografu dobře popisuje a jediný významný efekt v tomografu, který není možné popsat pomocí šíření světla po přímkách, je fázový kontrast [16].

Dále se předpokládá, že látka záření pouze absorbuje a tím vzniká útlum popsatelný Lambertovým-Beerovým zákonem:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (1.1)$$

kde μ je absorpční koeficient látky, I_0 je intenzita zdroje a x je vzdálenost, kterou záření v látce urazí. V případě nehomogenního materiálu, kde μ je funkcí souřadnic, se musí vzorec upravit na tvar:

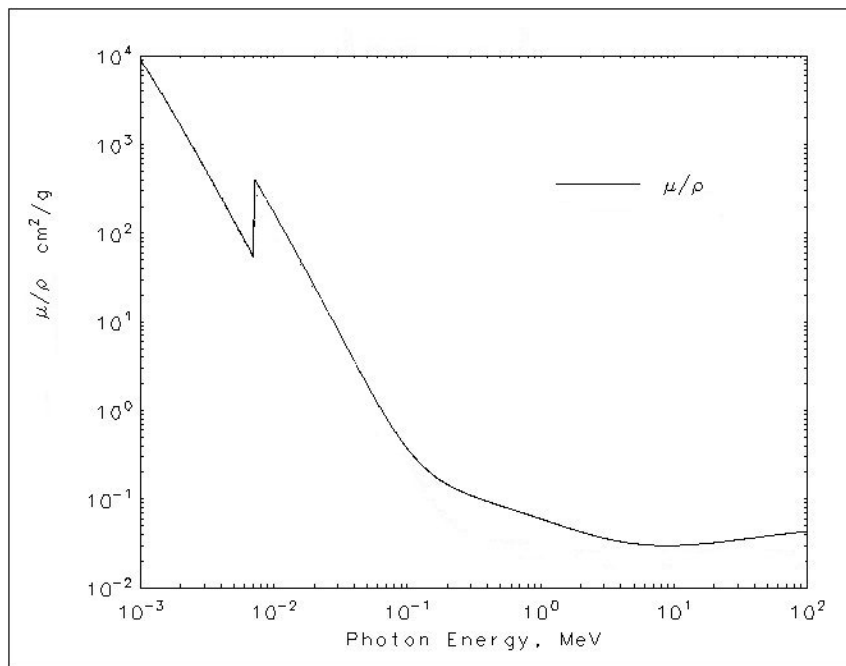
$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx}, \quad (1.2)$$

kde se navíc integruje absorpční koeficient po celé délce úsečky. Základní model daný vztahem (1.2) dobře funguje pouze pro monochromatické světlo. Absorpční koeficient je však závislý na vlnové délce světla (například pro železo je závislost

koeficientu podělená hustotou zobrazena na obr. 1.9). A z toho důvodu v případě polychromatického spektra je nutné použít vztah:

$$I = \tau_0(E)e^{-\int \mu(x,E)dx}dE, \quad (1.3)$$

kde E značí energii záření a τ_0 Intenzita na jednotku energie. Zde navíc integrujeme přes energetické spektrum záření. Vztah (1.3) je však příliš složitý pro další výpočty a proto se většinou v rekonstrukčních algoritmech nepoužívá.



Obr. 1.9: závislost absorpčního koeficientu na energii [13].

1.4 Detektor

Záření prošlé vzorkem je zachyceno na detektoru, kde je pomocí scintilátoru převedeno do viditelné části spektra a následně je změřená jeho intenzita, nejčastěji pomocí CCD kamery [26]. Základní matematický model počítá s ideálním detektorem, který přesně změří intenzitu v každém bodě detektoru. To je však technicky neproveditelné, protože každý detektor obsahuje konečný počet měřících pixelů, které jsou poskládány do pravidelné čtvercové sítě. Velikost pixelů patří mezi hlavní omezení pro rozlišovací schopnost měření.

Také rozsah změřitelných hodnot je omezený. Je popsán pomocí parametru nazývaný se dynamický rozsah (*dynamic range*) detektoru, což je poměr mezi největší a nejmenší hodnotou, kterou je možné naměřit. Pro představu výrobci u

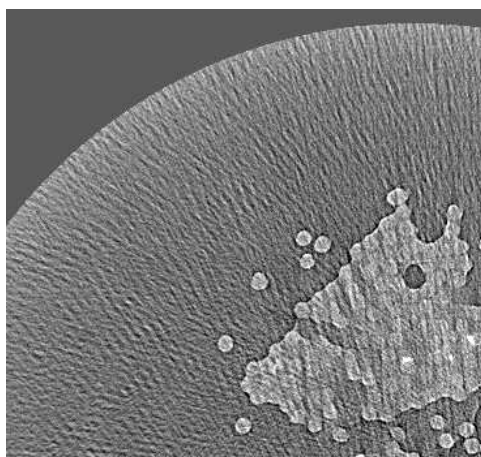
nanoCT nano3DX udávají 3100 : 1. Další značnou vadou je značný náhodný šum, který se projeví zejména u krátkých měření. Detektor navíc zachytává signály z jiných zdrojů, který je nutné z měření odstranit. Poslední významnou technickou vadou detektoru je rozdílná citlivost jednotlivých pixelů. Je nutné provádět kalibrační měření, které umožní při zpracování dat zohlednit různé citlivosti pixelů.

Některé detektory pomáhají zmenšit chybu způsobenou různou citlivostí měřících elementů pomocí malých posunů detektoru do strany. Ten se náhodně pohybuje v nějakém malém rozmezí vždy o celočíselný počet pixelů napravo nebo nalevo. To způsobí, že chyby v citlivosti pixelů se v obrazu nekumulují stále ve stejném místě u všech projekcí, ale jsou rozvrstveny do větší oblasti.

1.5 Rotace vzorku

Při měření je nutné získat projekce pod různým natočením vzorku. Nejčastěji jsou úhly natočení při jednotlivých projekcích rovnoměrně rozložené od 0° až po 360° . Pouze pro kvaziparalelní paprsek je otočení o 180° dostačující pro získání kompletní informace o 3D struktuře vzorku [12, strana 55].

Dalším důležitým parametrem měření je počet projekcí. Pokud je příliš malý, dochází k podvzorkování, které se projevuje zejména na okrajích vzorku pravidelnými pruhy (obr. 1.10). Dostatečný počet projekcí je úměrný počtu pixelů ve vodorovné rovině (přesněji v rovině kolmé na osu rotace, což je ve většině případů totéž.). Na příklad u mikroCT v|tome|x nebo nanoCT nano3DX se pohybuje počet projekcí od 500 po 2000.



Obr. 1.10: Ukázka podvzorkování.

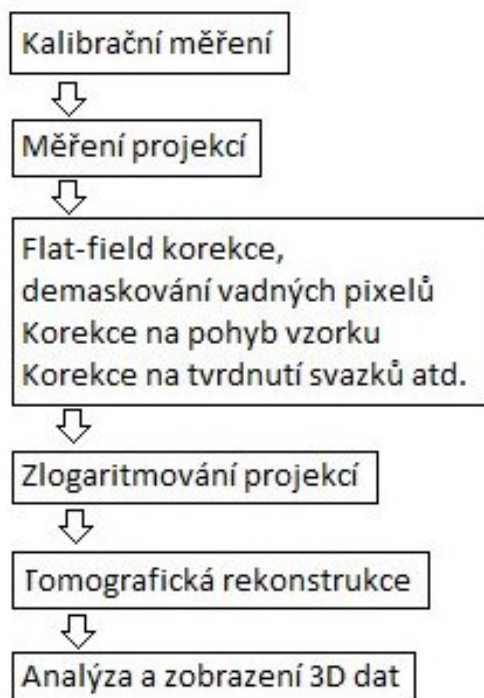
2 TOMOGRAFICKÁ REKONSTRUKCE

2.1 Přehled procesu zpracování dat

Celý proces zpracování (obr. 2.1) lze rozdělit na tři části:

1. Pracuje se s projekcemi, na které se aplikují různé kalibrační měření a korekce.
2. Proběhne tomografická rekonstrukce, která z projekcí vytvoří 3D obraz v podobě série řezů.
3. Na řezech se provedou další úpravy společně s analýzou dat.

Tato kapitola bude věnována rekonstrukci, které je nejdůležitější částí zpracování tomografických dat.



Obr. 2.1: Proces zpracování dat chronologicky.

2.2 Popis problému rekonstrukce

Podle vzorce (2.1) je každá hodnota v projekci výsledkem integrálu funkce závislé na absorpčním koeficientu. Po úpravě vzorce dostáváme:

$$\int \mu(x) dx = -\ln \left(\frac{I}{I_0} \right), \quad (2.1)$$

Teoretickou matematickou úlohou, jestli je znalost integrálu z (2.1) po všech možných přímkách v rovině dostatečná pro výpočet dvojrozměrného objektu, se zabýval J. Radon [10,41]. Podařilo se mu dokázat nejen, že je to dostatečná informace, ale i našel transformaci, dnes pojmenovanou po něm, která umožňuje hodnoty objektu vypočítat. Radonova úloha řeší matematický problém, který značně idealizuje reálné tomografické měření. Dnešní rekonstrukční algoritmy musí zohlednit řadu dalších věcí, které v ní nejsou započítané, zejména diskrétní povaha dat nebo kuželový svazek paprsku. Pro řešení této problematiky existují tři rozdílné přístupy. Další části této kapitoly se zabývají jejich popisem.

Ještě je důležité poznamenat, že nás většinou v tomografii nezajímá přesná hodnota absorpčního koeficientů ze vzorce (2.1), ale pouze jeho rozložení v prostoru. Z toho důvodu není problematické provádět úpravy, které stejným způsobem upraví všechny hodnoty v obraze, například se k ním přičte konstanta.

2.2.1 Sinogram

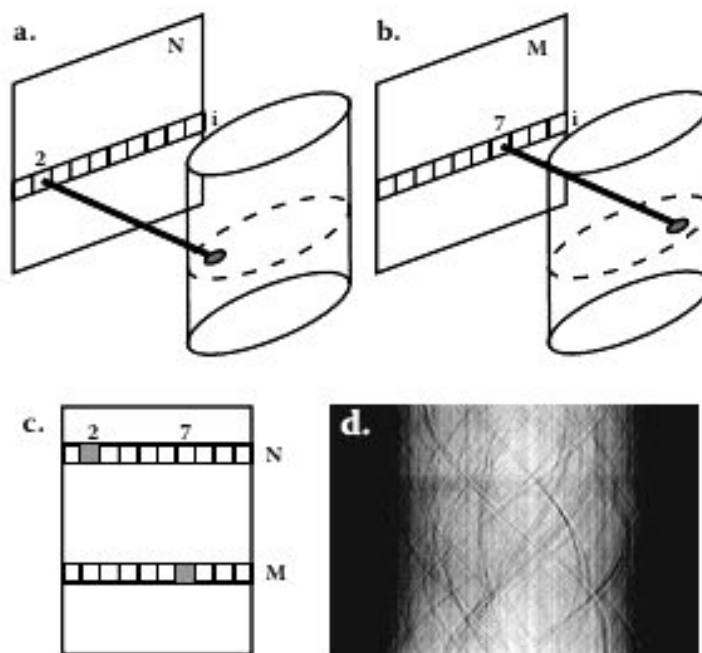
V případě paralelního svazku je možné problém rekonstrukce zmenšit o jednu dimenzi, protože všechny informace o vodorovném řezu vzorkem jsou promítnuté do jednoho řádku na detektoru. (V obr. 2.2a je znázorněné promítnutí řezu na jeden řádek projekce N, zvýrazněný bod se zobrazí na 2. pixel zleva. V projekci M v obr. 2.2b, která je pořízená pod jiným úhlem, se znovu vyznačený řez zobrazí do stejného řádku, tentokrát zvýrazněný bod najdeme na 7 pixel zleva.) Pokud vezmeme ze všech projekcí řádek odpovídající jednomu řezu, a poskládáme je postupně nad sebe, tak dostaneme tzv. sinogram pro daný řez. (Obr. 2.2c zobrazuje polohu vyznačeného řádku z projekce M a N v sinogramu. Výsledný obraz může vypadat například jako na obr. 2.2d.) Protože jednomu řezu odpovídá jeden sinogram, je například možné rekonstrukci provést paralelně pro každý řez nezávisle na sobě.

