



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV FYZIKÁLNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF PHYSICAL ENGINEERING

OPTIMALIZACE NASTAVENÍ TOMOGRAFICKÉ STANICE GE PHOENIX PRO PLASTOVÉ SOUČÁSTI OBSAHUJÍCÍ KOVOVÉ ČÁSTI

OPTIMIZATION OF TOMOGRAPHIC STATION GE PHOENIX ADJUSTMENT FOR PLASTIC
COMPONENTS INCLUDING METAL PARTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

PŘEMYSL STARÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. TOMÁŠ ZIKMUND

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav fyzikálního inženýrství

Akademický rok: 2013/2014

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Přemysl Starý

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Fyzikální inženýrství a nanotechnologie (3901R043)**

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:

Optimalizace nastavení tomografické stanice GE phoenix pro plastové součásti obsahující kovové části

v anglickém jazyce:

Optimization of tomographic station GE phoenix adjustment for plastic components including metal parts

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V rentgenové počítačové tomografii vznikají od kovových materiálů artefakty, které v jeho blízkosti znemožňují analýzu nízkoabsorpčních materiálů. Jednou z možností, jak se zbavit těchto artefaktů, je použití korekčních algoritmů. Druhou z možností je se artefaktům vyhnout. Tedy nastavit parametry přístroje a upnout vzorek takovým způsobem, aby byly kovové artefakty co nejlépe eliminovány.

Cíle bakalářské práce:

Realizovat asi 3 tomografická měření, na kterých se vyzkouší různé nastavení CT stanice vzhledem k eliminaci artefaktů (konkrétněji poloha vzorku, energie+filtr, použití kolimátoru)
Porovnat výsledky ze všech měření, stanovit pravidla pro zhodnocení, vyhodnotit výsledky.

Seznam odborné literatury:

HSIEH, JIANG: Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances.

KAK, A.C., SLANEY, M. : Principles of Computerized Tomographic Imaging.

ATTWOOD, D.: Soft X-rays and Extreme Ultraviolet Radiation.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Tomáš Zikmund

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 30.11.2013

L.S.

prof. RNDr. Tomáš Šikola, CSc.
Ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
Děkan fakulty

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Tomáše Zikmunda a že veškeré podklady, ze kterých jsem čerpal, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Přemysl Starý

Abstrakt

Rentgenová výpočetní tomografie je nástroj využívaný hlavně v medicínské diagnostice. S vývojem této techniky a zlepšení přesnosti tomografických systémů se tomografie začala používat pro průmyslové aplikace především kvůli nedestruktivní analýze vnitřní struktury vzorků. Při skenování nízko-absorpčních materiálů spolu s vysoko-absorpčními (například plast s kovem) však dochází k negativnímu ovlivnění rekonstruovaných dat. Toto ovlivnění znemožňuje analýzu vnitřní struktury. Existují dvě možnosti, jak tyto artefakty eliminovat. Buď použít algoritmy k redukci kovových artefaktů, nebo se jim pokusit vyhnout již při skenování. Tato bakalářská práce se zaměřuje na optimalizaci nastavení tomografické stanice pro pozorování plastových součástí obsahujících kovové části. Bude pozorován vliv použitého filtru rentgenového záření, vliv použití kolimátoru a vliv polohy vzorku na kvalitu dat. Kvalita dat bude hodnocena jak porovnáním tak s využitím kritérií jako kontrast, šum a ostrost hran.

Summary

X-ray computed tomography is a tool mostly used in a medical diagnosis. A development of the technique and an improvement in accuracy of tomographic systems enabled an utilization of the tomography in industrial applications. The tomography allows non-destructive analysis of inner structure. There is a negative influence of a reconstructed area if a low-absorption and high-absorption materials are scanned together. This influence makes analysis of the inner structure impossible. There are two options to eliminate these artifacts. We can use algorithms to reduce metal artifacts, or we can try to avoid them when performing the scan. This bachelor thesis focuses on an optimization of tomographic station adjustment for the plastic components including metal parts. The effect of an usage of X-ray filter or collimator and effect of a sample orientation on data quality will be observed. We use tools like contrast, noise and edge sharpness to evaluate data quality.

Klíčová slova

Rentgenová výpočetní tomografie, paralelní projekce, filtrovaná zpětná projekce, rentgenové spektrum, kvalitativní hodnocení, kontrast, šum, ostrost hrany.

Keywords

X-ray computed tomography, parallel projection, filtered back-projection, qualitative evaluation, X-ray spectra, contrast, noise, edge sharpness.

STARÝ, P. *Optimalizace nastavení tomografické stanice GE phoenix pro plastové součásti obsahující kovové části* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 34 s. Vedoucí bakalářské práce – Ing. Tomáš Zikmund

Poděkování:

Děkuji Ing. Tomáši Zikmundovi za odborné vedení, pomoc a cenné rady při zpracování této bakalářské práce a také všem, kteří mi byli jakkoliv nápomocni.

Obsah

ÚVOD	9
1. RENTGENOVÁ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	10
1.1. Rentgenové záření.....	10
1.2. Zdroje rentgenového záření	10
1.3. Interakce rentgenového záření s látkou.....	11
1.4. Útlum rentgenového záření.....	12
1.5. Detektor rentgenového záření	13
1.6. Rekonstrukce obrazu předmětu.....	14
1.7. Artefakty výpočetní tomografie.....	16
2. MĚŘENÍ	17
2.1. Volba vzorku.....	17
2.2. Nastavení parametrů	17
2.3. Zpracování tomografických dat	20
3. SROVNÁNÍ KVALITY	23
3.1. Vizuelní porovnání.....	23
3.2. Stanovení kritérií.....	26
3.2. Aplikace kritérií	27
3.2.1. Stanovení kontrastu a poměru signálu k šumu	27
3.2.2. Stanovení šířky hrany	29
3.2.3. Stanovení poměru šumů podél čar	31
ZÁVĚR	33
POUŽITÁ LITERATURA	34

ÚVOD

Vznik výpočetní tomografie umožnil W. C. Röntgen na konci 19. století objevem paprsků X, později pojmenovaných podle svého objevitele. Tyto paprsky vznikají při interakci rychlých elektronů s látkou a jsou schopny látkou procházet. Při průchodu hmotou je záření utlumováno. Tento útlum je různý pro různé látky. Díky tomu můžeme analýzou prošlých paprsků do jisté míry rekonstruovat oblast, kterou záření prošlo. Toho se využívá u klasického rentgenu. Bohužel touto metodou nelze sestavit trojrozměrný model předmětu, což bylo umožněno koncem šedesátých let zavedením počítačů do procesu zpracování. Základy výpočetní tomografii položili nezávisle na sobě G. Hounsfield a A. Cormack, oba za to byli oceněni Nobelovou cenou. Výpočetní tomografie je nedestruktivní metoda, která umožňuje s pomocí vizualizací rekonstruovaného objektu odhalit vnitřní strukturu. Jako relativně mladá metoda prochází vývojem odstraňování nedostatků. Mezi ně patří i vznik kovových artefaktů při studiu dvou materiálů s velkým rozdílem absorpce rentgenového záření. K tomu dochází poměrně často, například při zkoumání plastu a kovu. K redukci kovových artefaktů lze využít software “Metal Deletion Technique“ nebo “Smart Metal Artifact Reduction“ [1, 11]. Další možností je artefaktům se vyhnout nebo jejich projev alespoň potlačit již při generování tomografických dat. V této práci jsou vyzkoušena různá nastavení přístroje, byl použit kolimátor, různý filtr rentgenového záření a změněna poloha vzorku při skenování. Cílem práce je pozorovat změny v obraze a určit vliv nastavení parametrů na kvalitu obrazu. Téma optimalizace tomografické stanice jsem si vybral především proto, že výpočetní tomografie je nástroj využitelný v mnoha oblastech. Při vypracování jsem si rozšířil představu o funkci i problémech výpočetní tomografie.

1. RENTGENOVÁ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Systém rentgenové výpočetní tomografie se sestává z několika částí. Konkrétně jsou to rentgenka, detektor, mechanická část umožňující otáčení a zařízení pro zpracování dat. K vytvoření tomografických dat objektu je nejprve potřeba získat projekce. Tyto vypovídají o útlumu rentgenového záření prošlého skrz předmět pod určitým úhlem. Získané projekce z rozsahu natočení 0° až 360° jsou s využitím matematických metod rekonstrukce obrazu z projekcí zpracovány pomocí výpočetní techniky.

1.1. Rentgenové záření

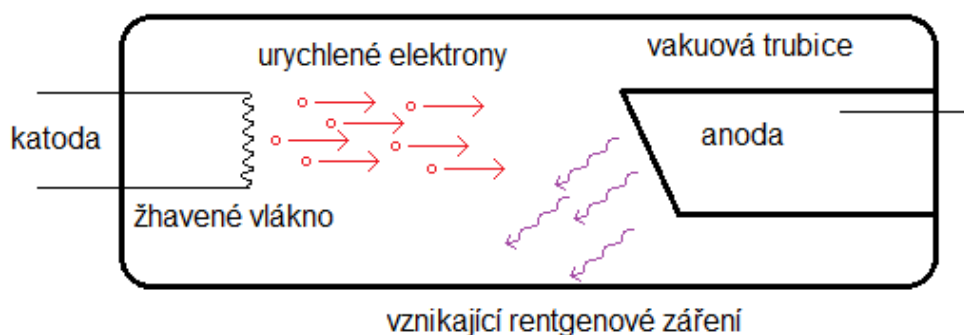
Rentgenové záření je formou elektromagnetické vlny, obdobně jako viditelné světlo nebo gama záření. Elektromagnetické záření je tvořeno fotony a každému můžeme přiřadit energii E nepřímo úměrnou jeho vlnové délce λ :

$$E = \frac{hc}{\lambda}, \quad (1.1)$$

kde $h = 6,6261 \cdot 10^{-20}$ J·s je Planckova konstanta, $c = 3 \cdot 10^8$ m/s je rychlost světla ve vakuu a f je frekvence. V případě použití tomografické stanice GE phoenix je typické použití záření o energii od 50 keV do 240 keV, čemuž odpovídá vlnová délka od 25 pm do 5 pm. Stanice GE phoenix je využívána v laboratoři rentgenové mikro a nanotomografie zapojené do Středoevropského technologického institutu CEITEC.

1.2. Zdroje rentgenového záření

Rentgenové záření vzniká, pokud jsou elektrony o kinetické energii řádově tisíců elektronvoltů zpomaleny kovovým objektem. Zdroj rentgenového záření (Obr. 1.1) obsahuje katodu a anodu uvnitř vakuové trubice. Zahřátím katodového vlákna jsou elektrony vytrhovány z povrchu a elektrický potenciál mezi katodou a anodou přinutí elektrony zrychlit směrem k anodě. Když tyto elektrony dorazí ke kladně nabitému terči z těžkého kovu, v našem případě wolframu, interagují elektrony s atomy terče a předají svou kinetickou energii anodě. Tyto interakce se odehrávají ve velmi malých hloubkách pod povrchem terče. Elektrony interagují buďto s elektrony nebo s jádry atomů wolframu. Tyto interakce přeměňují kinetickou energii na teplo a energii záření ve formě rentgenových paprsků. Jakmile jsou elektrony dostatečně zpomaleny, jsou odváděny do elektrického obvodu.



Obr. 1.1: Schéma rentgenky

Elektrony interagují s elektrony z vnějších slupek atomů wolframu, ale nepředají dostatek energie k ionizaci. Nejčastěji jsou elektrony z vnější slupky excitovány na vyšší energii, ale okamžitě deexcitují na původní stav za vzniku tepelného záření. Toto neustálé vybuzování a vracení je zodpovědné za zahřívání anody a klade velké nároky na materiál anody, aby nedocházelo k tání a vypařování. Obecně více než 99% kinetické energie se spotřebuje na teplo a méně než 1% zůstane na tvorbu rentgenového záření [2]. Na vzniku rentgenového záření se podílejí dvě různé interakce elektronu s atomem.

Elektron s vysokou energií narazí do atomu terče a při srážce vyrazí jeden z vnitřních elektronů atomu terče a v této slupce vznikne "díra". Elektron z jedné ze vzdálenějších slupek od jádra přejde a zaplní tuto díru. Při tomto přechodu atom emituje foton charakteristického rentgenového záření [3].

