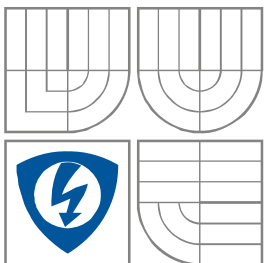


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ

CT X-RAY QUANTITATIVE EVALUATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Lukáš Novotný

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

BRNO, 2009

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Lukáš Novotný
Bytem: Staňkova 370/12d, Brno, 612 00
Narozen/a (datum a místo): 11.června 1984 v Ústí nad Orlicí
(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☒ diplomová práce
- ☐ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 29. května 2009

.....

Nabyvatel

.....

Autor

Abstrakt

Rentgenová výpočetní tomografie je v současné době nenahraditelný medicínský diagnostický systém. Kvantitativní hodnocení kvality jejího procesu zobrazení je každodenně využívaná rutina nepostradatelná pro bezchybný chod zobrazovacího systému.

Tato práce se zabývá kvantitativním hodnocením kvality zobrazení u systémů 1. a 3. generace CT RTG. Především se zaměřuje na metody subjektivního a objektivního hodnocení prostorové a energetické rozlišovací schopnosti. Prostorové rozlišení je hodnoceno v prostorové a frekvenční oblasti. Energetická rozlišovací schopnost pomocí metody nízkokontrastního rozlišení.

Program Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení vytvořený pro tuto diplomovou práci umožňuje vytvoření rekonstruovaného obrazu a jeho následné kvantitativní hodnocení. Tento program byl vytvořen s přihlédnutím k jeho použití v předmětech zabývajících se procesem zobrazení. Součástí diplomové práce je i hodnocení kvality zobrazení pomocí tohoto programu a návrh laboratorní úlohy.

Klíčová slova: Rentgenová výpočetní tomografie, CT RTG ZS, kvantitativní hodnocení, prostá zpětná projekce, filtrovaná zpětná projekce, paralelní projekce, vějířová projekce, fantom.

Abstract

X-Ray Computed Tomography is irreplaceable medical imaging system. Quantitative evaluation is day to day routine used for clean run of this imaging system.

The master's thesis is focused on quantitative evaluation of first and third generation X-Ray CT. First of all is about subjective and objective evaluation of space and energetic resolution. Space resolution is evaluated in space and frequency domain. Energetic resolution is represent by low contrast resolution method.

Application "Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení" created for this thesis is used for creation of reconstruction image and quantitative evaluation. This application was created with consideration of its usage in subjects about image processing. The master's thesis contains results of quantitative evaluation X-Ray CT created with this application and proposal of lab work.

Keywords: X-Ray Computed Tomography, CT X-Ray, quantitative evaluation, plain back-projection, filtered back-projection, parallel projection, fan projection, phantom.

Bibliografická citace mé práce:

NOVOTNÝ, L. *Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 56 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 29. května 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Alešovi Drastichovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 29. května 2009

.....
podpis autora

Obsah

1 ÚVOD	10
2 VÝPOČETNÍ RENTGENOVÁ TOMOGRAFIE.....	11
2.1 USPOŘÁDÁNÍ A JEDNOTLIVÉ GENERACE CT RTG ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMŮ	11
2.1.1 Akviziční geometrie	11
2.1.2 Detekční geometrie	13
2.1.3 Geometrie měření	13
2.1.4 1. generace	14
2.1.5 2. generace	14
2.1.6 3. generace	15
2.1.7 3. generace "slip-ring"	15
2.1.8 4. generace	15
2.1.9 5. generace	16
2.2 MATEMATICKÝ ROZBOR	16
2.2.1 Radonova transformace	16
2.2.2 Fourierova transformace	17
2.2.3 Fourierova rekonstrukce	17
2.2.4 Prostá zpětná projekce	18
2.2.5 Filtrovaná zpětná projekce	18
2.3 KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ	19
2.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost	20
2.3.2 Energetická (kontrastní) rozlišovací schopnost	21
2.3.3 Časová rozlišovací schopnost	21
2.3.4 Šum	21
2.3.5 Homogenita obrazu	22
2.3.6 Linearita přenosu obrazové souřadnice	22
2.3.7 Linearita přenosu poziční souřadnice	22
2.3.8 Aplikovaná dávka rtg záření	23
3 PROGRAM KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ.....	24
3.1 UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ	25
3.1.1 Menu Start	25
3.1.2 Menu CT RTG	25
3.1.3 Menu Zpětná projekce	25
3.1.4 Menu Akvizice	26
3.1.5 Menu Kvantitativní hodnocení	26
3.1.6 Menu Zobrazit výsledky	26
3.1.7 Tlačítko Projektuj	26
3.1.8 Tlačítko FWHM	27
3.1.9 Tlačítko MTF	27
3.1.10 Tlačítko Počet zobrazených párů	27
3.1.11 Tabulky	27
3.2 KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ	27
3.2.1 Objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti	27
3.2.2 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v prostorové oblasti	31
3.2.3 Subjektivní hodnocení prostorového rozlišení ve frekvenční oblasti	35
3.3 KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ NÍZKOKONTRASTNÍHO ROZLIŠENÍ	36
3.3.1 Subjektivní hodnocení nízkokонтрастního rozlišení	37
4 LABORATORNÍ ÚLOHA.....	39
4.1 OBSAH LABORATORNÍ ÚLOHY	39
4.2 TEORETICKÝ ROZBOR	39
4.2.1 1. generace CT RTG	40
4.2.2 3. generace CT RTG	40
4.2.3 Vliv vějířového svazku	41
4.2.4 Prostá zpětná projekce	41
4.2.5 Filtrování zpětná projekce	41
4.3 KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ	42
4.3.1 Objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti	42