2.3 Analytická rekonstrukce

Prvním přístupem nahlíží na projekce jako na spojité funkce a pomocí integrálních transformací najde obecné řešení je tzv. analytická rekonstrukce. Následně provádí korekce pro diskrétní vlastnosti dat. Historicky významným příkladem analytické rekonstrukce je inverzní Radonova transformace. Obsahuje však derivaci [21], která je velmi citlivá na šum, a proto není vhodná pro reálné data.

Tuto chybu odstraňuje modifikace založená na Fourierově transformaci s přidáním procesu Filtrování zpětných projekcí (*Filtered back projection*)[6], podle kterého celý algoritmus jmenuje (často označovaný pouze zkratkou FBP).

Dnes se nejčastěji používá úprava FBP pro kuželový svazek pojmenovaná po



Obr. 2.2: Princip sinogramu [32].

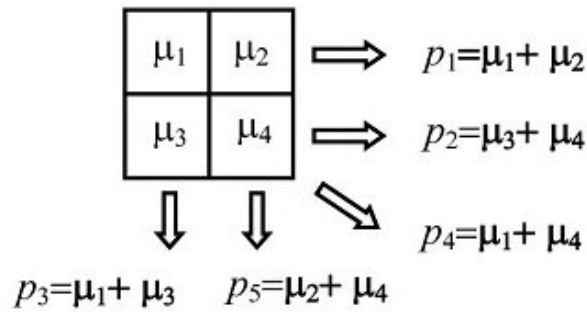
autorech Feldkamp-Davis-Kressův algoritmus (zkráceně FDK) [9].

Největší výhodou analytické rekonstrukce je její rychlost. Při velikosti dat v řádech Gigabajtů má tato vlastnost značný význam. Nevýhodou je nulová flexibilita algoritmu na jiné uspořádání tomografu. Není možné ji použít na zcela odlišnou geometrii nebo do rekonstrukce zahrnout informaci o nahnutí detektoru a podobně.

2.4 Algebraická rekonstrukce

Druhý přístup je tzv. algebraická rekonstrukce (*Algebraic Reconstruction Technique* - ART), který k projekcím přistupuje jako k soustavě rovnic (obr. 2.3), kterou se snaží vyřešit [2]. Protože není možné zjistit počet lineárně nezávislých rovnic, soustava může být přeuredená, a proto analytické řešení nepřichází v úvahu a využívají se iterativní metody na řešení soustavy rovnic. Mezi nejpoužívanější algebraické rekonstrukce patří SIRT (*Simultaneous Iterative Reconstructive Technique*) a SART (*Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique*) [15].

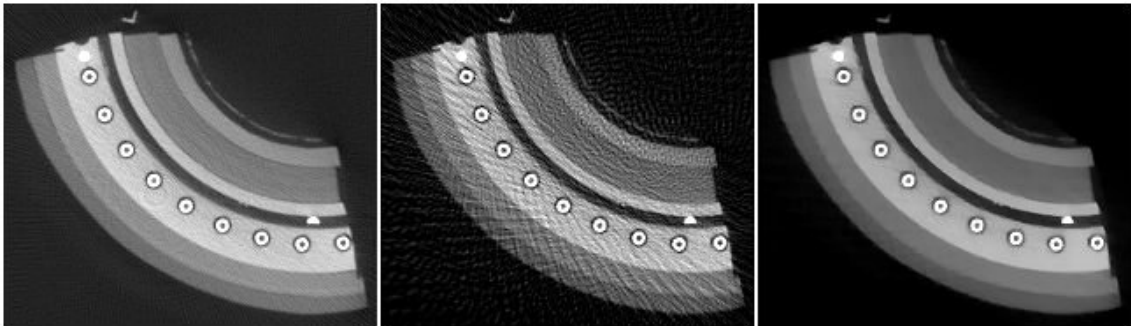
Výhodou ART je možnost zlepšovat výsledek pomocí dalších iterací a proto může dosáhnout lepších výsledků [36]. Také nabízí větší možnosti u volby geometrického uspořádání tomografu. Hlavní nevýhodou je několásobně větší výpočetní náročnost.



Obr. 2.3: Princip algebraické rekonstrukce [12].

2.5 Statistická rekonstrukce

Posledním typem je statistická rekonstrukce. Tento přístup je teprve ve vývoji a zatím není běžný. Zmiňují ho pouze pro úplnost. Jak napovídá název, využívá se metod ze statistiky a pravděpodobnosti. pomocí nich se snaží odhadnout informace přímo nevyplývající z měření. Díky tomu je jejich největší aplikace na podvzorkované měření (obr. 2.4). Budoucí využití by se mohlo najít třeba v lékařských CT ke zmenšení dávky ozáření. Příkladem statistické rekonstrukce je PSIG (*Parallel Statistical Inversion algorithm*) [14, 28]. Jejich hlavní nevýhodou je však obrovská výpočetní náročnost dokonce ve srovnání s algebraickými rekonstrukcemi.

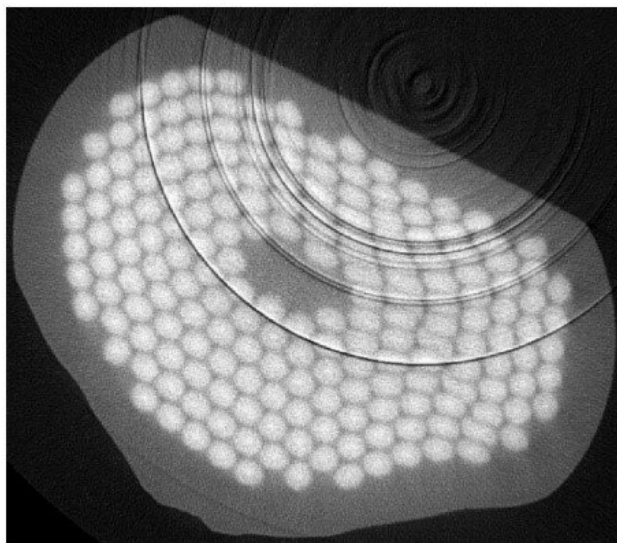


Obr. 2.4: Srovnání rekonstrukčních algoritmů. Výsledek FDK z dostatečného množství projekcí (nalevo), Výsledek FDK z 66 projekcí (střed), PSIG z 66 projekcí (napravo) [14].

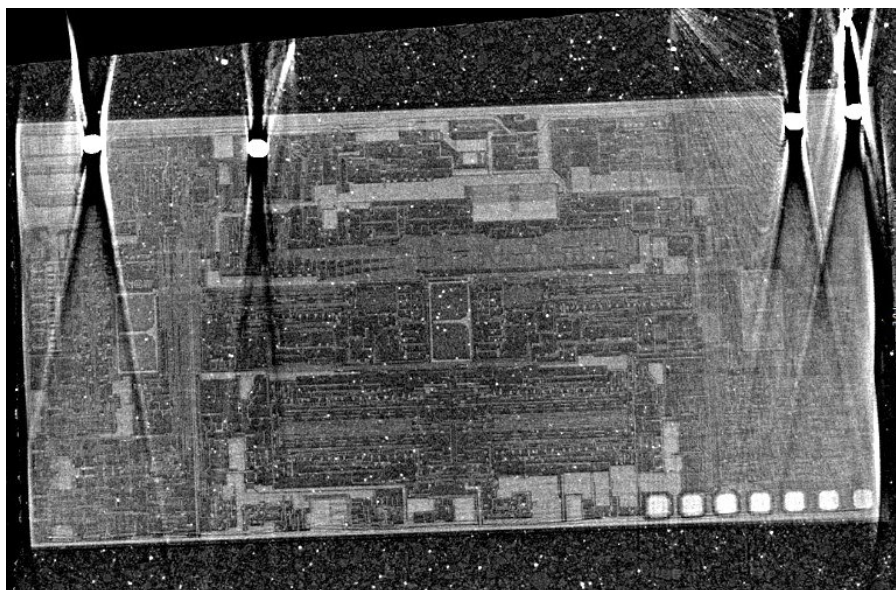
2.6 Artefakty

Vada ve výsledných 3D datech se nazývá artefakt. Jedná se o objekty (šmouhy, parrsky atd.) v řezech, které neodpovídají skutečnosti. Mezi nejčastější patří kruhové

artefakty (*ring artefact*) zobrazeny na obr. 2.5 a kovové artefakty (*metal artefact*) zobrazeny na obrázku 2.6.



Obr. 2.5: Ukázka kruhových artefaktů [6].



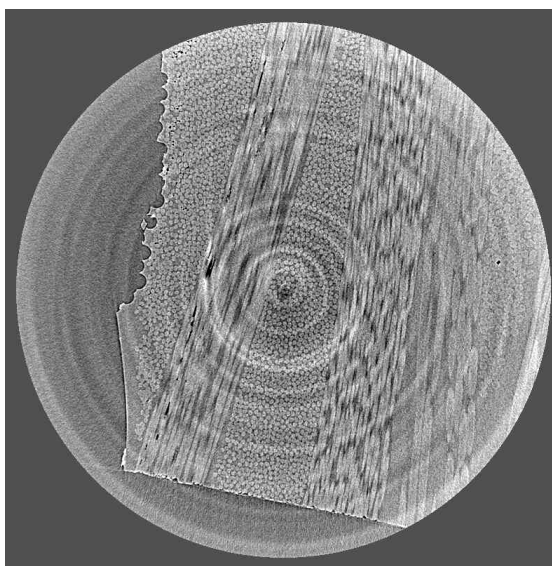
Obr. 2.6: Ukázka artefaktů od kovových drátků v horní části obrázku.

3 PŘÍPRAVA DAT PRO REKONSTRUKCI

Tato kapitola se vrací k prvnímu kroku zpracování dat, který probíhá na projekcích před rekonstrukcí. Na nich je možné provést řadu procesů, od vizuální kontroly až po velké množství různých typů korekcí. Kromě logaritmování dat jsou všechny níže popsané procesy teoreticky nepovinné. Existuje však několik korekcí, které jsou považovány za základní, a většina měřících softwarů je provádí zcela automaticky. Dalších korekcí existuje obrovské množství [12], ale tato práce se zaměřuje pouze na ty, které mají význam pro nanoCT systém nano3DX od výrobce Rigaku. Jednotlivé procesy jsou přibližně seřazeny podle jejich pořadí.

3.1 Standardní korekce

Korekce signálu na detektoru jsou dnes standardní procedurou pro zpracování obrazu z kamerových nebo fotografických systémů. Některé měřící softwary je dělají zcela automaticky a uživatelé se tak někdy ani nedostanou k neupraveným datům. V tomografii se absence těchto korekcí projevuje jako kruhové nebo půlkruhové artefakty (obr. 3.1).