Elektron může při srážce s jedním z atomů terče ztratit část své energie a ta se může přeměnit ve foton, který je vyzářen z místa srážky. Energie, kterou při srážce převezme atom, je malá, protože atom má vůči elektronu velkou hmotnost. Rozptýlený elektron má energii menší než na počátku a může se znovu srazit s dalším atomem terče a vytvořit druhý foton, jehož energie se může lišit od hodnoty energie prvního fotonu, který vznikl v průběhu první srážky. Tyto elektronové srážky mohou pokračovat, dokud se elektron nezabrzdí. Všechny fotony vznikající při těchto srážkách vytvářejí spojitou část rentgenového spektra nazývanou brzdné záření [3].

1.3. Interakce rentgenového záření s látkou

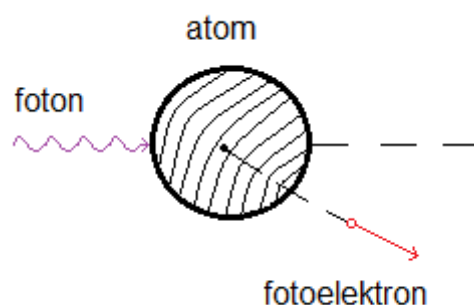
Rentgenové paprsky interagují s hmotou třemi způsoby, mohou interagovat s elektrony atomu, s nukleony nebo s elektrickými poli atomů. Interakce vyústí v jednu ze tří možností: reagující rentgenový paprsek může být kompletně absorbován a přestane tedy existovat, může dojít ke srážce pružné, či nepružné. Z toho vyplývá, že máme devět různých způsobů interakce fotonů s látkou, jak je ukázáno v tabulce 1.1 [4].

Tab. 1.1: Interakce rentgenového záření s látkou

	Atomové elektrony	Nukleony	Elektrické pole atomu
Absorpce	Fotoelektrický jev	Fotodisintegrace	Kreace elektron-pozitronového páru
Pružný rozptyl	Rayleighův rozptyl	Thomsonův rozptyl	Delbrückův rozptyl
Nepružný rozptyl	Comptonův rozptyl	Nukleární rezonanční rozptyl	Nepozorováno

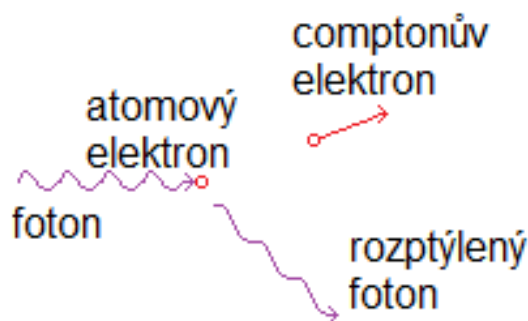
Při interakci rentgenového záření s látkou převládají procesy, v nichž vystupují atomové elektrony. Rayleighův rozptyl je typicky malý ale zanedbatelný, ostatní jsou buďto zanedbatelné nebo energeticky nemožné. Například při energii fotonu pod 1 MeV není kreace elektron-pozitronového páru z energetických důvodů povolena. Nejdůležitější pro rentgenovou výpočetní tomografii jsou fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl. [4]

Fotoelektrický jev nastane při interakci rentgenového záření s elektronem z vnitřní slupky. Tento elektron je vyražen z atomu. Pokud foton nese více energie, než je potřeba na vyražení elektronu, předá se tato zbytková energie vyraženému elektronu ve formě kinetické energie. Foton rentgenového záření je tedy úplně absorbován. Fotoelektrický jev je nejvýraznější u rentgenových paprsků o nízké energii a silně závisí na atomovém čísle.



Obr. 1.2: Fotoelektrický jev

Comptonův rozptyl nastane při interakci rentgenového záření s volným elektronem. Foton se rozptyluje nepružně, což znamená, že ztrácí energii. Kvůli zachování hybnosti a kinetické energie, elektron získá určitou rychlost a rentgenový paprsek je rozptýlen tomu odpovídajícímu směru a má nižší energii. Ačkoliv není rentgenový paprsek absorbován, je odstraněn ze svazku dopadajících paprsků, jelikož byl odkloněn od původního směru.



Obr. 1.3: Comptonův rozptyl

1.4. Útlum rentgenového záření

Pro jedno-energiové rentgenové záření je útlum v látce dán Beerovým-Lambertovým zákonem absorpce, což znamená, že každá vrstva o stejné tloušťce absorbuje shodný zlomek záření, který jí prochází:

$$\frac{dI}{I} = -\mu ds, \quad (1.2)$$

kde I je intenzita dopadajícího záření, $\frac{dI}{I}$ je zlomek záření odstraněného ze svazku, při průchodu malou tloušťkou ds materiálu a μ je lineární útlumový koeficient [4].

Rovnice se dá jednoduše zintegrovat, aby popsala utlumení rentgenového záření v následující více známé formě:

$$I = I_0 e^{-\mu s}, \quad (1.3)$$

kde I_0 je intenzita netlumeného záření a I je intenzita záření po průchodu vrstvou tloušťky s . Pokud rentgenové záření prochází nehomogenním materiálem, rovnici 1.3 musíme přepsat do obecnějšího tvaru:

$$I = I_0 e^{-\int \mu(s) ds}, \quad (1.4)$$

kde se křivkový integrál bere podél směru šíření rentgenového paprsku a $\mu(s)$ je koeficient lineární absorpce v každém bodě dráhy paprsku [4]. Ve výpočetní tomografii je zlomek $\frac{I}{I_0}$ měřen pro velmi velký počet drah paprsků skrz zkoumaný předmět a zaznamenán k získání setu křivkových integrálů ke zpracování rekonstrukčními algoritmy. Speciálně, základní měření, I a I_0 jsou zpracovány k získání nezbytných křivkových integrálů:

$$\int \mu(s) ds = -\ln \frac{I}{I_0}. \quad (1.5)$$

Lineární útlumový koeficient je mírou útlumu na jednotku vzdálenosti. Je specifický pro použité rentgenové záření a typ absorbéru. Následně rovnice 1.5 musí být přizpůsobena pro nehomogenní materiály a polychromatické rentgenové záření [4]:

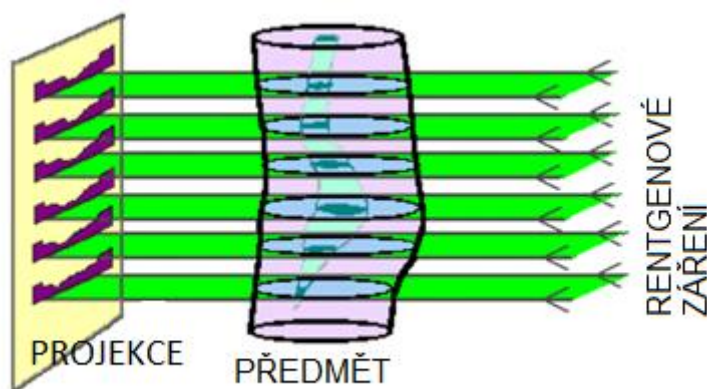
$$I = \int I_0(E) e^{-\int \mu(s,E) ds} dE. \quad (1.6)$$

1.5. Detektor rentgenového záření

Rentgenové záření prošlé předmětem je zaznamenáno detektorem. Ideální detektor by měl být schopen zaznamenat každý foton spektra záření a měl by mít lineární odezvu na širokém rozsahu intenzit. Na počátku rentgenové radiografie byly používány fotografické filmy. Nicméně vzhledem k aplikacím výpočetní tomografie a k digitálnímu uchování dat se přestaly používat. V současnosti se ve výpočetní tomografii nejčastěji používají CCD kamery. Jelikož jsou nejcitlivější na viditelné světlo a protože mohou být poškozeny rentgenovým zářením, používá se scintilátor na konverzi rentgenového záření na fotony světla. Kvůli rozdílné velikosti CCD čipu a scintilátoru je dále nutné použití vláknové optiky nebo optických čoček. Toto jsou tedy tři části detektoru rentgenového záření [2].

1.6. Rekonstrukce obrazu předmětu

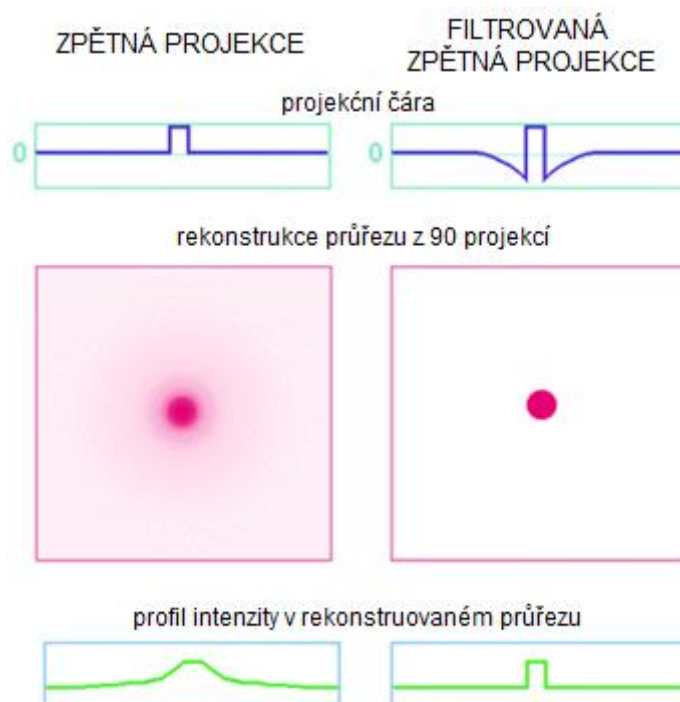
Ze záznamů projekcí pod různými úhly můžeme zrekonstruovat obraz průřezu předmětu. Nejjednodušší případ pro rekonstrukci nastává při použití paralelního svazku rentgenového záření. Každý bod zaznamenaného úbytku intenzity obsahuje informaci o útlumu uvnitř třídimenzionálního předmětu přes dráhu rentgenového paprsku. Je možné rozdělit problém třídimenzionální rekonstrukce do série rekonstrukce dvou-dimenzionálních průřezů z jednodimenzionálních křivek.



Obr. 1.4: Získání projekcí pro paralelní svazek (převzato z [5] a upraveno)

Toto se dá demonstrovat na jednoduchém případě, předmětu s jediným místem zvýšené absorpce na neznámém místě. V jednodimenzionální křivce lze nalézt pokles intenzity. Musí být zajištěno, aby všechny části rekonstruovaného předmětu byly v zorném poli. Jelikož jsou známy pozice poklesu intenzity z jednotlivých křivek, je možné vyznačit v rekonstruované oblasti všechny možné pozice místa se zvětšenou absorpcí jako pruh. Při každém natočení předmětu do jiného úhlu a zopakování předešlého procesu je získán další pruh do oblasti rekonstrukce. Tato operace se nazývá zpětná projekce. Po několika pootečcích je možné lokalizovat místo se zvýšenou absorpcí. Se vzrůstajícím počtem projekcí z různých úhlů je lépe určen tvar místa se zvýšenou absorpcí.

V případě rekonstrukce z dostatečného množství projekcí je získán obraz s dobře definovaným místem zvýšené absorpce. Avšak tato oblast je doprovázena rozmazanou oblastí. Když je známo, jaký obraz bude vytvořen, lze předupravit původní informaci v křivkách tak, aby bylo zajištěno získání obrazu více korespondujícího s reálným předmětem. Tato korekce přidává zápornou absorpci mimo místo zvýšené absorpce, aby bylo odstraněno rozmazání v procesu zpětné projekce (Obr. 1.5).



Obr. 1.5: Filtrovaná zpětná projekce (převzato z [5] a upraveno)

Tento algoritmus může vytvořit obraz průřezu nejen "bodového" předmětu, každý reálný předmět může být reprezentován jako velké množství oddělených absorpčních voxelů a lineární absorpce každého rentgenového záření lze nahradit součtem všech absorpcí ze všech voxelů v dráze paprsku.

K získání paralelních dat by musel zdroj i detektor lineárně skenovat přes délku projekce, poté vzorek pootočit o určitý úhlový interval a znovu lineárně skenovat přes délku této projekce a tak dále. To by vedlo k tomu, že data by byla získávána déle než pár minut. Mnohem rychlejší způsob je použít kuželovitý svazek v horizontální rovině. Jak lze očekávat, tato jednodušší metoda získání dat je vykoupena tím, že nelze použít jednoduchou filtrovanou zpětnou projekci, ale musí se využít vážená zpětná projekce. Alternativou však je použití přeskupovacího algoritmu. Tento algoritmus přetřídí projekce získané kuželovitým svazkem na ekvivalentní projekce získané s použitím paralelního svazku. Po tomto přeskupení již lze použít algoritmus filtrované zpětné projekce k rekonstrukci obrazu.