4.3.2	<i>Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v prostorové oblasti</i>	45
4.3.3	<i>Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti</i>	48
4.3.4	<i>Subjektivní hodnocení nízkokontrastní rozlišovací schopnosti</i>	50
4.4	VYHODNOCENÍ LABORATORNÍ ÚLOHY	52
5	POPIS PROGRAMU	53
5.1	SEZNAM FUNKCÍ	53
5.2	SEZNAM FANTOMŮ	53
6	ZÁVĚR	54
	POUŽITÁ LITERATURA	55
	SEZNAM ZKRATEK	56

Seznam obrázků

OBR. 1 AKVIZICE OBRAZOVÝCH DAT [2]	13
OBR. 2 GEOMETRIE VĚJÍŘOVÉHO MĚŘENÍ PROJEKCI [3].....	13
OBR. 3 PRINCIP SBĚRU OBRAZOVÝCH DAT U CT RTG 1. GENERACE [3].....	14
OBR. 4 PRINCIP SBĚRU OBRAZOVÝCH DAT U CT RTG 3. GENERACE [3].....	15
OBR. 5 ZNÁZORNĚNÍ PROJEKCE SEJMUTÉ POD ÚHLEM Φ A PAPRSKOVÉHO INTEGRÁLU X^2 [2].....	16
OBR. 6 IDEOVÉ SCHÉMA PROGRAMU KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ.....	24
OBR. 7 VZHLED PROGRAMU KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ KVALITY CT RTG ZOBRAZENÍ.....	25
OBR. 8 VZORKOVACÍ VZDÁLENOST Δ A VZORKOVACÍ APERTURA D [2].....	26
OBR. 9 VLIV POČTU DETEKTORŮ NA OBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI.....	28
OBR. 10 VLIV AKVIZIČNÍ GEOMETRIE 3.GENERACE CR RTG NA OBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI.....	29
OBR. 11 VLIV POČTU DETEKTORŮ NA OBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI VE FREKVENČNÍ OBLASTI.....	29
OBR. 12 VLIV POČTU DETEKTORŮ NA PROSTOROVÉ ROZLIŠENÍ V PROSTOROVÉ A FREKVENČNÍ OBLASTI.....	30
OBR. 13 VLIV VOLBY ZPĚTNÉ PROJEKCE NA PROSTOROVÉ ROZLIŠENÍ V PROSTOROVÉ A FREKVENČNÍ OBLASTI.....	31
OBR. 14 FANTOM KRUHY.....	31
OBR. 15 VLIV POČTU DETEKTORŮ NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI.....	32
OBR. 16 VLIV VYUŽITÍ DETEKTORU NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI ...	33
OBR. 17 VLIV POČTU PROJEKCI NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI.....	33
OBR. 18 VLIV VARIACE ŠUMU NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI.....	34
OBR. 19 FANTOM „SIEMENSOVA HVĚZDA“.....	35
OBR. 20 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI VE FREKVENČNÍ OBLASTI.....	35
OBR. 21 SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI VE FREKVENČNÍ OBLASTI PRO RŮZNÝ POČET PÁRŮ „ČÁRA-MEZERA“.....	36
OBR. 22 LCR FANTOM.....	37
OBR. 23 VLIV VARIACE ŠUMU NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ NÍZKOKONTRASTNÍHO ROZLIŠENÍ.....	37
OBR. 24 VLIV ZMĚNY KONTRASTU NA SUBJEKTIVNÍ HODNOCENÍ NÍZKOKONTRASTNÍHO ROZLIŠENÍ.....	38
OBR. 25 ZNÁZORNĚNÍ PROJEKCE SEJMUTÉ POD ÚHLEM Φ A PAPRSKOVÉHO INTEGRÁLU X^2	39
OBR. 26 PRINCIP SBĚRU OBRAZOVÝCH DAT U CT RTG 1.GENERACE.....	40
OBR. 27 PRINCIP SBĚRU OBRAZOVÝCH DAT U CT RTG 3.GENERACE.....	40
OBR. 28 GEOMETRIE VĚJÍŘOVÉHO MĚŘENÍ PROJEKCI.....	41
OBR. 29 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	43
OBR. 30 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	44
OBR. 31 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	45
OBR. 32 FANTOM KRUHY.....	45
OBR. 33 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	46
OBR. 34 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	46
OBR. 35 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	47
OBR. 36 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	47
OBR. 37 FANTOM „SIEMENSOVA HVĚZDA“.....	48
OBR. 38 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	49
OBR. 39 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	50
OBR. 40 LCR FANTOM.....	50
OBR. 41 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	51
OBR. 42 VÝSTUP DO PROTOKOLU.....	52