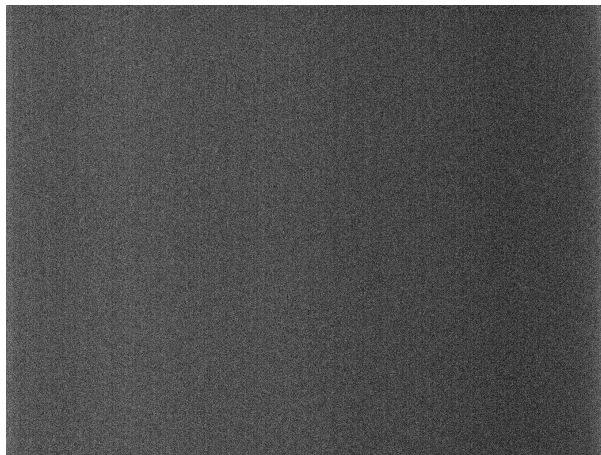


Obr. 3.1: Obrázek bez standardních korekcí.

3.1.1 Flat-field a dark-frame

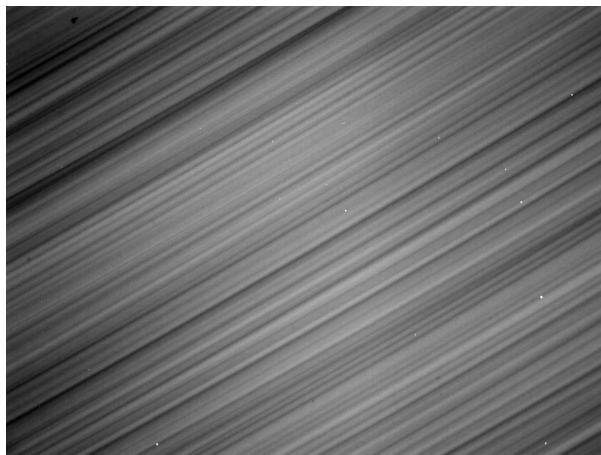
Kromě intenzity ze zdroje rentgenového záření snímá detektor tzv. temný proud. Pochází z jiných zdrojů a je nutné jej z dat odstranit. Z toho důvodu se těsně před

měření vzorku vypne zdroj, a změří se tzv. dark-frame (obr. 3.2), který je od naměřených dat odečten.



Obr. 3.2: Dark-frame z Nano3DX.

Každý pixel detektoru má navíc rozdílnou citlivost na intenzitu záření. To je způsobené konstrukční nedokonalostí a geometrickým uspořádáním (na okraj dopadá menší intenzita než doprostřed). Tuto vlastnost jde značně eliminovat pomocí tzv. flat-field korekce. Probíhá těsně před měřením bez vzorku za jinak stejných podmínek jako samotné snímání. Tím se získá světlý obraz (obr. 3.3), na kterém se projeví citlivost jednotlivých pixelů.

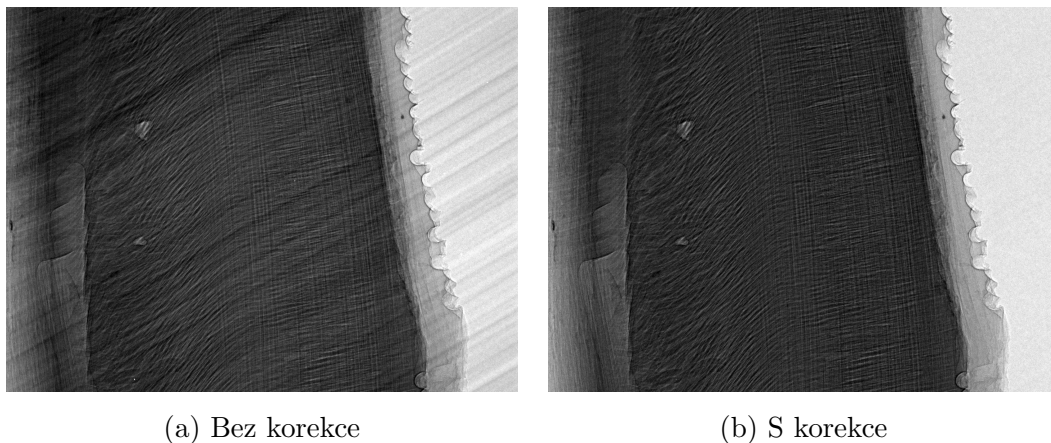


Obr. 3.3: Flat-field z Nano3DX, pruhy jsou způsobené konstrukcí scintilátoru.

Obě kalibrační měření se provádí při dlouhé expozici, aby se minimalizoval šum v obraze. Na projekce jsou pak aplikovány následujícím způsobem:

$$B_k = \frac{A_k - Dark}{Flat - Dark} \quad (3.1)$$

kde A_k je k-tá původní projekce, B_k je k-tá projekce po korekci, $Dark$ je dark-frame a $Flat$ je flat-field. Rozdíl na projekcích je znatelný (obr 3.4). Tuto úpravu je někdy možné najít taky pod názvem korekce na pozadí (*Background corection*).



Obr. 3.4: Příklad vlivu korekce na projekci z Nano3DX

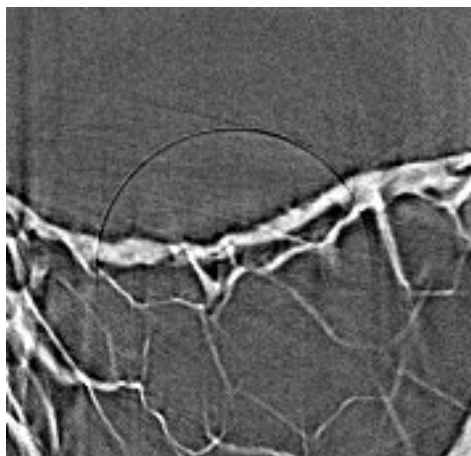
3.1.2 Demaskování vadných pixelů

Předchozí Korekce zajistí, aby funkční pixely měřili správně, ale nemůže opravit zcela vadné elementy detektoru. Nejčastější jsou dead pixely, které nedetekují žádnou intenzitu a proto se vždy zobrazí jako černé. Hot pixely jsou naproti tomu příliš rychle saturovány, a proto nenesou žádnou informaci a projevují se bílou barvou (obr. 3.3). Neopravené vadné pixely představují v tomografii ještě větší problém než například u fotografie (obr. 3.5) a proto jim musí být věnována zvýšená pozornost.

Část vadných pixelů pochází přímo z výroby, kde jsou rovněž detekovány a je vytvořen jejich seznam. Měřicí software jejich hodnoty automaticky interpoluje z okolních pixelů. Další vadné elementy mohou vznikat stárnutím či poškozením detektoru a je potřeba je přidat na seznam nebo vytvořit vlastní algoritmus pro jejich odstranění. Detekce může probíhat automaticky [1,33], nebo pomocí uživatele, který označí vadné pixely.

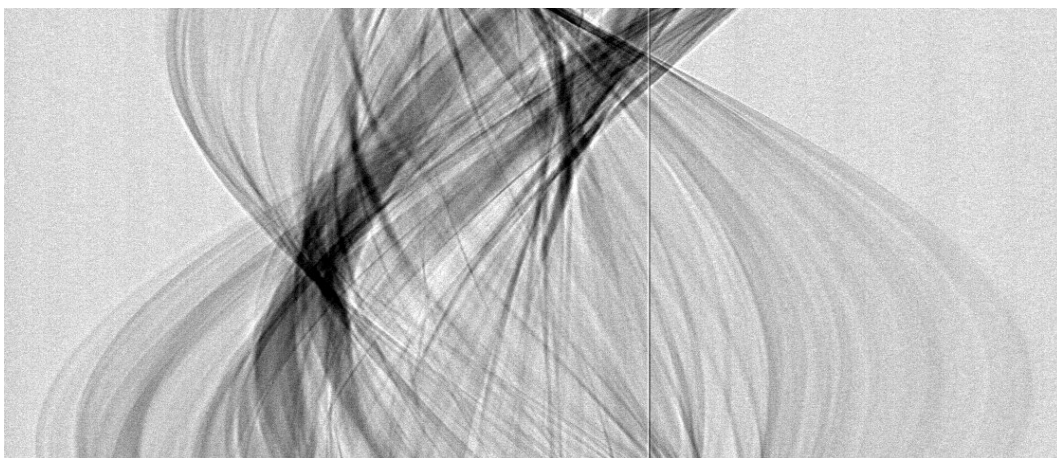
3.2 Vizuální kontrola dat

Důležitou součástí zpracování dat v tomografii je vizuální kontrola dat. Tu je možná provádět s pomocí projekcí, sinogramů nebo řezu. Nejdůležitější kontrola probíhá na řezech, kde lze snadno zhodnotit, zda celé měření a zpracování dat proběhlo v pořádku. Avšak bez četných zkušeností s tomografickými daty se těžko odhaluje příčina vad. Z toho důvodu je dobré provádět vizuální kontroly projekcí a sinogramů,



Obr. 3.5: Půlkruhový artefakt způsobený vadným pixelem.

při kterých je lépe rozeznatelný zdroj chyby. Příkladem může být neodstraněný vadný pixel. Vliv na data je ukázán obr. 3.5. V projekcích je možné najít tmavý pixel, který se objevuje ve všech projekcích. Tak se snadno určí příčina, ale není snadné najít jeden vadný pixel. Mnohem lépe je problém viditelný na sinogramu, kde se projeví svislou čárou (obr. 3.6).



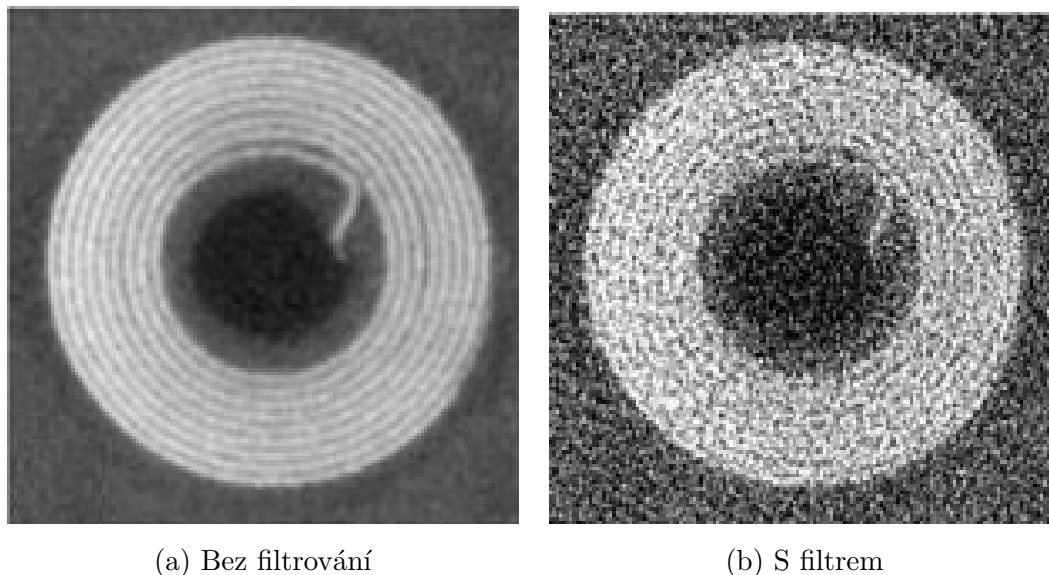
Obr. 3.6: Projev daného pixelu na sinogramu jako svislá čára.

3.3 Nadstandartní korekce

3.3.1 Filtrace šumu

Velké množství šumu může značně poničit obraz (obr. 3.10), a proto je nutné ho filtrovat. Pro tento účel se používají nízko-propustné filtry, které však mají zároveň za následek rozmazání ostrých hran vnitřní struktury objektu. Kvůli tomu je nutné

najít při filtraci kompromis mezi eliminací šumu a zachováním rozlišovací schopnosti. Je potřeba také zohlednit účel měření. V případě, že chceme analyzovat pouze větší tvary vzorku, je možné zvolit vyšší sílu filtrování šumu.