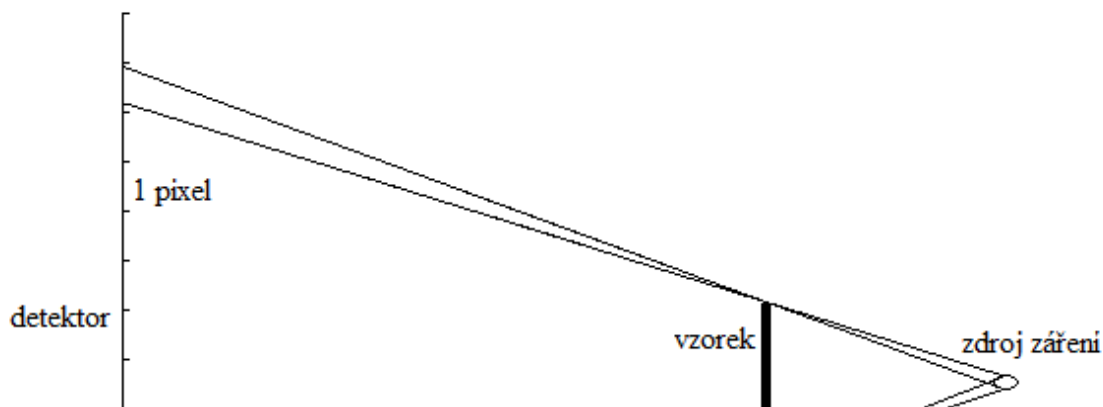
1.7. Artefakty výpočetní tomografie

Termín artefakt odkazuje na nežádoucí prvek obrazu, který poškozuje informaci tomografických dat a vyskytne se na téměř identických místech, pokud je měření za stejných podmínek zopakováno. Tomografickými artefakty jsou např. kruhové artefakty, tvrdnutí svazku a rozmazání. Kruhové artefakty jsou způsobeny vadnými pixely na detektoru a projeví se jako kružnice se středem v ose rotace (Obr. 1.6), toto lze eliminovat kalibrací detektoru, nikoliv však kompletně odstranit. Tvrdnutí svazku je způsobeno tím, že pro nízko-energiové záření je pravděpodobnost fotoelektrického jevu větší než pro záření o vysoké energii a tedy nízké energie jsou utlumovány rychleji. Comptonův rozptyl způsobí, že foton záření změní směr a tedy skončí na jiné části detektoru. K největší chybě dojde, pokud je rozptýlený foton detekován v místě, kde by jich jinak bylo zaznamenáno velmi málo. Kovový artefakt v sobě spojuje utvrzování svazku i Comptonův rozptyl. Oba zmíněné jevy produkují temné a světlé pruhy mezi objekty s velkými útlumovými koeficienty (Obr. 1.6), jakými jsou hlavně kovy.



Obr. 1.6: Ukázky artefaktů: vlevo kovový artefakt, vpravo kruhový artefakt

Dále může v tomografických datech dojít k rozmazání, jelikož zdroj záření není ideální bodový zdroj. Se zvyšujícím se výkonem rentgenové trubice se zvětšuje i poloměr ohniska rentgenového záření. Proto je potřeba nastavit polohu vzorku vůči detektoru a rentgence tak, aby záření procházející krajním bodem vzorku dopadlo na jeden pixel (Obr. 1.7). Nastavením polohy detektoru a vzorku vůči rentgence je určeno výsledné zvětšení i velikost voxelu – objemového elementu, kterému náleží jedna hodnota lineárního útlumového koeficientu.



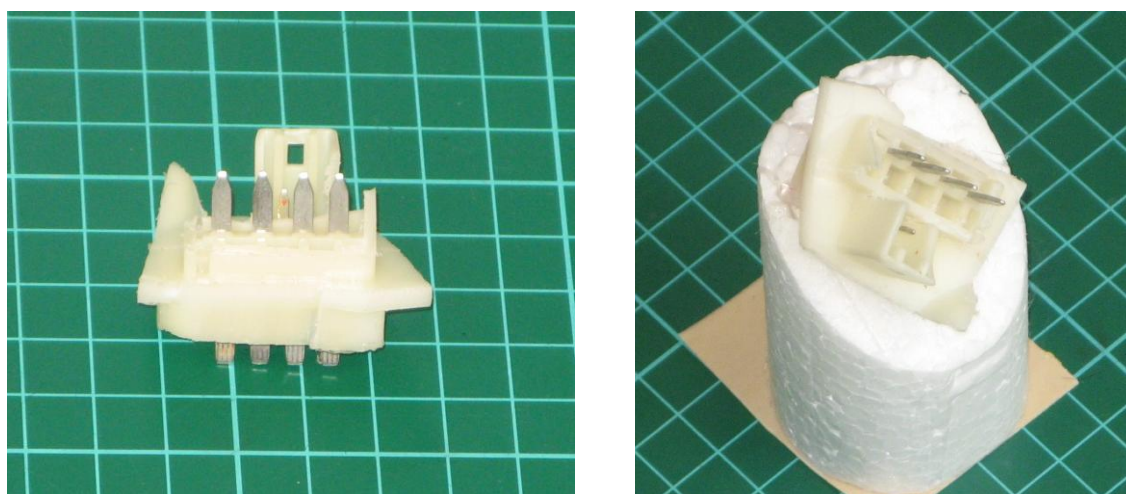
Obr. 1.7: Nastavení polohy vzorku

2. MĚŘENÍ

Tato kapitola popisuje postup, jakým byly získány data k dalšímu zpracování. Nejprve bylo nutné provést referenční měření, při něm se postupovalo podle materiálů dodaných k tomografické stanici. U dalšího měření byl použit kolimátor, kterým je tomografická stanice GE phoenix vybavena. Kolimátor je zhruba 2 cm tlustá olověná deska, která se nachází těsně před detektorem. V desce je horizontální štěrbinou o nastavitelné šířce. Rentgenové záření prochází pouze touto štěrbinou a rozptýlené fotony by měly být utlumeny. U třetího měření byl použit filtr pro odstranění nízkoenergiových fotonů ze svazku mělo by tedy dojít k oslabení efektu tvrdnutí svazku. U čtvrtého měření byla změněna poloha, aby bylo možné pozorovat plast i v místech, která byla artefakty nenávratně poškozena.

2.1. Volba vzorku

K demonstraci vlivu nastavení tomografické stanice na vznik kovového artefaktu byla vybrána část plastového konektoru obsahující kovové piny ve dvou řadách (Obr. 2.1). Stanoveným cílem byla vizualizace oblasti v blízkosti kovových částí. Předem byly avizovány dutiny v plastu v blízkosti kovových pinů. Z tohoto hlediska byla koncovka vhodným vzorkem pro testování, zda jsme schopni námi zvolenými nástroji omezit vliv artefaktů na rekonstruovaná data.



Obr. 2.1: Použitý vzorek (vpravo upevněný v obecné poloze)

2.2. Nastavení parametrů

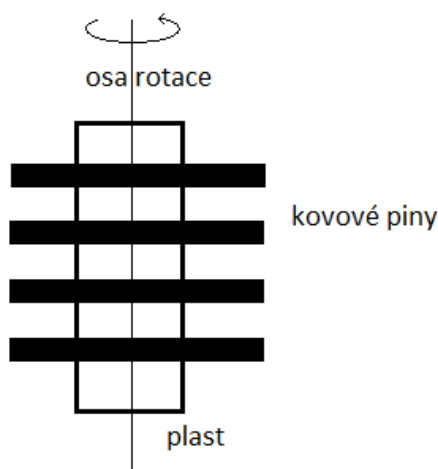
Parametry nastavované na tomografické stanici jsou urychlovací napětí rentgenky, proud procházející katodou, doba mezi pořízením další projekce, z kolika projekcí se má průměrovat, citlivost detektoru, počet projekcí a filtr rentgenového záření. Tyto faktory ovlivňují kvalitu získaných dat, ale také dobu skenování, která byla z ekonomického hlediska limitována na 1 hodinu.

Urychlovací napětí rentgenky ovlivňuje velikost plochy zdroje záření a spektrum rentgenového záření. Nastavuje se tak, aby záření prošlé po dráze s největším koeficientem útlumu bylo rozlišitelné vzhledem k šumu od okolí. K redukci šumu je vhodný větší počet průměrovaných projekcí a menší citlivost detektoru.

Při nastavení kolimátoru u druhého měření existovalo více možností. Nastavení šířky štěrbinu na 8 pixelů potlačí více rozptýleného záření. Při použití kolimátoru se šířkou štěrbinu 32 pixelů bylo očekáváno, že větší objem dat usnadní sesazování dat. Nakonec byla zvolena šířka štěrbinu 16 pixelů, vzhledem k oběma důvodům.

U třetího měření jsme zvolili jiný filtr použitého záření. Pomocí filtru se dá upravit konečná podoba rentgenového záření procházejícího předmětem. Základní parametry spektra jsou však dány materiálem terče v rentgence. Jako filtr se používá tenký plech určitého materiálu umístěný mezi rentgenku a zkoumaný předmět. Při použití filtru je rentgenové záření utlumeno ještě před interakcí se zkoumaným předmětem. Dále bylo potřeba zvýšit urychlovací napětí kvůli použití cínového filtru. Urychlovací napětí a použitý filtr se projeví především na spektru rentgenového záření. Jednotlivá spektra byla vygenerována pomocí simulačního softwaru SpekCalc v 1.1 (Obr. 2.3).

Před samotným nastavováním parametrů je potřeba upevnit vzorek, aby v průběhu měření nedošlo k pohybu vzorku vlivem rotačních krokových posuvů. Zpravidla se volí obecná poloha (Obr. 2.1), v posledním měření však byla zvolena poloha s kovovými částmi orientovanými v horizontální rovině (Obr. 2.2.). Tato orientace by měla umožnit pozorování plastu i v místech, která byla u předchozích měření artefakty nenávratně poškozena.

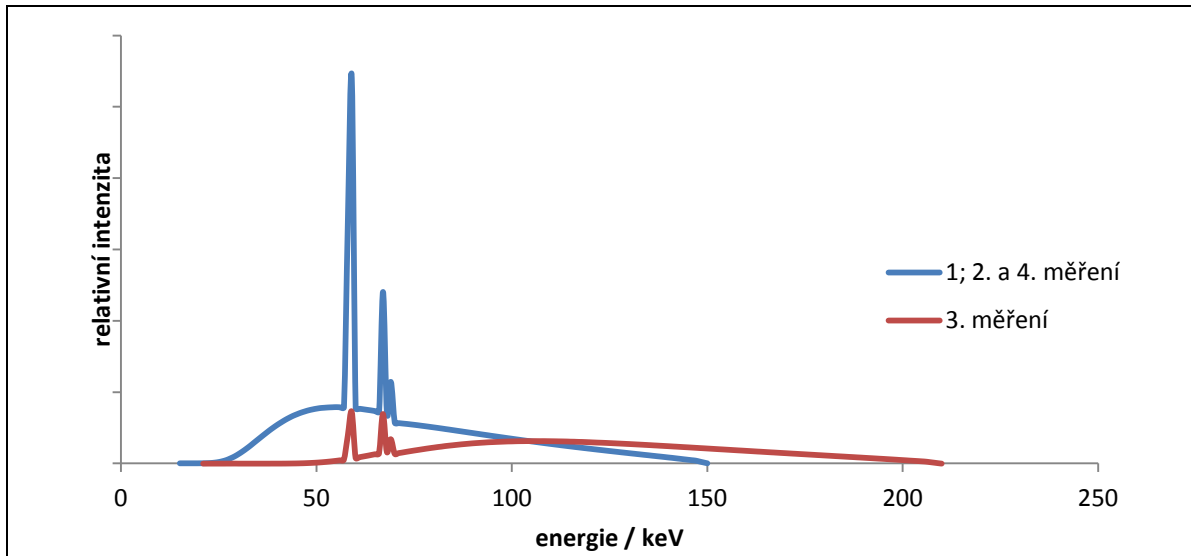


Obr. 2.2: Orientovaná poloha vzorku

Společné parametry pro všechna měření jsou proud na katodě 120 μA , doba mezi pořízením další projekce 500ms, počet projekcí k průměrování 2, citlivost detektoru 4x, počet projekcí použitých k rekonstrukci 1800.