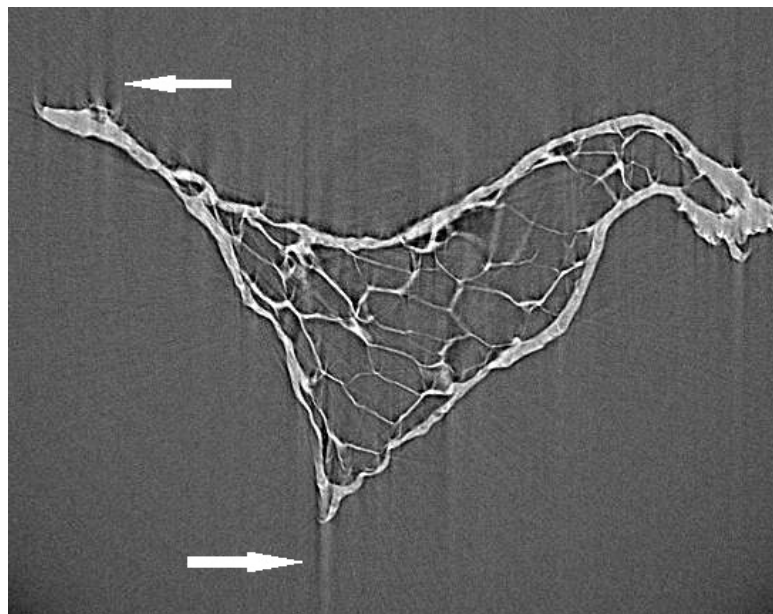
Obr. 3.7: Vliv šumu na rozlišovací schopnost měření [17].

Algoritmů na filtrování existuje celá řada, mezi nejběžnější patří Gaussův filtr nebo mediánový filtr [8], které jsou relativně rychlé a účinné. Existuje však řada dalších algoritmů [22], které mohou dát lepší výsledky za cenu delšího výpočetního času.

3.3.2 Korekce na pohyb vzorku

Základním požadavkem na vzorek je, aby se nepohnul vůči rotačnímu stolku během měření. Ani kvalitní uchycení vzorku však nemusí zabránit pohybu o několik mikrometrů, zejména u biologických vzorků. Takový pohyb může v projekci představovat jednotky až desítky pixelů. Vzorek může také vlivem teplotní roztažnosti nebo vysycháním změnit svůj tvar. Všechny tyto procesy vytváří významné artefakty ve výsledných datech (obr. 3.8).

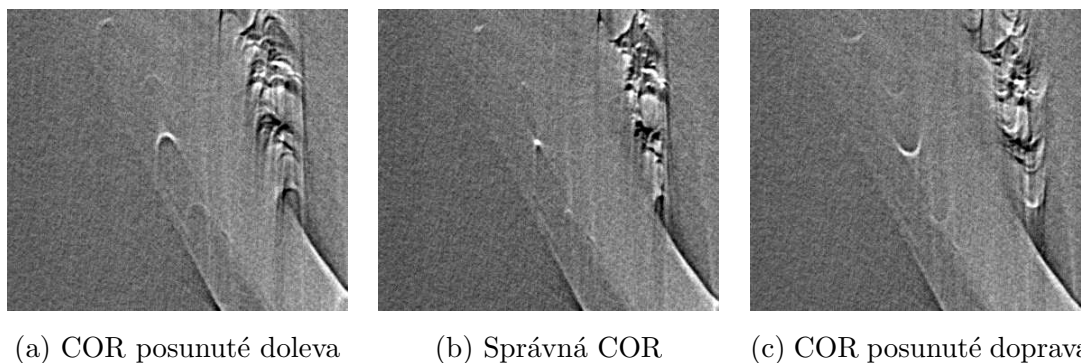
Na pomalý pohyb v průběhu celého měření je možné použít korekci založenou na referenčních snímcích. Před začátkem měření se pořídí několik referenčních projekcí s různých úhlů (například s rozmezím 45°). Kvůli jejich rychlému pořízení se předpokládá, že pomalý pohyb je u nich zanedbatelný. Po měření se referenční projekce srovnají s projekcemi pořízenými pod stejnými úhly a zjistí se, jak v průběhu měření vzorek posouval, otáčel nebo měnil velikost, například pomocí metody fázové korelace [4]. Podle těchto informací se následně upraví všechny projekce.



Obr. 3.8: Rekonstrukce vzorku, který se při měření pohnul.

3.4 Zjišťování informací pro rekonstrukci

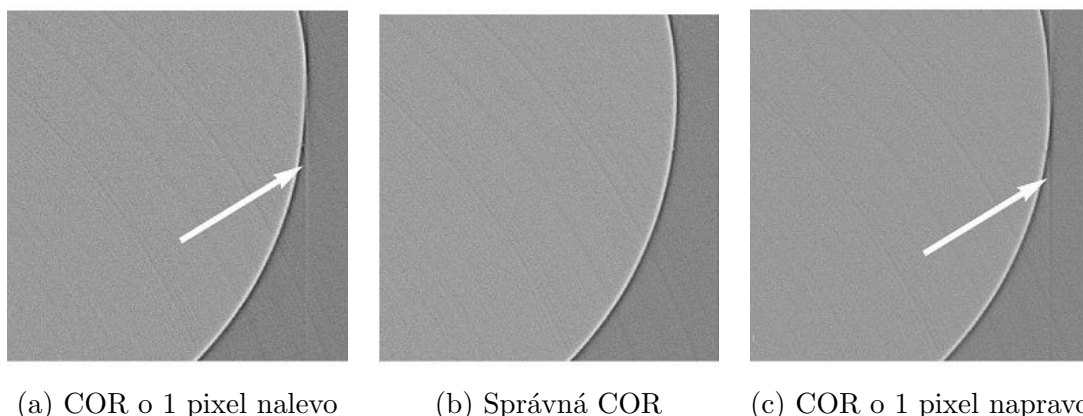
Některé rekonstrukční algoritmy dokáží zohlednit řadu faktorů, jako například potočení detektoru nebo odchylky od běžné rotace vzorku. První možností, jak zjistit takové parametry, je jejich přímé měření. Druhou možností je jejich iterativní nastavení pomocí kontroly výsledných dat. To může probíhat například tak, že se zrekonstruuje jeden řez při pěti různých nastavení. Další pět rekonstrukcí se opakuje v okolí hodnoty parametru, který se jevil jako nejlepší a celý proces se iterativně opakuje, dokud rozdíl mezi jednotlivými nastavení parametrů není rozeznatelný. Tento proces je samozřejmě bez automatické zpětné kontroly příliš zdlouhavý a je možné ho využívat jen v omezené míře. Poslední možností zjištění informací pro rekonstrukci je jejich výpočet přímo z projekcí. Běžně se touto metodou zjišťuje osa rotace.



Obr. 3.9: Specifické artefakty pro špatnou osu rotace

3.4.1 Hledání osy rotace

Poloha osy rotace (*center of rotation* - COR) je pro každou rekonstrukci zásadní parametr. Je potřeba jej znát s přesností menší než velikost jednoho pixelu (obr. 3.10). To může u některých CT dat znamenat až mikrometrovou přesnost. Místo přímého měření, které by bylo technicky náročné, se používají algoritmy schopné vypočítat polohu osy rotace z projekcí. Druhou možností je odhadnout posunutí, zrekonstruovat jeden řez a sledovat specifické artefakty pro chybnou osu rotace (obr. 3.9). Následně hodnotu upravit a znovu provést test. Tímto iterativním způsobem je možné najít osu rotace.



Obr. 3.10: Vliv posunutí osy rotace o jeden pixel [17].

Nejjednodušší metoda výpočtu COR v systému s paralelní svazek využívá faktu, že projekce lišící se pootočením o 180° jsou osově souměrné. Po najetí jejich osy symetrie je možné posun osy rotace vyčíst. Další metody jsou založené analýze sinogramů a tím pádem na rozdíl od předchozí metody používají všechny projekce [34]. Různé další variace těchto metod a jejich srovnání je možné najít třeba zde [23].

3.5 Logaritmování projekcí

Ze vzorce v první kapitole (1.2) je vidět, že všechny projekce je potřeba následovně upravit:

$$b_{ij} = -\ln\left(\frac{a_{ij}}{I_0}\right), \quad (3.2)$$

kde a_{ij} jsou hodnoty původní projekce, b_{ij} jsou hodnoty projekce po úpravě, I_0 je počáteční intenzita a i, j jsou souřadnice pixelů projekce. Úprava (3.2) invertuje barvy, takže původní bílá barva (vysoká hodnota) je změněna na černou a naopak. Některé programy logaritmování projekcí automaticky. Je důležité pohlídat, aby

tento proces proběhl právě jednou.

Projekce by měly podle vzorce (1.2) obsahovat pouze kladná čísla, ale z důvodů chyb předcházejících korekcí nebo zaokrouhlování se může stát, že některé hodnoty budou nabývat nulových nebo záporných hodnot. Takové hodnoty nemají fyzikální význam a také nepatří do definičního oboru (3.2) a je potřeba je odstranit. Nej-
snadnější je náhrada nejmenší kladnou hodnotou v projekcích, nebo přičtením kon-
stanty ke všem hodnotám, tak aby všechny hodnoty byly kladné.

4 PRÁCE S TOMOGRAFICKÝMI DATY

V tomografii se vyskytují tři různé typy dat: projekce, sinogramy a řezy. Ke všem je možné přistupovat jako k 3D matici čísel, a proto je práce s nimi velmi podobná. Přidání dalšího rozměru dělá práci s daty složitější, a proto je tato kapitola věnovaná základním operacím jako je zobrazení a ukládání tomografických 3D dat. Konkrétní postup je demonstrován na zobrazení dat ve volně stažitelném programu ImageJ, na kterém jsou názorné komplikace, které mohou nastat.

4.1 Počítačový zápis dat

4.1.1 Formát dat

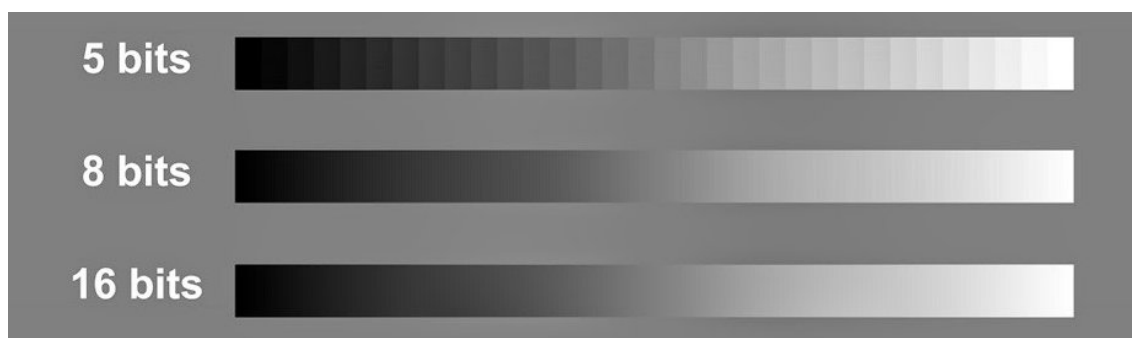
Pro ukládání tomografických dat se používají dvě varianty. V první variantě je každá projekce resp. sinogram nebo řez uložený v jednotlivém souboru, takže data tvoří velkou sadu souborů. Pro jednotlivé soubory se používají bitmapové formáty jako například TIFF. V druhé variantě jsou data uloženy v jednom velkém souboru (označených jako RAW file). Soubor neobsahuje žádné informace o typu a rozměrech dat a proto k němu bývá přiložený druhý soubor se všemi potřebnými informacemi. Výhoda této varianty je snadnější přenos za cenu složitějšího otevírání.

4.1.2 Datový typ

Další důležitou vlastností dat je typ proměnné, kterým je zakódováno jedno číslo. V dnešní době se v tomografii používají detektory s vysokým dynamickým rozsahem, takže se nejčastěji používá 16 bitový unsigned integer (zkráceně uint16), který každému elementu přiřazuje celé číslo z rozsahu 0 až 65535 ($=2^{16} - 1$). Každé číslo je možné interpretovat jako odstín šedé. Pokud není potřeba tak velký rozsah čísel, a nebo je nutné zmenšit velikost dat, tak se používá 8 bitový unsigned integer (zkráceně uint8), který zaznamená pouze 256 odstínů šedé. Lidské oko nemá dostatečnou citlivost na barvy, aby dokázalo mezi oběma typy rozeznat rozdíl (obr. 4.1). Je však možné, že zaokrouhlení na 256 hodnot může způsobit zhoršení dat, které se projeví v dalších matematických analýzách.

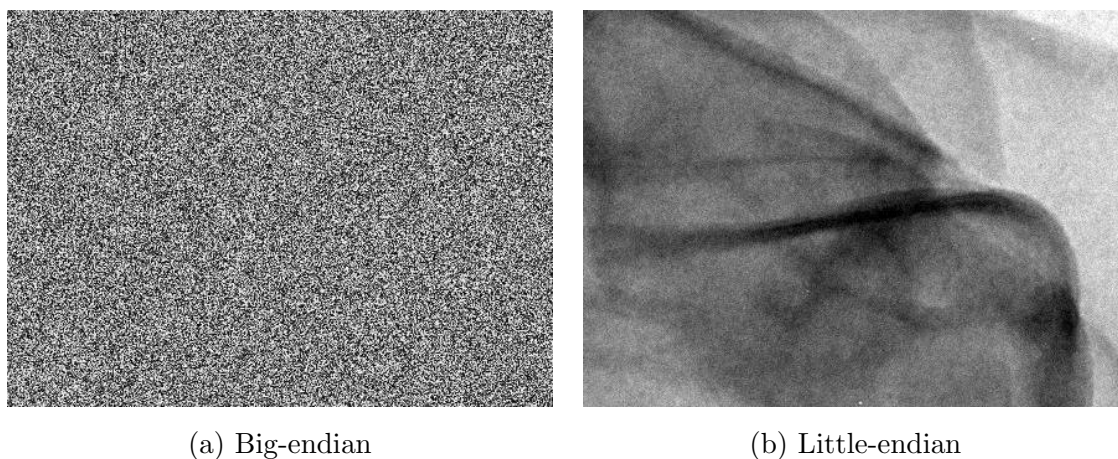
4.1.3 Endianita – pořadí bajtů

Poslední vlastností potřebnou ke správnému načtení dat je endianita (*Endianness* nebo *Byte order*), která určuje pořadí bajtů v paměti pro jedno číslo [7]. Pro proměnné zakódované jedním bajtem (např. uint8) nemá endianita žádný význam, ale pro větší proměnné je její dobré nastavení při nahrávání dat zcela zásadní



Obr. 4.1: Posloupnost všech odstínů šedé v různých typech proměnných [5].

(obr. 4.2). První možností je tzv. little-endian, který na první místo paměti vyhrazené pro konkrétní číslo ukládá bajt kódující nejmenší řády (takže například z něj jde určit, jestli je číslo sudé nebo liché) a řády kódující vyšší řády ukládá až za první bajt. Druhá varianta se nazývá big-endian, který na první místo ukládá bajt kódující největší řády a tím se podobá standartnímu zápisu čísla.

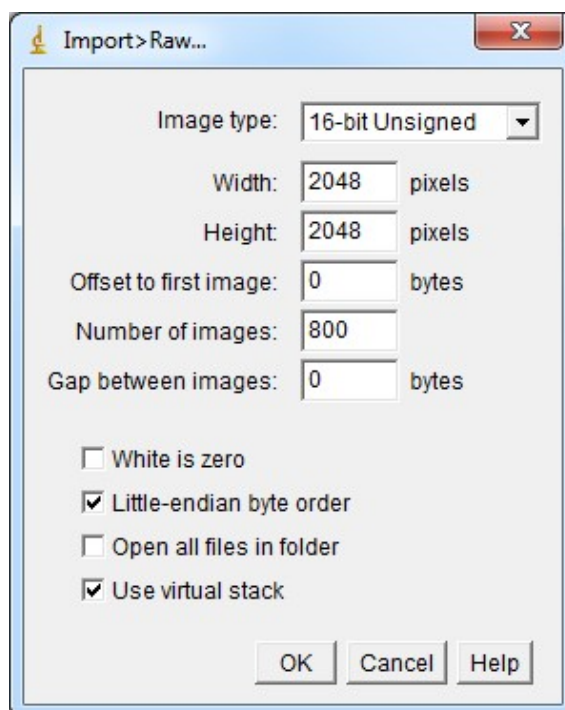


Obr. 4.2: Příklad projekce s špatně nastavením pořadí bajtů.

4.2 Nahrávání dat

Pokud chceme použít program na zpracování dat, který není vytvořený výrobcem tomografu, tak ve většině případů budeme muset při načítání dat zadat některé informace „manuálně“. Příklad procesu nahrávání ukazují v programu ImageJ, který může dobře posloužit pro vizualizaci dat a popřípadě navazující analýzu. Pokud jsou data uložena v sérii obrázků, je potřeba příkaz File → Import → Image Sequence. Zde stačí nahrát první projekci a zadat počet projekcí. Všechny ostatní informace si program sám zjistí pomocí grafického formátu jednotlivých obrázků.

Složitější situace nastane, pokud jsou data uložena v jednom souboru. Data se nahrají příkazem File → Import → Raw. Nabídka, která se následně objeví, je zobrazena na obrázku 4.3. Width (šířka), height (výška) a number of images (počet obrázků) udávají rozměry dat, které je nutné vyčíst z informačního souboru. Bohužel pořadí ani pojmenování těchto tří čísel není ve všech informačních souborech a programech stejné a proto je občas nutné vyzkoušet různé kombinace, dokud se data nezobrazí dobře. Dále je důležité nastavit dobrý datový typ (Image type) a endianitu (Little-endian byte order). Chybné nastavení některého z parametrů má různé projevy. Nejčastější chyby a jejich následky jsou shrnuty v tabulce 4.1.



Obr. 4.3: Nastavení pro nahrání RAW dat.

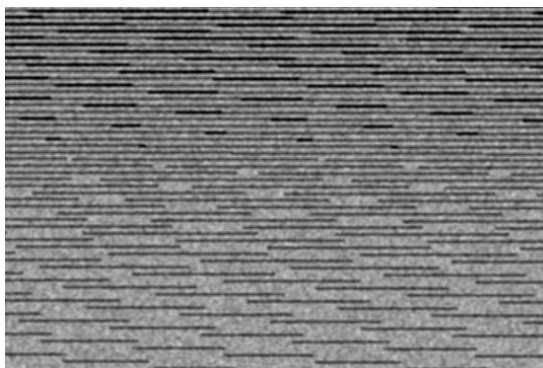
Nastavení Use virtual stack je speciální volba v ImageJ, která způsobí, že obrázky nejsou nahrány všechny najednou do operační paměti, ale až teprve při jejich prohlížení. Je to výhodné pro rychlé zobrazení dat, ale není vhodné, pokud chceme v ImageJ dělat další zpracování dat.

4.3 Ukládání dat

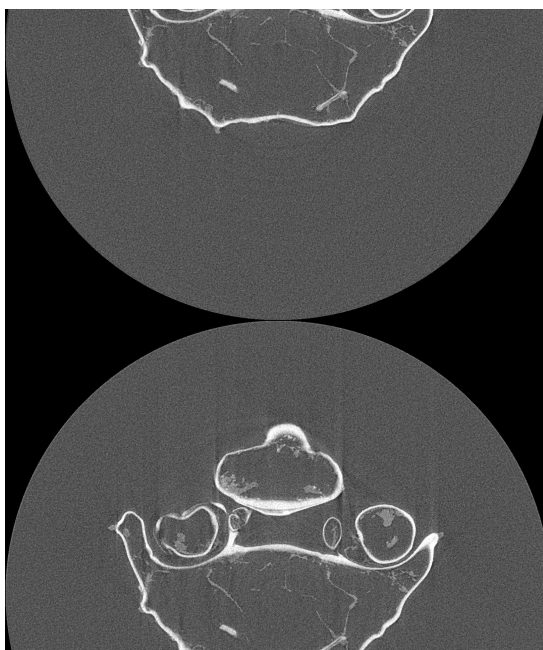
Uložení tomografických dat není triviální záležitost, pokud následuje po matematickém zpracování, které změní rozsah a rozložení hodnot. Pro matematické úpravy jsou data často převedena do datového typu s plovoucí desetinnou čárkou (např. float, double, real), který dovoluje velký rozsah hodnot, ale není vhodný pro ukládání dat,

Tab. 4.1: Nejčastější chyby při nahrávání dat.

Chybné nastavení	Následek
16-bit (místo 8-bit)	4 projekce/řezy v jednom obrázku.
8-bit (místo 16-bit)	Šum bez viditelné struktury.
1. rozměr (width)	Šum s ostrými přechody mezi řádky (obr. 4.4).
2. rozměr (height)	Obrázky přesahují do jiných obrázků (obr. 4.5) .
Velký 3. roz.(number of im.)	Při najetí na poslední obrázky se objeví chyba.
Malý 3. roz.(number of im.)	Není poznat, pouze se nezobrazí všechna data.
Endianita(byte order)	Šum bez viditelné struktury (obr. 4.2a).



Obr. 4.4: Výsledné zobrazení při špatném nastavení 1. rozměru.



Obr. 4.5: Výsledné zobrazení při špatném nastavení 2. rozměru.

a proto je nutné provést převod do typu integer. Nejjednodušší postup je nejdřív upravit rozsah vzorcem:

$$b_{ijk} = \frac{a_{ijk} \cdot t}{\max(A)}, \quad (4.1)$$

kde a_{ijk} je prvek 3D matice A původních data, b_{ijk} je prvek 3D matice B po transformaci a t je nejvyšší hodnota datového typu integer (např. pro uint16 je $x = 65535$). A následně zaokrouhlit všechny hodnoty na celé čísla. V případě, že data obsahují záporné hodnoty nebo je rozsah čísel významně vzdálený od nuly, je nutné provést lineární transformaci:

$$b_{ijk} = \frac{a_{ijk} - \min(A)}{\max(A) - \min(A)} \cdot t. \quad (4.2)$$

Je potřeba zvážit, že matice A může obsahovat několik miliard čísel a proto se může stát, že při některých matematických algoritmech chybně vznikne několik čísel, které mají až o několik řádů větší hodnotu než zbytek čísel. To pak má následek enormní zvětšení zaokrouhlovací chyby hodnot, které nás ve skutečnosti zajímají. Tento problém má dvě řešení. První z nich je použít upravenou transformaci:

$$b_{ijk} = \begin{cases} t, & \text{pro } a_{ijk} \geq Q_{1-p}, \\ \frac{a_{ijk} - Q_p}{Q_{1-p} - Q_p} \cdot t, & \text{pro } Q_{1-p} > a_{ijk} \geq Q_p, \\ 0, & \text{pro } a_{ijk} < Q_p, \end{cases} \quad (4.3)$$

kde $Q_p(A)$ je p -kvantil. Parametr p je číslo od 0 do 1 a udávající kolik procent nejsvětlejších nebo nejtmavších pixelů je zaokrouhleno pouze na jednu hodnotu a je potřeba ho zvolit podle odhadu maximálního počtu „špatných“ hodnot. Druhou možností je nahradit kvantily hranicemi, které se uživatel sám zvolí sám například na základě vizuální kontrole dat.