Tab. 2.1: Nastavení dalších parametrů v jednotlivých měřeních

měření	urychlovací napětí /kV	použitý filtr	kolimátor	Poloha
1.	150	0,3 mm Cu	ne	Obecná
2.	150	0,3 mm Cu	ano	Obecná
3.	210	0,5 mm Cu + 0,5 mm Sn	ne	Obecná
4.	150	0,3 mm Cu	ne	orientovaná

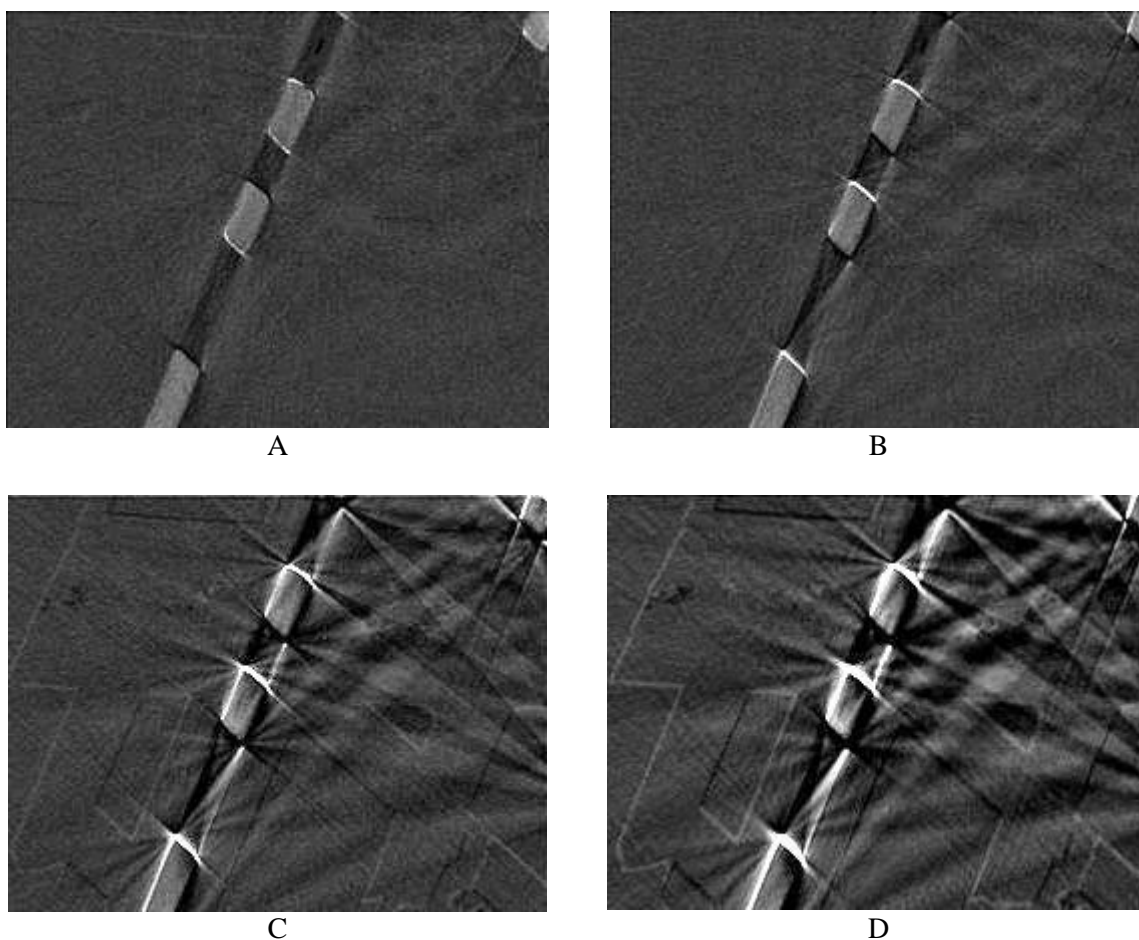


Obr. 2.3: Použitá spektra rentgenového záření

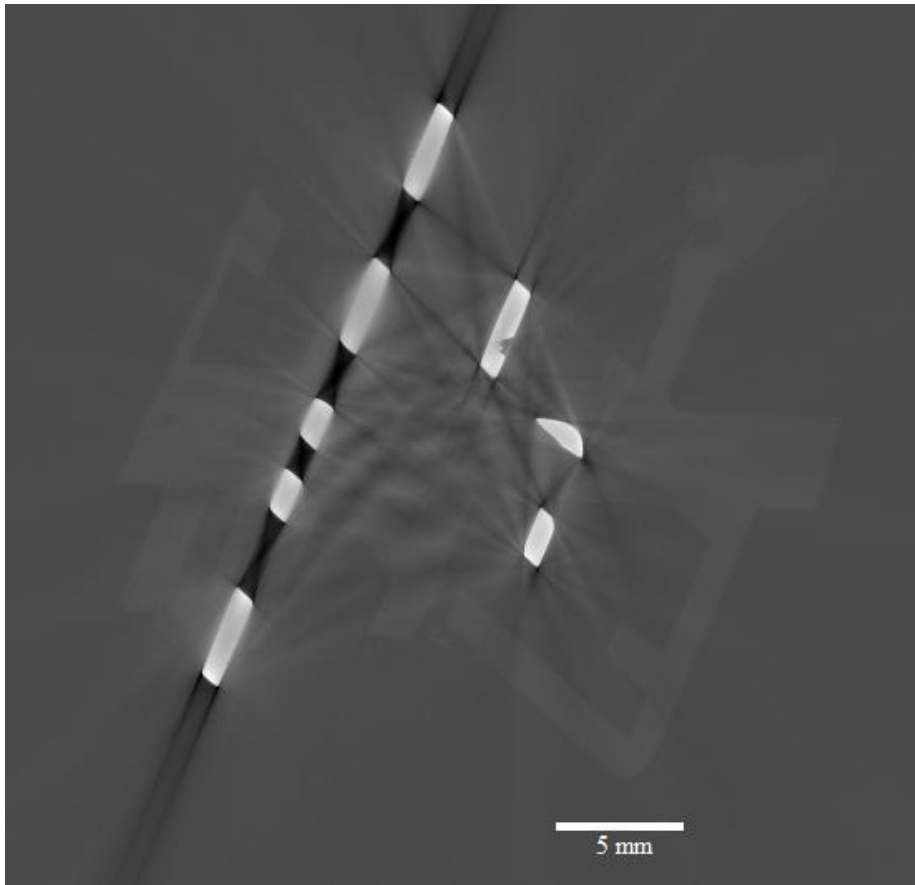
Na obrázku můžeme pozorovat brzdné záření s prahovou energií odpovídající jediné srážce urychleného fotonu s terčem. Dále jsou viditelné charakteristické píky pro wolfram $K\alpha$ (57,97 a 59,31 keV), $K\beta_1$ (67,23 keV) a $K\beta_2$ (69,09 keV) [6]. Podstatným efektem použití cínového filtru je utlumení nízko-energiových fotonů.

2.3. Zpracování tomografických dat

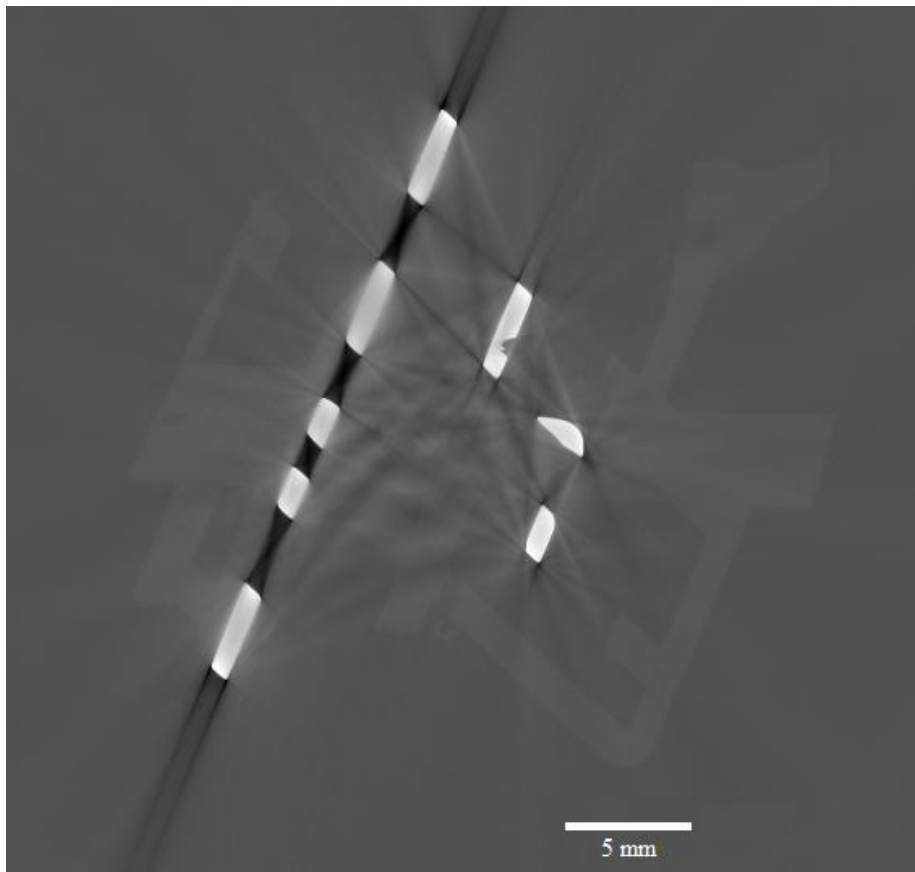
K další práci s daty byl použit program VGStudio MAX [10]. Ve zrekonstruovaných řezech bylo potřeba získat stejné průřezy ze všech měření. K tomu je nutné sesadit všechny data sety na sebe. Pro tento účel byly determinovány povrchy kovových pinů. Při determinaci je určena hranice v odstínech šedi a tato hranice spolu se světlejšími odstíny se prohlásí za objekt, který je definován svým povrchem. Při posledním měření s orientovanou polohou však bylo sesazení pomocí metody nejmenších čtverců pro dva determinované povrchy nutností. Naopak při použití kolimátoru nebylo sesazení touto metodou možné kvůli částečnému objemu tomografických dat. Bylo proto využito toho, že se nemanipulovalo se vzorkem mezi měřeními a první tři měření tedy měla stejné počáteční podmínky pro skenování, tedy i pro rekonstrukci. Pozorováním byly vybrány přibližně stejné průřezy spolu s několika nejbližšími průřezy. K finálnímu přiřazení byly od sebe dva zkoumané průřezy z různých měření odečteny a výsledek zobrazen (Obr. 2.4). Odečtou-li se dva odpovídající si průřezy, bude zobrazeno minimum hran a bílých objektů. Metoda byla provedena pomocí programu MATLAB v7.12. Odpovídající si průřezy, z každého měření jsou na Obr. 2.5; 2.6; 2.7 a 2.8.



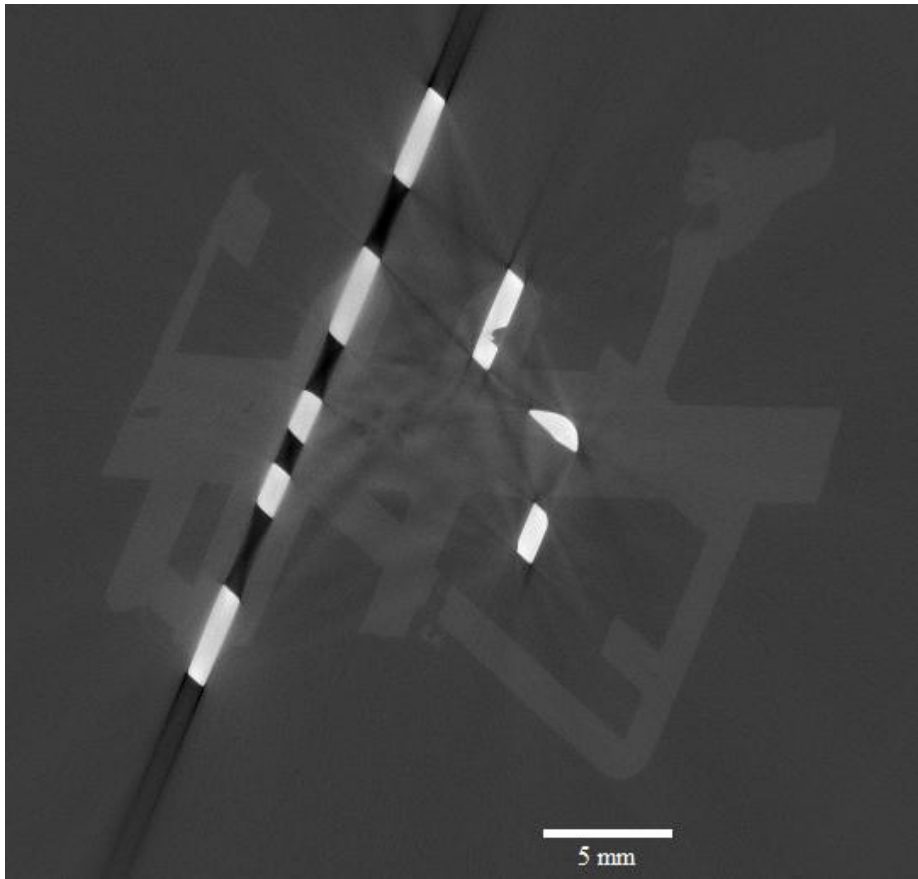
Obr. 2.4: Demonstrace přiřazení průřezů (průřez z referenčního měření odečten od průřezu z měření s kolimátorem vzdáleným: A) 0 voxelů; B) 1 voxel; C) 4 voxelů a D) 8 voxelů



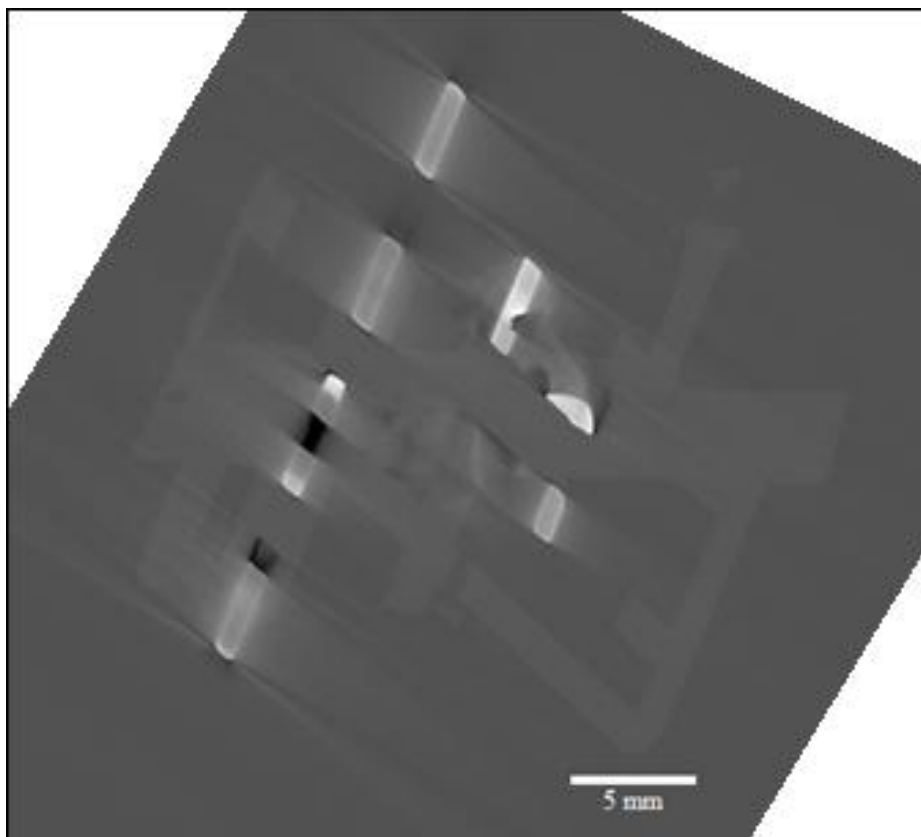
Obr. 2.5: Průřez z prvního měření (referenční)



Obr. 2.6: Průřez z druhého měření (kolimátor)



Obr. 2.7: Průřez z třetího měření (filtrace)



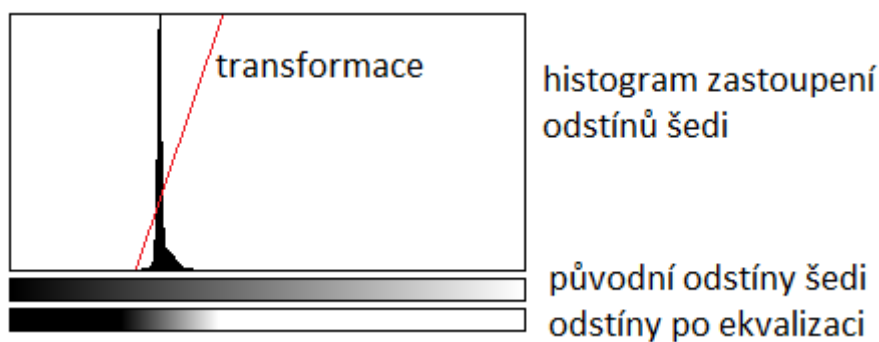
Obr. 2.8: Průřez ze čtvrtého měření (orientovaná poloha)

3. SROVNÁNÍ KVALITY

V této kapitole bude nejprve provedeno vizuální porovnání kvality dat. Porovnávány budou odpovídající si průřezy (z každého měření jeden). Pro kvantitativní porovnání budou stanovena kritéria ke srovnání kvality a tato kritéria budou spočtena a vyhodnocena.

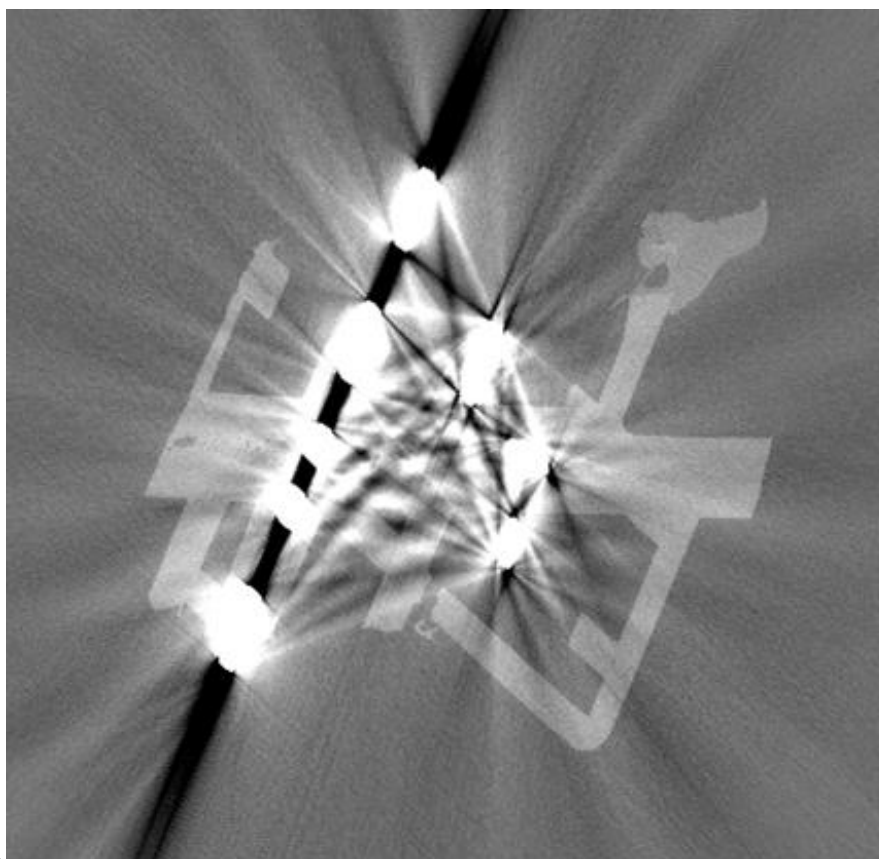
3.1. Vizuální porovnání

K vizuálnímu porovnání bylo třeba vhodně upravit získané průřezy. K upravení byla použita metoda ekvalizace histogramu. Ekvalizace histogramu je transformace, která rovnoměrně rozloží odstíny šedi v histogramu (Obr. 3.1). Nevýhodou metody je, že některé původní odstíny musí být prohlášeny za černé případně bílé. Hlavním měřítkem při ekvalizaci byl kontrast mezi plastem a pozadím.