Dále je možné, že v datech jsou nekonečné nebo nedefinované hodnoty (vzniklé například po dělení nulou). Ty můžou způsobit značné potíže při dalším zpracování (např. vzorec (4.2) nebude vůbec fungovat) a je nutné buď vyfiltrovat, nebo v lepším případě zabránit jejich vzniku.

Výše uvedený postup má nevýhodu, že při hledání hranic lineární transformace, je nutné pracovat se všemi daty. To může být značný problém u tomografických dat, které mají až desítky gigabajtů. Proto některé softwary pracují s projekcemi resp. řezy nebo sinogramy postupně (např. ANKAphase) a v průběhu data ukládají. V takovém případě není možné zjistit maximum a minimum resp. kvantil ze všech dat. První možnost řešení je obě hranice transformace odhadnout podle první zpracovaného obrazu, například vzít trojnásobek maxima a minima z něj. Druhou možností je použít vzorec (4.2) nebo (4.3) na každý obrázek zvlášť a hranice transformace

uložit do pomocného informačního souboru. Takové uložení dat minimalizuje zao-krouhlovací chybu, ale programy neumí s takovým formátem pracovat a je nutné si na otevírání napsat vlastní skript.

5 NÁVRH REKONSTRUKCE DAT Z NANO3DX

Tato kapitola se zabývá zpracováním dat pro nanoCT Nano3DX. Firma Rigaku, která přístroj vyrobila, dodala software, který umí zrekonstruovat data s použitým standartních korekcí. Posun osy rotace od středu projekcí je parametr, který musí zadat uživatel na základě zobrazení jednoho zrekonstruovaného řezu. Vliv hodnoty na data se vždy po zadání přepočítá a po několika sekundách ukáže. Postupným typováním může nakonec uživatel najít ideální posunutí osy rotace. Celý proces může zabrat 5 až 10 minut. Následná rekonstrukce trvající desítky minut už nevyžaduje přítomnost člověka.

Ve snaze vylepšit a zrychlit zpracování dat je v této práci navržen postup pro zpracování projekcí, který obsahuje korekce na pohyb vzorku, filtrování šumu a automatický výpočet osy rotace. Postup zpracování je realizován v prostředí MATLAB a k následné rekonstrukci je využito ASTRA Tomography Toolbox. Proces zpracování spolu se srovnáním výsledků se originálním softwarem od výrobce přístroje je demonstrován v této kapitole.

5.1 ASTRA toolbox

Pro rekonstrukci dat z nanoCT Nano3DX byl použitý software ASTRA Tomography Toolbox [24]. Je to otevřená knihovna pro programové prostředí MATLAB, případně python, která je napsaná v C++ a pro práci s grafickou kartou používá jazyk CUDA.

ASTRA Toolbox umožňuje provést různé rekonstrukce (např. FBP, FDK, SIRT) pro různé geometrie CT systému (např. paralelní nebo kuželový svazek). Pro zrychlení rekonstrukce může výpočty provádět na grafické kartě od výrobců NVIDIA (omezení plynoucí z použití z použitý jazyka CUDA). Software je stále ve vývoji a pravidelně přibývají nové verze. Zpracování dat popsané v této práci probíhá na verzi 1.6.

5.2 Návrh rekonstrukce pomocí Astra-toolbox

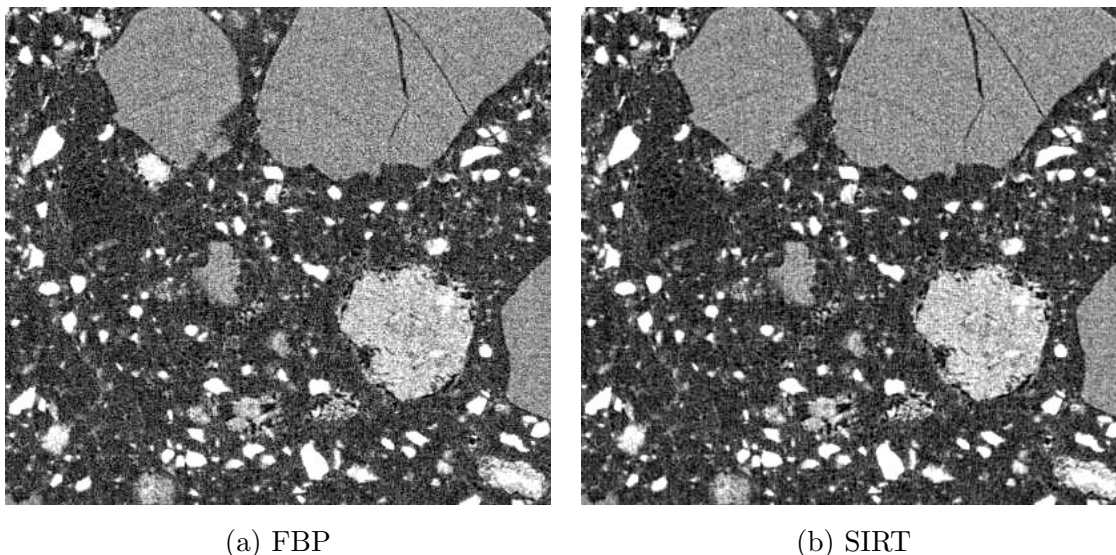
5.2.1 Geometrie

Vzorek je v Nano3DX mnohem blíže detektoru než ke zdroji záření a proto je možné brát rentgenový svazek za kvaziparalelní. Z toho důvodu není potřeba při rekonstrukci používat všechna data naráz, ale stačí vytvořit z projekcí sinogramy a ty pak postupně používat pro rekonstrukci řezů jeden po druhém za použití algoritmů pro paralelní svazek.

Oproti tomu algoritmy, které zohledňují kuželovou povahu svazku, vyžadují nahrání všech vstupních dat. Zde se narazilo na omezení plynoucí z nedostatečné paměti grafické karty. Největší data, které se úspěšně podařilo zrekonstruovat, měly rozměry $600 \times 600 \times 600$, přitom typická data z Nano3DX mají $1648 \times 1220 \times 802$. Jeden z tvůrců programu podal ujištění, že na úpravě algoritmů pro velká data se pracuje, a měli by se objevit v dalších verzích.

5.2.2 Algoritmus rekonstrukce

Pro testování nástroje byl vybrán zástupce analytické rekonstrukce FBP a zástupce algebraické rekonstrukce SIRT. Při dostatečném počtu iterací (kolem 100) dával SIRT stejné výsledky jako druhý algoritmus přibližně stejné výsledky (obr. 5.1), ale jeho doba výpočtu byla přibližně 10krát delší. Z těchto důvodů byl pro navrhované zpracování zvolen FBP.



Obr. 5.1: Rekonstrukce různými algoritmy.

5.3 Návrh procesů před rekonstrukcí pro Nano3DX

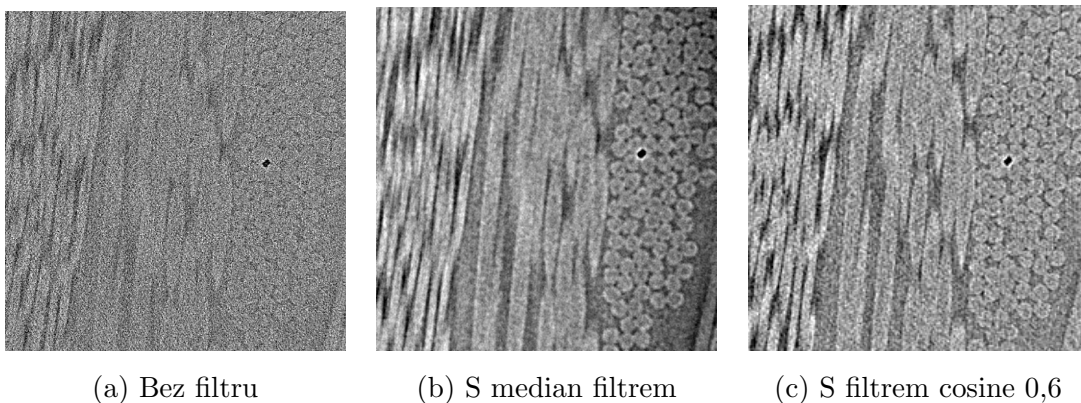
Nano3DX umožňuje se dostat jak k projekcím bez žádných úprav, tak k datům, na které byly aplikovány standardní korekce flat-field, dark-frame a demaskování vadných pixelů. Navrhovaný proces zpracování dat bude pokračovat na datech s touto korekcí.

5.3.1 Filtrace šumu

Filtrování šumu je možné aplikovat ve všech fázích procesu zpracování, před rekonstrukcí, při ní, nebo na tomografických řezech. Poslední varianta se ukázala nevhodná, protože mnohem více rozmáže hrany než ostatní postupy.

Pro filtraci projekcí před rekonstrukcí bylo vyzkoušeno několik filtrací a nakonec se nejvíce ověřil medián filtr s rozsahem 3×3 (obr. 5.2b). Při větších číslech dochází k výrazně většímu rozmazání obrazu a je vhodné je použít jen na účely, když není cílem vysoká rozlišitelnost detailů vnitřní struktury. Filtrace je prováděna jako první proces, aby se zmenšil vliv šumu na další úpravy.

Další možnost bylo využít filtrace u FBP naprogramované v ASTRA. Po otestování různých filtrů se nakonec zvolil Cosine s hodnotou 0,6 (obr. 5.2c). Při porovnání obou přístupů, se ukázal median filtr lepší volbou.



Obr. 5.2: Vliv různých metod filtrace.

5.3.2 Korekce na pohyb vzorku

Nano3DX systém před začátkem měření nasnímá projekci pod úhlem 180° . Ve stejné pozici je vytvořena poslední projekce tomografického měření. Oboje projekce se liší pouze v případě, že se vzorek pohnul. Pro navrhovanou korekci pohybu se nejprve zjistí posun ve svislé a vodorovné ose pomocí minimalizování výrazu:

$$\min_{v,s} \sum_{i=h+1}^{n-h} \sum_{j=h+1}^{m-h} |a_{ij} - b_{i+v,j+s}|, \quad (5.1)$$

kde $v, s \in \langle -h; h \rangle$ jsou hodnoty odhadovaného posunu, n a m je počet pixelů ve vodorovné a svislé ose, h je maximální možné posunutí, které se ještě testuje.

Za předpokladu, že pohyb vzorku byl pomalý a přibližně lineární, tak můžeme upravit všechny projekce. Pro obě osy probíhá korekce zvlášť. V případě posuvu

ve svislé osy každou projekci posuneme o několik pixelů svisle. Předpokládáme, že se první projekce nepohnula a druhá se pohnula o s pixelů. U ostatních projekcí předpokládáme lineární závislost posunutí p_s , které se vypočítá:

$$p_s = \frac{k-1}{o-1} \cdot s, \quad (5.2)$$

kde k je číslo projekce, o je počet projekcí, s je svislý posuv vypočítaný z (5.1). Prakticky je pak posunutí projekcí řešen odstraněním pixelů z dolní nebo horní části obrazu. Například když svislý rozměr nějaké projekce zmenšíme o jeden pixel shora a jinou o jeden pixel zdola, tak se vzájemně posunou o jeden pixel. Pro jednoduchost je možné si vybrat jednu projekci za pevnou a ty ostatní posunovat vůči ní. Protože posun je téměř vždy neceločíselný, je nutné navíc provést lineární interpolaci.

V případě vodorovného pohybu do strany je nutné si ještě uvědomit, že se vzorek může vůči rotačnímu stolku pohybovat ve dvou osách do dvou různých směrů. O jednom z nich bohužel nic nevíme. Jeho směr je v 0° a 180° rovnoběžný na směr šíření paprsku, a proto se v těchto projekcích nijak neprojeví. Naproti tomu naše vypočítané posunutí v se zase neprojeví v projekci měřenou pod úhlem 45° a proto ke vzorci (5.2) v případě pohybu do strany je potřeba ještě přidat funkci kosinus. Ta určuje, jak moc se daném posunutí v konkrétní projekci projeví. Výsledný vztah pro posunutí k -té projekce vypadá takto:

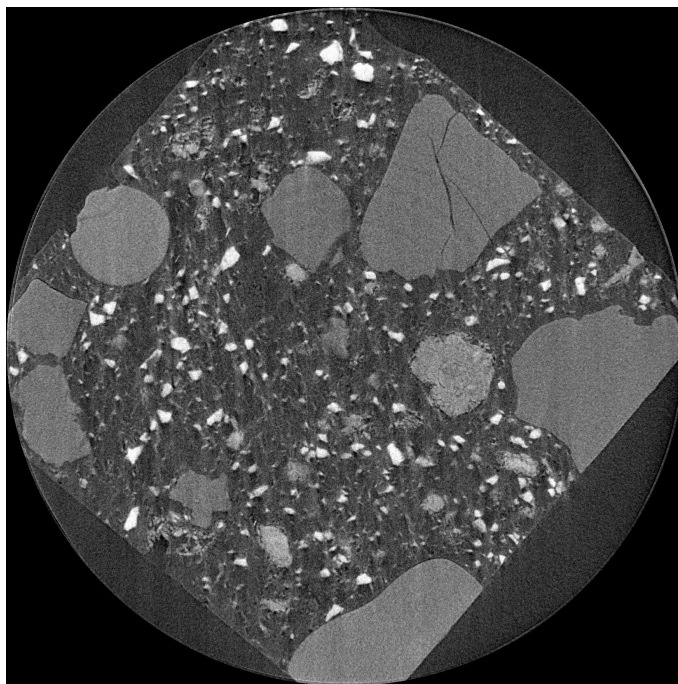
$$p_v = \cos\left(\frac{(k-1)\pi}{o-1}\right) \cdot \frac{k-1}{o-1} \cdot v \quad (5.3)$$

Kde proměnné mají stejný význam, jako v přechozích dvou vzorcích. Tato jednoduchá korekce může mít značný efekt na výsledné řezy. To je demonstrováno na obr. 5.4, který má značně méně artefaktů než obr. 5.3 vytvořený softwarem od Rigaku.

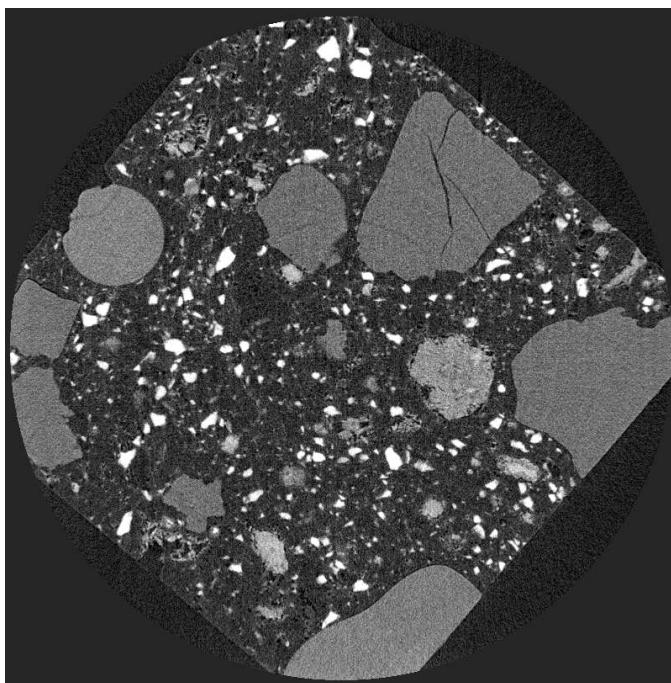
5.3.3 Hledání osy rotace

Pro výpočet osy rotace se využívá prvních dvou projekcí, které jsou pořízené rychle za sebou a při tom se liší 180° . Tyto projekce jsou přibližně osově symetrické. V případě, že osa rotace prochází středem projekcí, tak stačí zrcadlově otočit jednu projekci, aby se překryly. Pokud tomu tak není, je nutné jednu z projekcí navíc posunout do strany o počet pixelů, který je rovný dvojnásobku posunu osy rotace. Znovu můžeme použít vzorec (5.1), pro výpočet posunutí.

V případě, že tento výpočet není přesný, je v navrhované rekonstrukci možné osu rotace ručně doladit. Důvod nepřesnosti může být například pohyb vzorku. V případě, že dojde k posunutí o v pixelu na stranu, je možné zmenšit artefakty v řezech právě pomocí změny osy rotace o polovinu v . Také je možné, že každá



Obr. 5.3: Řez ze softwaru od Rigaku.



Obr. 5.4: Řez z navrhovaného zpracování.

část vzorku pohne jinak. V takovém případě ideální osa rotace pro minimalizování artefaktů je odlišná pro různé části.

5.4 Srovnání různých procesů zpracování dat

Kromě rozdílů, způsobené výše popsány korekcemi, je zde několik dalších vlastností, které se liší u zpracování rekonstrukčním programem od Rigaku a navrhovaným postupem. Výrobce tomografu však dává přednost výsledná data uchovat pouze v jednom velkém souboru s příponou RAW v uin8. V navrženém postupu se výsledné řezy ukládají jako sérii obrázků s příponou TIFF v uint16. Zatímco formát dat je pouze technická záležitost, která nemá vliv na samotné data, tak bitová hloubka může mít větší dopad. Za cenu dvojnásobné velikosti je navrhovaném zpracování použito pro každou hodnotu v obraze 256krát větší rozsah odstínu šedi.

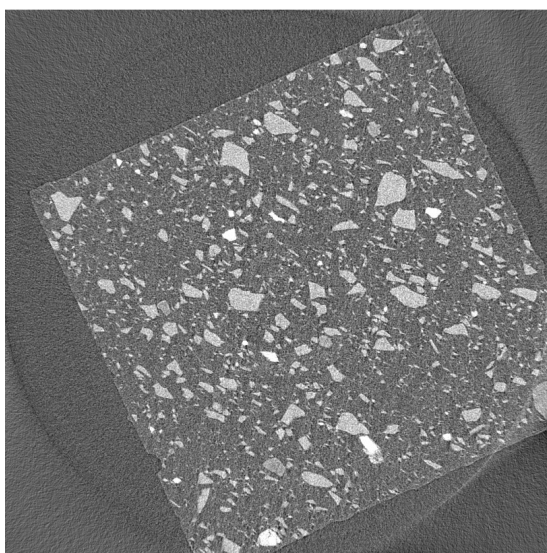
5.4.1 Ořezání okrajů

Protože se vzorek v přístroji otáčí, můžou se některé části v průběhu měření dostat ze zorného pole detektoru. Prostor, u kterého je taková možnost vyloučená, tvoří válec se středem v ose rotace. Software od Rigaku svoji rekonstrukci omezuje pouze na tento prostor (obr. 5.5a), ale obecně je možné získat informace o části vzorku mimo něj, jak ukazuje navrhovaný proces zpracování projekcí (obr. 5.5b). U rekonstrukce pomocí ASTRA jsou data méně kvalitní, navíc se v nich objevuje kruhový artefakt na krajích vzorku. Z těchto důvodů je možné v navrhovaném skriptu válcové ořezání také nastavit včetně jeho poloměru.

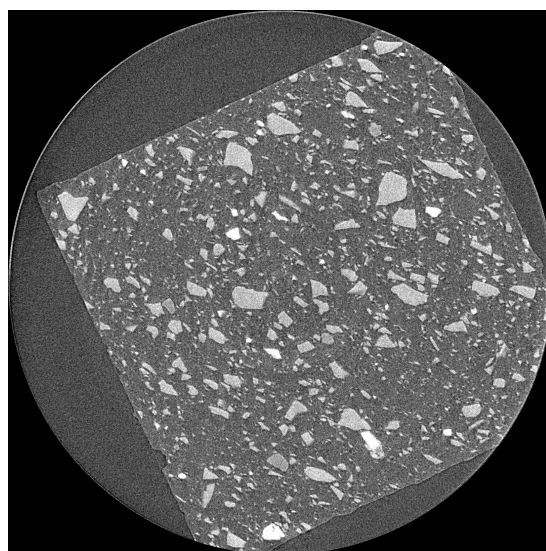
5.4.2 Časová náročnost

Důležitou vlastností celého procesu je doba zpracování. Pro srovnání bylo použito měření s 802 projekcemi s rozměry 1648×1220 . Software od firmy Rigaku na PC dodaném společně s tomografem vyžadoval přibližně 10 minut pro nastavení (zejména hledání osy rotace zabralo nejvíce času) a následně 46 minut na samotný výpočet. Výpočet je prováděn na grafické kartě Tesla K20c s frekvencí 705 MHz, 2496 jádry a pamětí 4800 MB.

Navrhovaný skript v prostředí MATLAB vyžadoval přibližně 2 minuty na nastavení a 14 minut výpočetního času. Probíhal na grafické kartě GeForce GTX 980 Ti taktovanou na frekvenci 1063 MHz, s 2816 jádry a pamětí 6 GB.



(a) Bez ořezu v navrhovaném postupu



(b) S ořezem od Rigaku

Obr. 5.5: Oblast rekonstrukce.

6 ZÁVĚR

V první části práce byl rozebrán tomografický systém po technické stránce. Postupně byl popsán nejen základní principu měření, ale i jednotlivé součásti přístroje a jejich vlastnosti. Bylo také upozorněno na některé jejich technické nedostatky, které mohou způsobit nežádané artefakty v datech.

Dále byl popsán proces zpracování dat. Jeho nedílnou součástí je tomografická rekonstrukce, která převede projekce na virtuální řezy vzorkem. Existuje řada rekonstrukčních algoritmů s rozdílným přístupem k dané problematice. V práci je možné najít jejich přehled a výčet hlavních výhod a nevýhod.

Nezanedbatelná část zpracování dat probíhá před samotnou rekonstrukcí. V práci byly popsány standardní korekce flat-field, dark-field a demaskování vadných pixelů, které dnes jsou běžnou součástí zpracování dat. Další významnou korekcí je filtrování šumu v obraze, který ovlivňuje rozlišovací schopnosti přístroje. Dále byla prezentována problematika nežádaného pohybu vzorku při měření, který způsobuje značné artefakty ve výsledném obraze. Nakonec byl rozebrán postup na hledání polohy osy rotace vzorku. Ta je pro tomografickou rekonstrukci zásadní údaj, který je potřeba znát s přesností menší než jednoho pixelu.