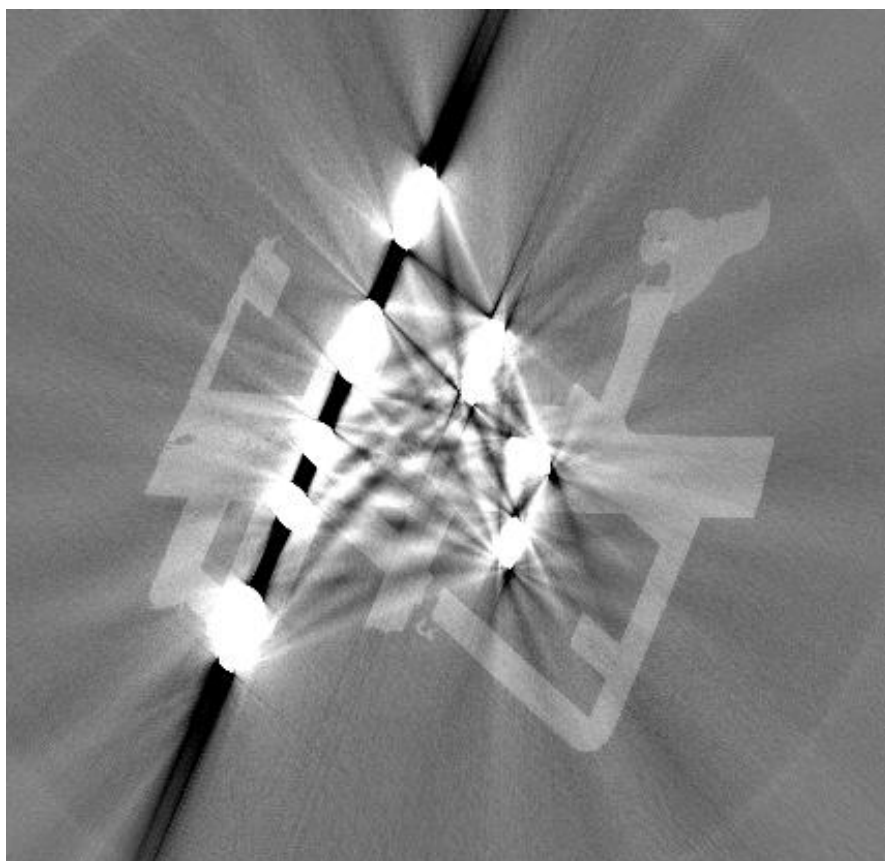


Obr. 3.1: Ekvalizace histogramu

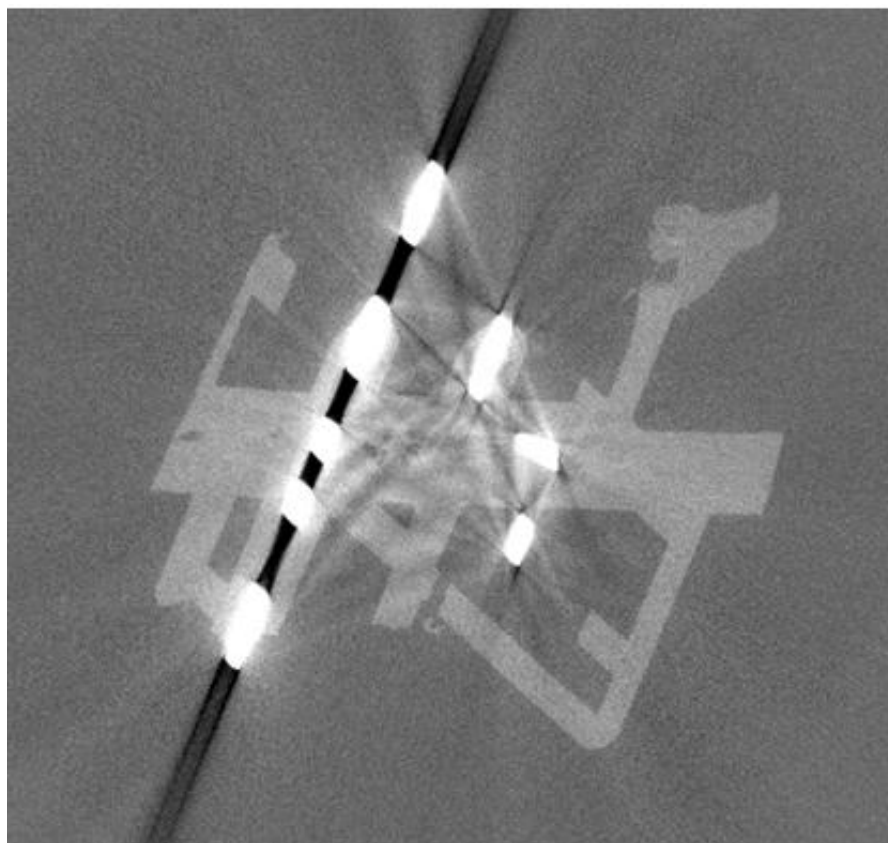
Na Obr. 3.2; 3.3; 3.4 a 3.5 jsou nejjasnější kovové části, mezi kterými je směs tmavších a světlejších pruhů a dále je zde pozorovatelná oblast světlejší než pozadí znázorňující plast. Při prvním porovnání je zřejmé, že referenční měření a měření s použitím kolimátoru poskytly téměř stejný výsledek. U měření s cínovým filtrem došlo ke značnému úbytku pruhů a jsou tedy viditelné i další detaily (defekty v plastu mezi kovovými piny). U měření s orientovanou polohou vzorku si musíme všimnout, že došlo ke značnému úbytku pruhů ve směru s největším útlumem a pruhy se objevily přibližně kolmo na tento směr. Defekty viditelné při použití filtru jsou pozorovatelné i zde. Plastová část v pravém horním rohu průřezu při čtvrtém měření zmizela, jelikož se jednalo o část lepidla, kterým byl vzorek připevněn v obecné poloze. Ohraničení u čtvrtého průřezu je způsobeno sesazením kvůli jiné orientaci vzorku. Je zřejmé, že pro porovnání referenčního měření a měření s použitím kolimátoru není toto porovnání dostačující a je potřeba zavést kritéria k posouzení kvality tomografických dat.



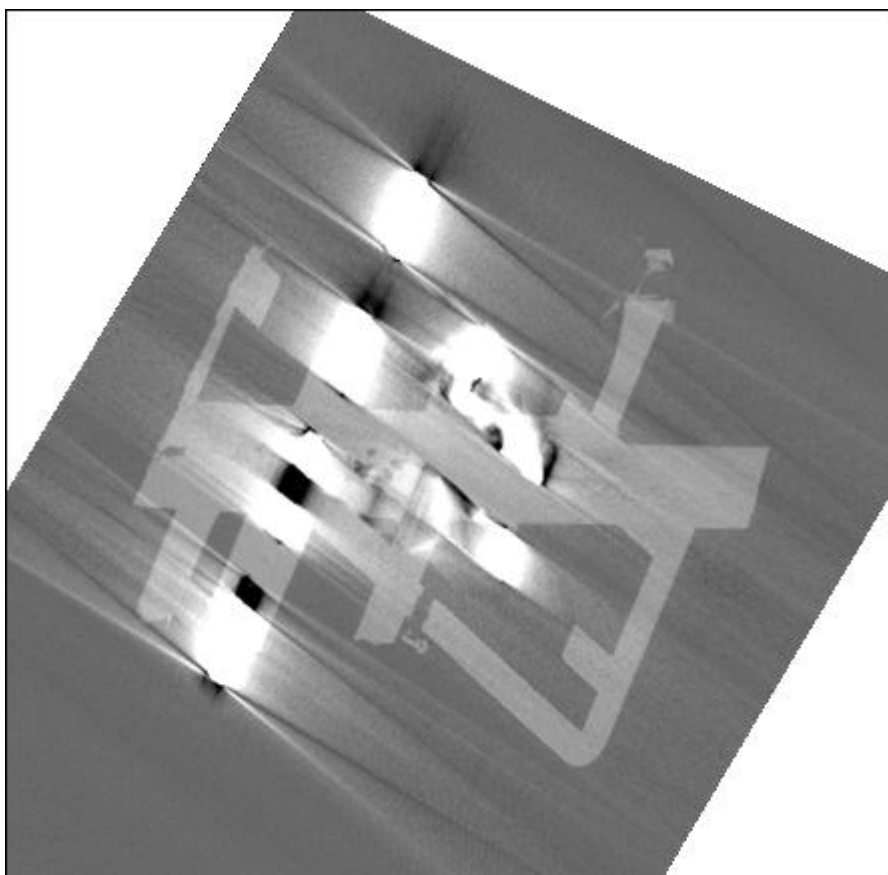
Obr. 3.2: Upravený průřez z prvního měření (referenční)



Obr. 3.3: Upravený průřez z druhého měření (kolimátor)



Obr. 3.4: Upravený průřez z třetího měření (filtrace)



Obr. 3.5: Upravený průřez ze čtvrtého měření (orientovaná poloha)

3.2. Stanovení kritérií

Základním měřítkem vypovídajícím o viditelnosti objektů je **kontrast**, ten vzniká kvůli rozdílnému jasu objektu a jeho pozadí. Relativní kontrast je popsán následující rovnicí:

$$C = \frac{\Delta I}{I}, \quad (3.1)$$

kde I je průměrná intenzita pozadí a ΔI je změna v průměrné intenzitě způsobená objektem oproti pozadí.

V radiografii se však místo kontrastu používá výhradně **signálu**, který je měřen v odstínech šedé:

$$S = \Delta I. \quad (3.2)$$

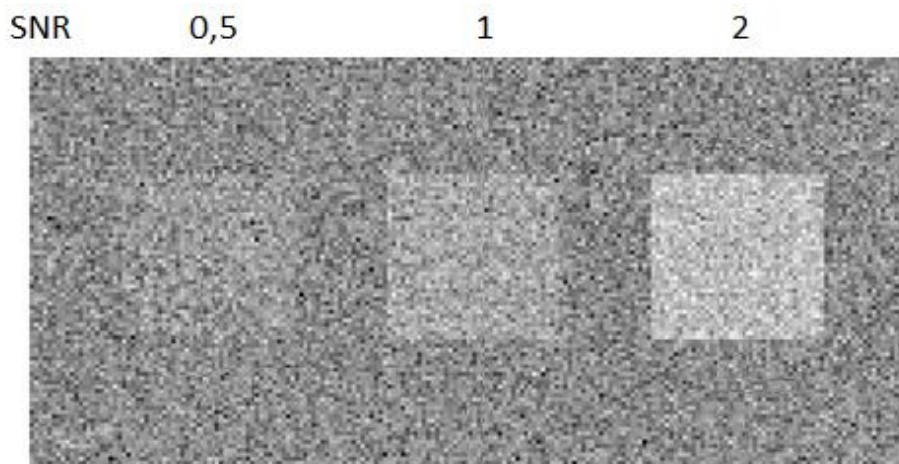
Dalším důležitým faktorem ovlivňující pozorovatelnost objektů je **šum**, který limituje rozlišitelnost objektu. Šum je definován jako směrodatná odchylka z průměru intenzity pozadí:

$$N = \sigma_I. \quad (3.3)$$

Hlavním měřítkem pro srovnání kvality získaných dat k další analýze je **poměr signálu k šumu** z anglického signal to noise ratio [7,8]:

$$SNR = \frac{S}{N} = \frac{\Delta I}{\sigma_I}. \quad (3.4)$$

Pro ilustraci hodnot SNR je uveden Obr. 3.6.



Obr. 3.6: Ilustrace různých hodnot SNR (převzato a upraveno z [7])

Dalším vhodným kritériem pro stanovení kvality obrazu je ostrost hran. Odstíny šedi by se ideálně měnily skokově během jednoho voxelu, avšak kvůli šumu a částečným objemům dochází k rozmazání hran. Částečné objemy jsou způsobeny tím, že v jednom voxelu se vyskytují oblasti s různými lineárními útlumovými koeficienty. Toto rozmazání je možné kvantifikovat pomocí **šířky hrany** označované jako 10-90% rise distance $RD_{10-90\%}$ [9]. V profilu hrany jsou určeny body, kdy odstín šedi vzroste na 10% a 90% z rozdílu mezi průměrnými hodnotami šedi v obou oblastech. Vzdálenost bodů v pixelech nebo v mm určuje hodnotu $RD_{10-90\%}$.

Pro kvantifikaci zátěže světlými a tmavými pruhy bylo zavedeno nové kritérium **poměr šumů podél čar P** .

$$P = \frac{N_Z}{N_N}, \quad (3.5)$$

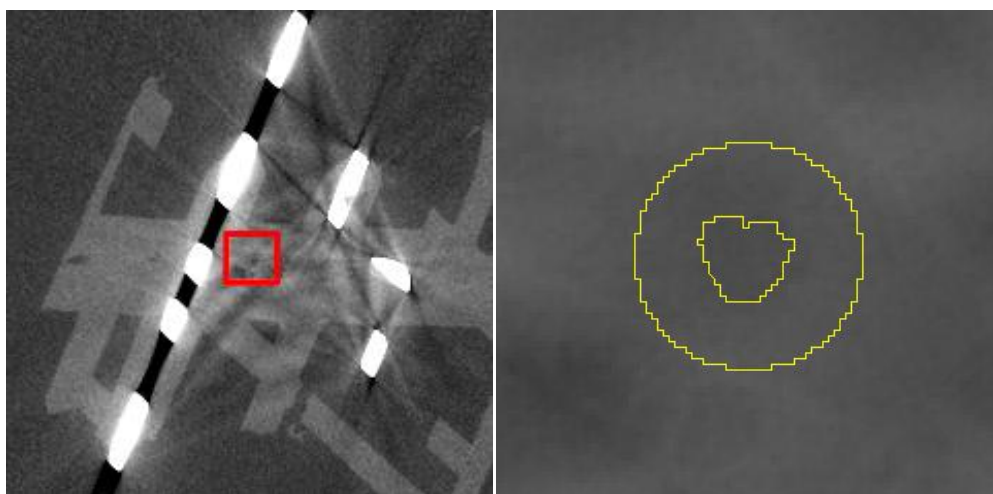
kde N_Z je šum v části průřezu s pruhy způsobenými kovovými částmi a N_N je šum nezátěžené části průřezu. Obě části by měly mít stejnou střední hodnotu odstínu šedi a šum je definován jako směrodatná odchylka od průměrné hodnoty odstínu šedi. Toto kritérium bylo vytvořeno především proto, abychom dokázali kvantifikovat, jakou měrou je daná oblast deformována pruhy.

3.2. Aplikace kritérií

Při aplikaci kritérií byl použit program ImageJ 1.47v. Nejprve bylo nutné vybrat kritická místa k posouzení a ty potom označit ve všech průřezech. Označení bylo provedeno na tom průřezu, kde to bylo nejjednodušší. Poté bylo převedeno i na ostatní.

3.2.1. Stanovení kontrastu a poměru signálu k šumu

Kritickým místem pro určení C a SNR byl vybrán defekt v plastu mezi kovovými piny. Jelikož je to pruhy hodně poškozená oblast, je zřejmé, že zde budou velké rozdíly v kvalitě zobrazení. Při určování parametrů byly místo profilů podél úseček použity oblasti (Obr. 3.7), to nám umožnilo pracovat s větším objemem dat. V Tab. 3.1 I_l označuje průměrný odstín šedi plastu, I_h je průměrný odstín šedi vzduchu a σ_l je šum plastové oblasti.