V poslední části byl navržen postup pro zpracování dat z nanoCT Nano3DX. Pro tomografickou rekonstrukci byl použit otevřený software ASTRA Tomography Toolbox, což je knihovna pro prostředí MATLAB, která obsahuje několik různých rekonstrukčních algoritmů, a umožňuje k urychlení zpracování využít grafickou kartu. Dále byla naprogramována a přidána korekce na pohyb vzorku, filtrace šumu a výpočet polohy osy rotace.

Při srovnáním navrhovaného postupu s softwarem dodaného od výrobce tomografu zjistíme, že kvalita některých výsledků je srovnatelná a u jiných pozorujeme značný úbytek nežádoucích artefaktů. Ten je způsoben korekcí na pohyb. Ta však funguje pouze na pomalý přibližně lineární posun ve dvou osách, a proto některé artefakty způsobené pohybem vzorků neodstaní. Dále navrhovaný postup obsahuje algoritmus na hledání osy rotace. Ten odstraňuje 5-10 minutové nastavování před každou rekonstrukcí v původním softwaru. V případě srovnání časové náročnosti je navrhovaný postup přibližně třikrát rychlejší, což je částečně způsobena kvalitnější grafickou kartou použitou pro rekonstrukci.

LITERATURA

- [1] ABU ANAS, E. M. et al. Comparison of ring artifact removal methods using flat panel detector based CT images. *BioMedical Engineering On-Line* [online]. 2011, **10**(1), 72- [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1186/1475-925X-10-72. ISSN 1475-925x. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-10-72>
- [2] ANDERSEN, A. Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): A superior implementation of the ART algorithm. *Ultrasonic Imaging* [online]. 1984, **6**(1), 81-94 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1016/0161-7346(84)90008-7. ISSN 01617346. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0161734684900087>
- [3] *ASTRA Tomography Toolbox: A high-performance GPU MATLAB toolbox for 2D and 3D tomography* [online]. 2013 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <https://sourceforge.net/projects/astra-toolbox/>
- [4] BERJAK, J. *Automatická analýza a rozpoznávání biologických objektů v obraze pomocí fázové korelace*. Brno, 2009. Disertační práce.
- [5] Bit Depth - color precision in raster images. *The Working Man* [online]. [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://www.the-working-man.org/2014/12/bit-depth-color-precision-in-raster.html>
- [6] BOIN, M. a A. HAIBEL. Compensation of ring artefacts in synchrotron tomographic images. *Optics Express* [online]. 2006, **14**(25), 12071- [cit. 2016-05-21]. DOI: 10.1364/OE.14.012071. ISSN 1094-4087. Dostupné z: <https://www.osapublishing.org/oe/abstract.cfm?uri=oe-14-25-12071>
- [7] Byte Order. *Unix Incompatibility Notes* [online]. J. Wolter [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://unixpapa.com/incnote/byteorder.html>
- [8] Digital Filters. *Image processing: Learnign resources* [online]. Robert Fisher, Simon Perkins, Ashley Walker, Erik Wolfart, 2004 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/filtops.htm>
- [9] FELDKAMP, L. A., L. C. DAVIS a J. W. KRESS. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America A* [online]. 1984, **1**(6), 612- [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1364/JOSAA.1.000612. ISSN 1084-7529. Dostupné z: <https://www.osapublishing.org/abstract.cfm?URI=josaa-1-6-612>

- [10] FUCHS, E. a I. NETUKA. Johan Radon. *Pokroky matematiky, fyziky a astronomie* [online]. 1988, **33**(5), 282–285 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://dml.cz/dmlcz/138328>
- [11] GONDROM, S., S. SCHRÖPFER a D. SAARBRÜCKEN. Digital computed laminography and tomosynthesis: functional principles and industrial applications. In: *International Symposium on Computerized Tomography for Industrial Applications and Image Processing in Radiology* [online]. Berlin, Germany: DGZfP, 1999 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.ndt.net/article/v04n07/bb67_11/bb67_11.htm
- [12] HSIEH, J. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. 2nd ed. Bellingham, Wash.: SPIE Press, c2009. ISBN 978-081-9475-336.
- [13] HUBBELL, J. H. a S. M. SELTZER. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. *Radiation Physics Division* [online]. 1996 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
- [14] HUNTAMAKI, J. J., S. WRONKA a W. DZIEWIECKI. 3D reconstructions from bulky objects using sparse-angle data. In: *Digital Industrial Radiology and Computed Tomography*. Belgium, Ghent, 2015.
- [15] KAK, Avinash C. a Malcolm. SLANEY. *Principles of computerized tomographic imaging*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2001. ISBN 08-987-1494-X.
- [16] KASTNER, J., B. PLANK a C. HEINZL. Advanced X-ray computed tomography methods: High resolution CT, phase contrast CT, quantitative CT and 4DCT: Proceedings. In: *DIR 2015* [online]. Ghent, Belgium, 2015 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://www.ndt.net/search/docs.php3?showForm=off&id=18089>
- [17] KARIMI, D. et al. A sinogram denoising algorithm for low-dose computed tomography. *BMC Medical Imaging* [online]. 2016, **16**(1), - [cit. 2016-05-21]. DOI: 10.1186/s12880-016-0112-5. ISSN 1471-2342. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2342/16/11>
- [18] KETCHAM, R. A. a W. D. CARLSON. Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences.

- Computers* [online]. 2001, **27**(4), 381-400 [cit. 2016-05-21]. DOI: 10.1016/S0098-3004(00)00116-3. ISSN 00983004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0098300400001163>
- [19] KHAN, F. M. a John P. GIBBONS. *The physics of radiation therapy*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, c2003. ISBN 07-817-3065-1.
- [20] MAISL, M., F. PORSCH a C. SCHORR. Computed laminography for X-ray inspection of lightweight constructions. In: *In Proceedings of the 2nd international symposium on NDT in aerospace*; [online]. 2010 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: <http://www.ndt.net/article/aero2010/papers/mo3a3.pdf>
- [21] MALINA, R. *Optická tomografie a rentgenová mikrotomografie*. Brno, 2007. Dizertační práce.
- [22] NARASIMHA, R. et al. Evaluation of denoising algorithms for biological electron tomography. *Journal of Structural Biology* [online]. 2008, **164**(1), 7-17 [cit. 2016-05-21]. DOI: 10.1016/j.jsb.2008.04.006. ISSN 10478477. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047847708001032>
- [23] OLANDER, B. *Centre of Rotation Determination Using Projection Data in X-ray Micro Computed Tomography* [online]. Linköping: Linköping University Electronic Press, 1994 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:327718/FULLTEXT01.pdf>
- [24] PADLEY, S. P.G. a D. M. HANSELL. Imaging Techniques. In: *Clinical Gate* [online]. 2015 [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://clinicalgate.com/imaging-techniques-3/>
- [25] Phoenix v|tome|x s. *GE Measurement and Control* [online]. [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <https://www.gemeasurement.com/inspection-ndt/radiography-and-computed-tomography/phoenix-vtomex-s>
- [26] RALF, C. a H. J. NEUMANN. *X-ray tomography in industrial metrology precise, economical and universal*. Landsberg: Verl. Moderne Industrie, 2011. ISBN 38-623-6020-2.
- [27] ROTH, H., H. ZHENHUI a T. PAUL. IC package inspection with nanofocus X-ray tubes and nanoCT. *2008 15th International Symposium on the Physical and Failure Analysis of Integrated Circuits* [online]. IEEE, 2008, , 1-3 [cit. 2016-05-15]. ISBN 978-1-4244-2039-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4588179>

- [28] SILTANEN, S. et al. Statistical inversion for medical x-ray tomography with few radiographs: I. General theory. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2003, **48**(10), 1437-1463 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.1088/0031-9155/48/10/314. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/48/10/314/meta>
- [29] The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979. *Official web site of the Nobel Prize* [online]. 2016 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/
- [30] Tomography. *Online etymology dictionary* [online]. [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.etymonline.com/index.php?allowed_in_frame=0&search=tomography
- [31] STARÝ, P. *Optimalizace nastavení tomografické stanice ge phoenix pro plastové součásti obsahující kovové části*. Brno, 2014. Bakalářská práce.
- [32] STOCK, S. R. *Microcomputed tomography: methodology and applications*. Boca Raton: CRC Press, c2009. ISBN 14-200-5876-2.
- [33] SUKUMAR, V. et al. Algorithms for Masking Pixel Defects at Low Exposure Conditions for CMOS Image Sensors. *Engineering* [online]. 2010, **02**(04), 220-227 [cit. 2016-05-20]. DOI: 10.4236/eng.2010.24032. ISSN 1947-3931. Dostupné z: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/eng.2010.24032>
- [34] VO, N. T. et al. Reliable method for calculating the center of rotation in parallel-beam tomography. *Optics Express* [online]. 2014, **22**(16), 19078- [cit. 2016-05-21]. DOI: 10.1364/OE.22.019078. ISSN 1094-4087. Dostupné z: <https://www.osapublishing.org/oe/abstract.cfm?uri=oe-22-16-19078>
- [35] X-ray microscope: Microtomography of large samples at high resolution. *Rigaku* [online]. 2015 [cit. 2016-05-21]. Dostupné z: <http://www.rigaku.com/en/products/xrm/nano3dx>
- [36] ŽIŽKA, J. Iterativní rekonstrukce CT obrazu: revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Ces Radiol* [online]. 2011, **65**(3), 169–176 [cit. 2016-05-20]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

Tab. 6.1: Seznam symbolů a veličin

Symbol	Rozměr	Veličina
A, B	$[\text{Wm}^{-2}]$	3D matice hodnot všech projekcí
a_{ij}, b_{ij}	$[\text{Wm}^{-2}]$	Prvek 2D matice A_k resp. B_k
a_{ijk}, b_{ijk}	$[\text{Wm}^{-2}]$	Prvek 3D matice A resp. B
A_k, B_k	$[\text{Wm}^{-2}]$	k-tá projekce
$Dark$	$[\text{Wm}^{-2}]$	Dark-frame, někdy taky dark-field, kalibrační měření
E	$[\text{J}]$	Energie fotonu
$Flat$	$[\text{Wm}^{-2}]$	Flat-field, kalibrační měření
h	$[\text{pixel}]$	Hranice pro hledání posunutí dvou projekcí
i, j	$[\text{pixel}]$	Souřadnice prvku v matici
I	$[\text{Wm}^{-2}]$	Intenzita zachycena na detektoru
I_0	$[\text{Wm}^{-2}]$	Intenzita
k	$[-]$	Pořadové číslo projekce
n, m	$[\text{pixel}]$	Rozměry projekce
o	$[-]$	Počet projekcí
Q_p	$[-]$	p-kvantil
p	$[-]$	Číslo od 0 do 1 určující kvantil
$\{p_s, p_v\}$	$[\text{pixel}]$	Hodnoty svislého a vodorovného posunutí k-té projekce
s, v	$[\text{pixel}]$	Hodnoty celkového svislého a vodorovného posunutí
t	$[-]$	Nejvyšší nejvyšší hodnota použitého datového typu
μ	$[\text{m}^{-1}]$	Koeficient absorpce
τ_0	$[\text{Wm}^{-2}\text{J}^{-1}]$	Intenzitana jednotku energie

Tab. 6.2: Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CCD	Charge-Coupled Device
COR	Center Of Rotation
CT	Computed Tomograph}
CUDA	Compute Unified Device Architecture
FBP	Filtered Back Projection
FDK	Feldkamp-Davis-Kressův algoritmus
GE	General Electric Company
MATLAB	Matrix laboratory
PNG	Portable Network Graphics
PSIG	Parallel Statistical Inversion algorithm
SART	Simultaneous Iterative Reconstructive Technique
SIRT	Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique
uint16	unsigned integer 16-bit
uint8	unsigned integer 8-bit
TIFF	Tag Image File Format