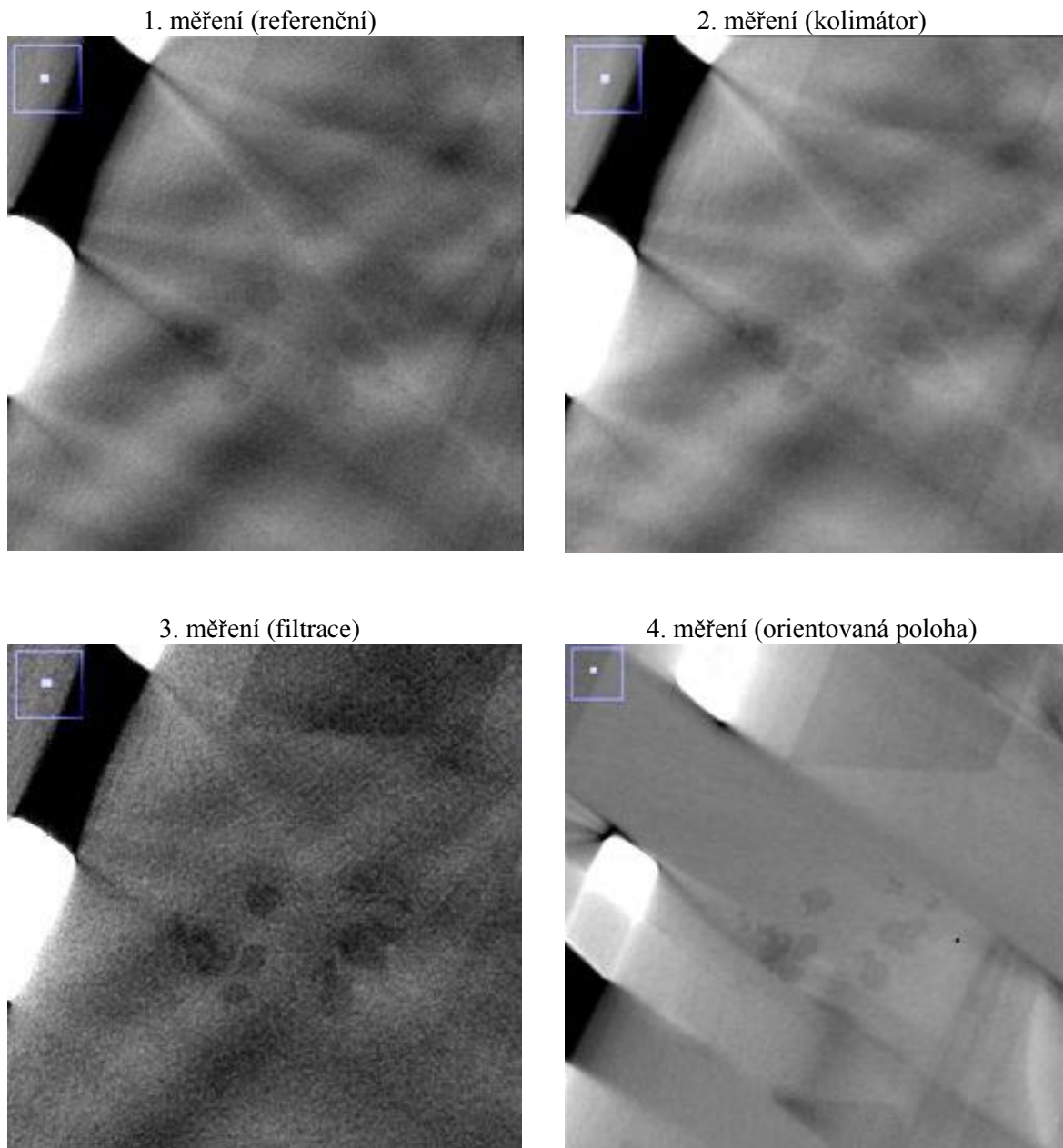


Obr. 3.7: Poloha defektu v plastu a detail použitých oblastí

Tab. 3.1: Stanovení kritérií pro defekt v plastu

měření	I_l	I_h	σ_l	C	SNR
1. (referenční)	20893	19595	731	0,066	1,78
2. (kolimátor)	22914	21630	745	0,059	1,72
3. (filtrace)	18940	16407	1161	0,154	2,19
4. (poloha)	23349	22192	372	0,052	3,11

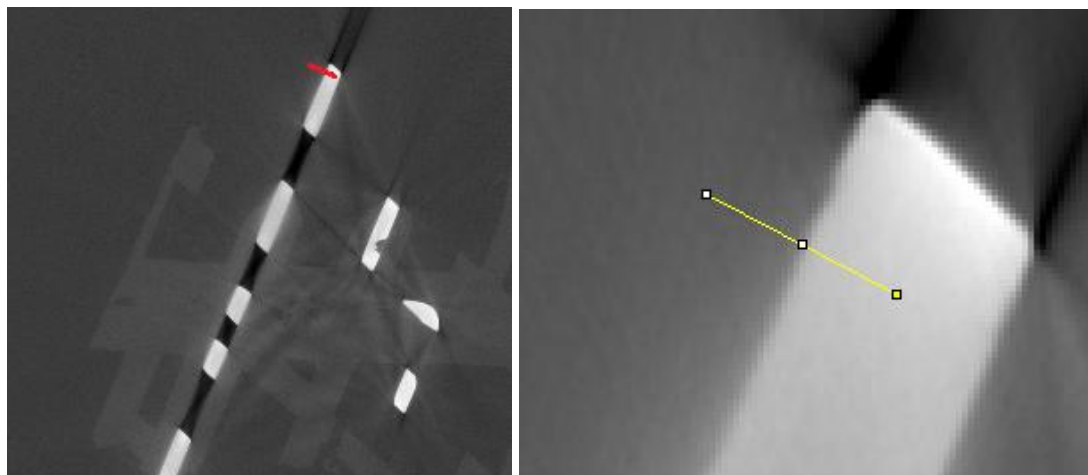
Rozdíly mezi prvním a druhým měřením jsou nepatrné jak u kontrastu vypovídajícím o rozlišitelnosti defektu tak i u poměru signálu k šumu. Hodnoty kontrastu a *SNR* třetího měření prokázaly správnost vizuálního pozorování, že parametry použité u třetího měření dosahují nejlepších informací o defektech v plastu. U čtvrtého měření je hodnota kontrastu sice nejmenší, avšak stále srovnatelná s referenčním měřením, na druhou stranu jsme dosáhli nejlepšího poměru signálu k šumu.



Obr. 3.8: Defekt pro optické porovnání

3.2.2. Stanovení šířky hrany

Dále bylo stanoveno kritérium $RD_{10-90\%}$ pro hranu mezi kovem a vzduchem (Obr. 3.9). Tato část byla vybrána, protože hrana mezi kovem a vzduchem je nejzřetelnější a v tomto místě není deformována žádným pruhem. U čtvrtého měření nebyla pro stanovení kritéria tato hrana použitelná, jelikož došlo k přeskupení pruhů.

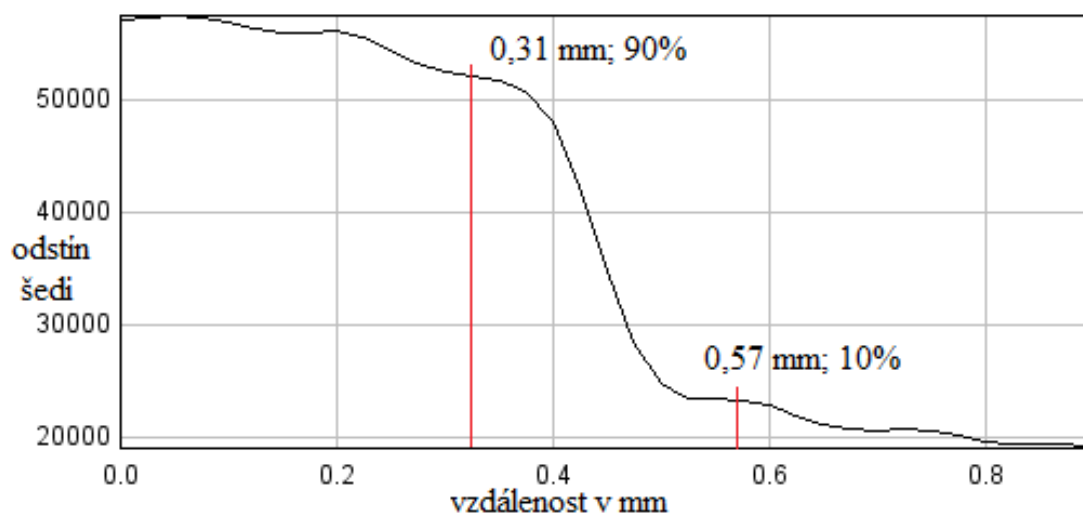
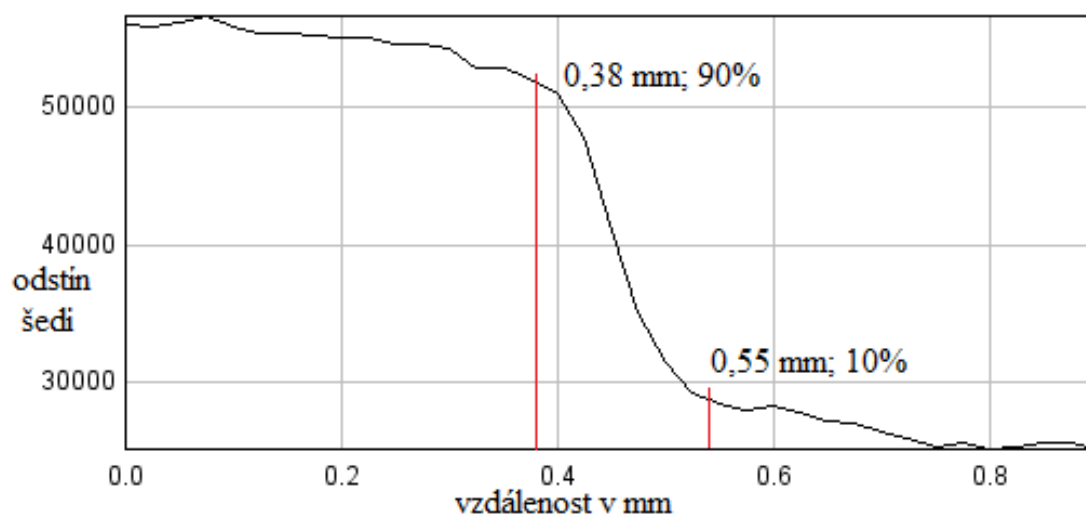
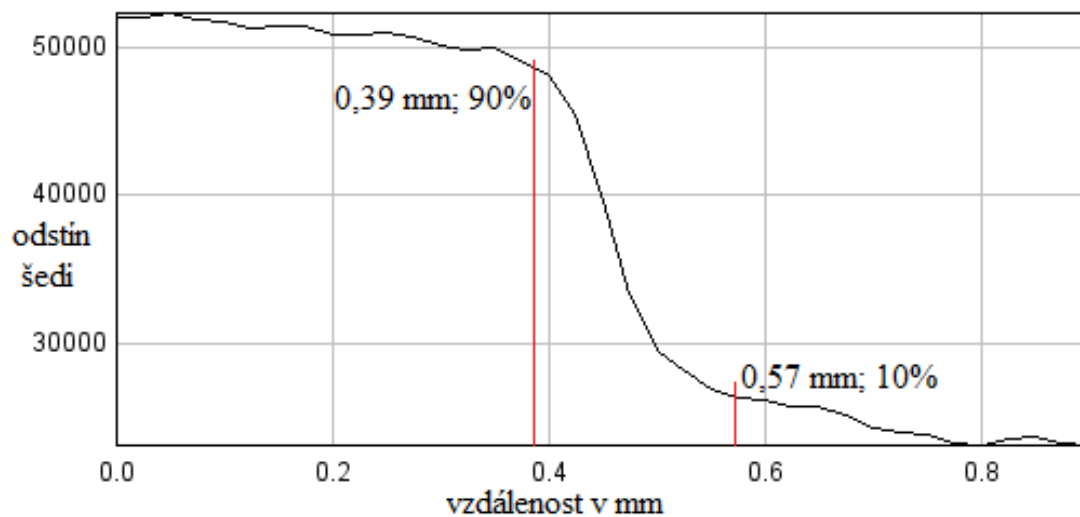


Obr. 3.9: Použitá hrana a její detail

Tab. 3.2: Stanovení kritérií pro šířku hrany

měření	1. (referenční)	2. (kolimátor)	3. (filtrace)
$RD_{10-90\%}$	0,18 mm	0,17 mm	0,26 mm

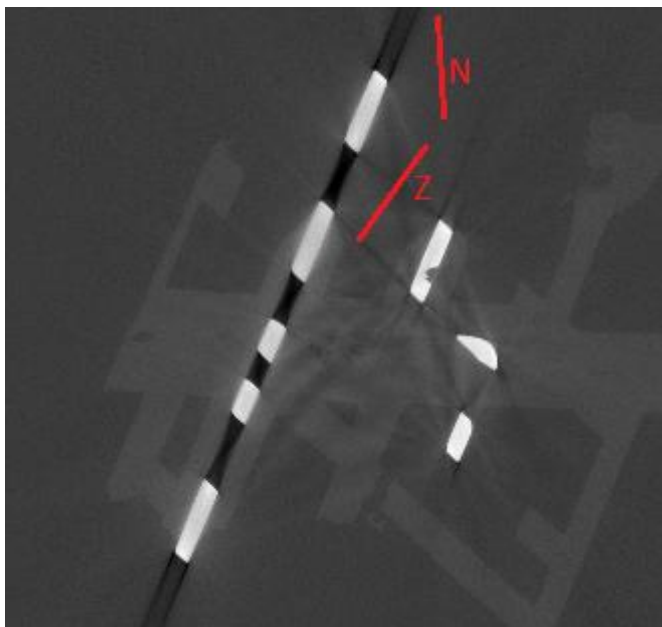
Nepatrný byl i rozdíl v šířce hrany mezi prvním a druhým měřením. U třetího měření bylo zaznamenáno zhoršení vzhledem k předchozím. Pro lepší odhad hranic 10% a 90% bylo u třetího měření kvůli většímu šumu nutné vyhladit profil. Místo úsečky šířky jednoho pixelu byla použita úsečka šířky 2 pixelů a pracovalo se s průměrem těchto dvou profilů. Na výsledku se to ovšem příliš neprojevilo. Před upravením byla hodnota $RD_{10-90\%}$ stanovena na 0,3 mm. Je možné, že zhoršení ostrosti je způsobené zvýšením výkonu rentgenky.



Obr. 3.10: Profily hran v jednotlivých měřeních (odshora 1., 2. a vyhlazený 3.)

3.2.3. Stanovení poměru šumů podél čar

Poměry šumů byly počítány podél čar, jejichž poloha je zobrazena na Obr. 3.11. Čára Z v zatížené části se nachází na pozadí. Na pozadí se totiž oproti plastu nevyskytují defekty. Profil podél čáry N v nezatížené části má přibližně stejnou průměrnou hodnotu odstínu šedi a vliv artefaktů je zde zanedbatelný. Profily jsou zobrazeny na Obr 3.12 a 3.13.

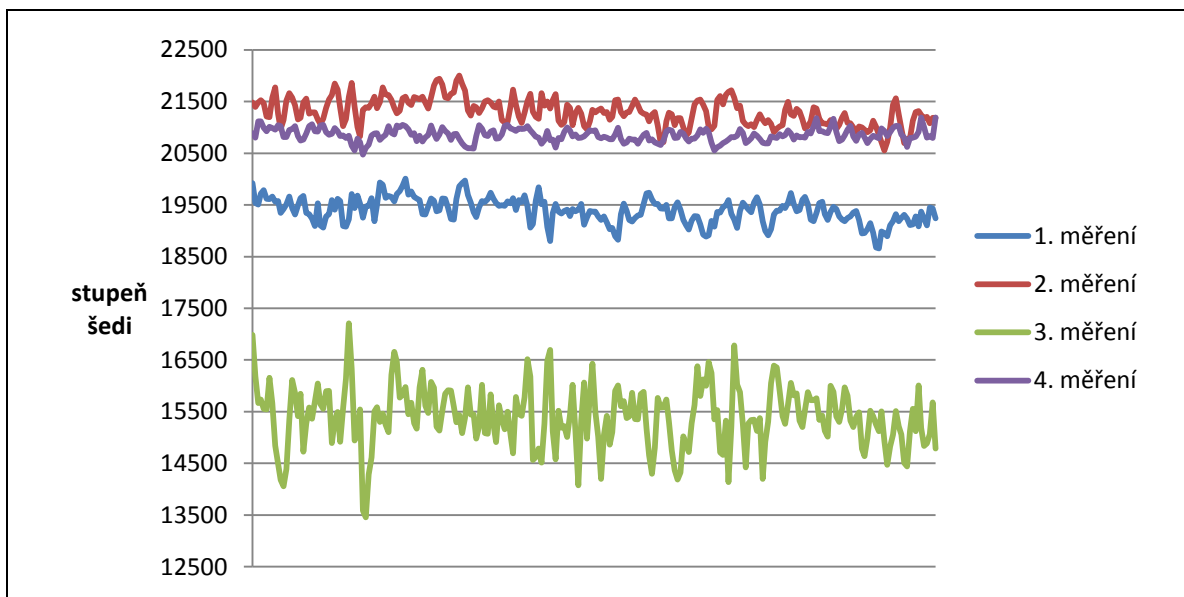


Obr. 3.11: Umístění použitých čar v průřezu (Z – v zatížené části, N – v nezatížené části)

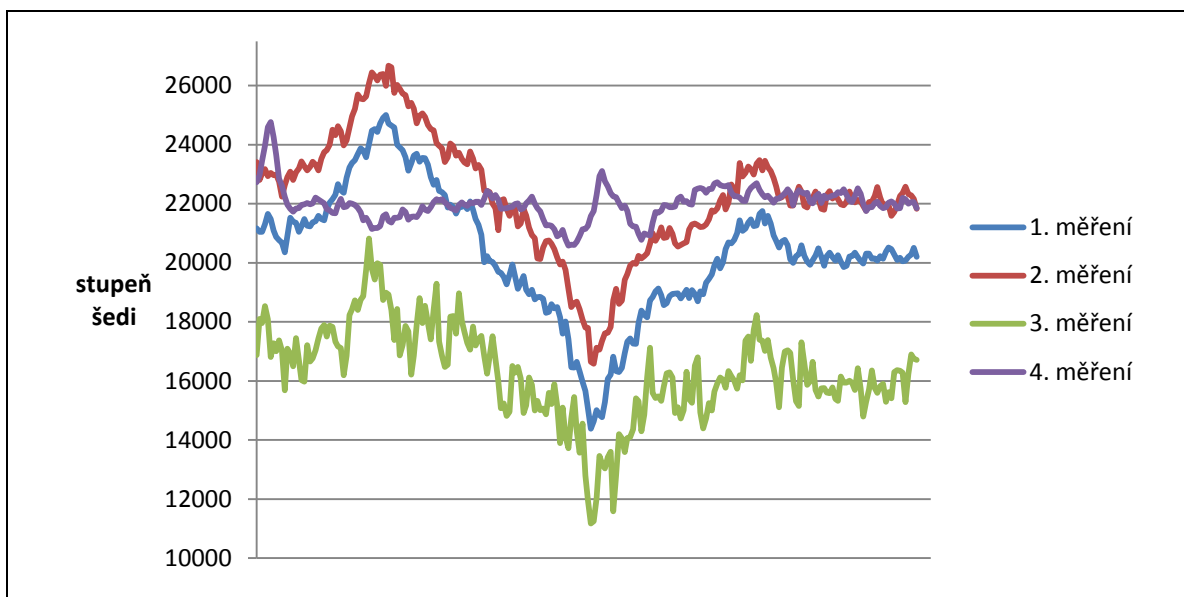
Tab. 3.3: Zpracování profilů

měření	N_N	N_Z	P
1. (referenční)	243	2155	8,87
2. (kolimátor)	262	2021	7,71
3. (filtrace)	587	1578	2,69
4. (poloha)	122	571	4,67

Poměr šumů podél čar popisuje viditelnost nežádoucích tmavých a světlých pruhů od kovových hran. Toto kritérium na rozdíl od předchozích dopadlo pro druhou konfiguraci o poznání lépe než pro referenční měření, toho si lze povšimnout při bližším pozorování Obr. 3.2 a 3.3. Nejméně viditelné jsou nežádoucí prvky obrazu u třetího měření. U měření se změněnou polohou vzorku došlo k výraznému zlepšení parametru vlivem přesunutí pruhů.



Obr. 3.12: Profily v nezatížené oblasti



Obr. 3.13: Profily v zatížené oblasti

ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo realizovat 4 tomografická měření s různým nastavením tomografické stanice GE phoenix, porovnat výsledky ze všech měření, stanovit pravidla pro vyhodnocení kvality tomografických dat a aplikovat je na všechna realizovaná měření.

K pochopení rozdílů v tomografických datech jsou v teoretické části práce uvedeny základní principy rentgenové výpočetní tomografie. Byla provedena čtyři měření z toho jedno referenční. U druhého byl použit kolimátor se šířkou štěrbinu 16 pixelů k omezení rozptylu. U třetího byl použit cínový filtr na utvrzení záření, aby nedocházelo k tvrdnutí svazku. K tomu bylo potřeba zvýšit urychlovací napětí zdroje rentgenového záření. A u posledního měření byla změněna poloha vzorku, abychom demonstrovali, že je možné pozorovat i části, které nebyly v prvních 3 měřeních kvalitně zobrazené.

Při vizuálním porovnání bylo zřejmé, že měření s cínovým filtrem poskytlo nejlepší kontrast mezi plastem a vzduchem v oblasti poblíž kovových pinů. Poslední měření prokázalo, že lze po vhodné změně polohy vzorku pozorovat plast i v místech, která byla při jiné poloze artefakty nenávratně poškozena. Naproti tomu změny v průřezích při použití kolimátoru a bez něj nejsou významné. Ke kvantifikaci rozdílů byly použity kritéria kontrast C , poměr signálu k šumu SNR , šířka hrany $RD_{10-90\%}$ a poměr šumů podél čar P . Kvantifikace pomocí kritérií prokázala správnost vizuálního porovnání. Navíc odhalila úbytek tmavých a světlých pruhů při použití kolimátoru a zhoršení šířky hrany u třetího měření s cínovým filtrem.

S ohledem na výsledky je optimální použít tvrdší záření i za cenu zhoršení ostroty. Použití kolimátoru se štěrbinou šířky 16 pixelů mělo zanedbatelný vliv na získaná data ve všech kritériích kromě posledního zmiňovaného. Pro zvětšení rozdílů by bylo vhodné použít užší štěrbinu kolimátoru. Změna polohy vzorku měla také značný vliv na kvalitu dat. Při určování polohy pro skenování je vhodné vytipovat kritická místa a tomu přizpůsobit polohu. Všechny úpravy nastavení od referenčního měření vedly ke zlepšení kvality získaných tomografických dat. Nejlepšího výsledku by mělo být dosaženo vhodnou kombinací úprav nastavení.

Nabyté zkušenosti pomohou při dalších měřeních, u kterých by mohl nastat podobný problém. Použitá kritéria budou využita ke srovnání kvality dat z různých tomografických stanic.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] BOAS, F, E, FLEISCHMANN, D.: Computed tomography artifacts: Causes and reduction techniques. *Imaging in Medicine*. April 2012, vol. 4, no. 2, p. 229-240
- [2] VAN de CASTELLE, E.: *Model-based approach for Beam Hardening Correction and Resolution Measurements in Microtomography*. [Habilitation práce.] Antverpy: Universiteit Antwerpen, Faculteit Wetenschappen, 2004. 124 s.
- [3] HALLIDAY, D, RESNICK, R, a WALKER, J.: *Fyzika*. Brno: VUTIUM ve spolupráci s PROMETHEUS, 2000. 1198 s.
- [4] ASTM E1441-97, *Standard guide for computed tomography (CT) imaging*. Filadelfie: American society for Testing and Materials, 1997. 32 s.
- [5] *Skyscan 1072 – Desktop X-ray Microtomograph*. Antverpy: Skyscan n.v., 1998. 60 s.
- [6] KHAN, F, M.: *The Physics of Radiation Therapy*. Filadelfie: Lippincott Williams & Wilkins, 2009. 592 s.
- [7] SMITH, S,W.: *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. San Diego: California Technical Publishing, 1997. 626 s.
- [8] REITER, M, WEISS, D, GUSENBAUER, CH, ERLER, M, KUHN, CH, KASPERL, S, KASTNER, J.: *Evaluation of a histogram-based image quality measure for X-ray computed tomography*. V *Conference on Industrial Computed Tomography*. Sborník příspěvků z konference, Wels, 2014. 273-282 s.
- [9] KOREN, N.: *Imatest Documentation*. Boulder: Imatest LLC, 2009. 451 s.
- [10] Volume Graphics: *VGStudio MAX: high-end software for the visualization and analysis of CT data*. [online]. © 2014 [cit. 2014-05-20]. Dostupné z: <http://www.volumegraphics.com/en/products/vgstudio-max.html>
- [11] GE Healthcare: *Metal Artifact Reduction*. [online] © 2014 [cit. 2014-05-20]. Dostupné z: http://www3.gehealthcare.com/en/Products/Categories/Computed_Tomography/Radiation_Therapy_Planning/Metal_Artifact_Reduction