1 Úvod

Základy počítačové tomografie položil W. C. Röntgen, který roku 1895 objevil paprsky X. Tyto paprsky, známé jako rentgenové záření, vznikají při interakci rychlých elektronů s hmotou a díky své velmi krátké vlnové délce jsou schopny prozářit lidské tělo. Za tento objev získal jako vůbec první člověk roku 1901 Nobelovu cenu za fyziku. Při průchodu paprsků různými vnitřními orgány dochází v závislosti na jejich biochemickém složení k tlumení paprsků. Jejich analýzou můžeme do značné míry rekonstruovat složení pacientova těla - na tomto principu funguje klasický rentgen. Nedostatky rentgenu však spočívají v tom, že jednotlivé orgány jsou zobrazeny v sumačním obrazu. Nejsme tedy schopni vždy jednoznačně určit, kterými orgány rentgenový paprsek prošel a touto metodou nelze vytvořit skutečný „anatomický“ řez těla. Vyřešit tento problém se podařilo až se zavedením počítačů do lékařské diagnostiky koncem šedesátých let. Za objevitele počítačové tomografie se považuje Brit Godfrey Newbold Hounsfield. První přístroj vznikl v roce 1972 ve výzkumných laboratořích EMI. Nezávisle na Hounsfieldovi stejný objev učinil i Američan Allan McLeod Cormack z Tuftske University a v roce 1979 oba dva získali Nobelovu cenu. V současné době je známo 5 generací CT RTG zobrazovacích systémů. Na většinu vyšetření se používá 3. generace. U náročných kardiovaskulárních vyšetření se používají systémy 5. generace. Jejich realizace je velmi nákladná, a proto jsou používány pouze na specializovaných pracovištích.

Diplomová práce se zabývá kvantitativním hodnocením kvality zobrazení u systémů 1. a 3. generace CT RTG. V úvodní části jsou popsány jednotlivé generace CT RTG zobrazovacích systémů, rozlišnosti jejich konstrukce a principu sběru obrazových dat. Dále je zde proveden matematický rozbor tvorby projekcí a principy rekonstrukce. Další kapitola se zabývá kvantitativním hodnocením kvality procesu zobrazení. Praktická část se zabývá návrhem ideového schéma programu modelujícího proces zobrazení a jeho kvantitativním hodnocením. Dále pak realizací programu Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení a následným ověřením jednotlivých metod kvantitativního hodnocení. Další kapitola obsahuje návrh laboratorní úlohy do předmětu Tomografické zobrazovací systémy. Poslední kapitola obsahuje popis programu a jeho instalace.

2 Výpočetní rentgenová tomografie

Systém rentgenové výpočetní tomografie (CT RTG) se skládá z několika hlavních částí. Tyto části jsou rentgenka, kolimátor, matice detektorů a zařízení pro zpracování získaných signálů a následné rekonstrukce obrazu. Pro vytvoření výsledného obrazu je nejdříve nutné získat jeho projekce. Vytvoření jednotlivých projekcí spočívá v postupném měření útlumu rentgenového záření (rtg) během translačního pohybu mechanicky svázané soustavy rentgenka-detektor. Pomocí úzce zkolimovaného „tužkového“ svazku rtg záření dojde k sejmutí jedné projekce snímané scény. Samotná projekce je tak získána z jednotlivých měření celkového útlumu rtg záření ve „sloupci“ tkáně definované zkolimovaným „tužkovým svazkem“ neboli paprskovým integrálem. Následuje natočení soustavy rentgenka-detektor o úhlový inkrement a opakované měření téže scény při zpětném translačním pohybu. Pokračujícím sběrem dat v rozsahu natočení 0° až $180^\circ/360^\circ$ se získá soubor projekcí, které jsou použity při rekonstrukci obrazu matematickými metodami rekonstrukce obrazu z projekcí. Zvolenou koncepcí sběru a detekce obrazových dat jsou splněny všechny předpoklady, aby poměr mezi množstvím informace získané z obrazu k aplikované dávce rtg záření byl co největší.

Snímaná scéna je metodami sběru měření a dalšího zpracování obrazových dat diskretizována v prostoru jednak na tomografickou vrstvu konečné tloušťky Δz a jinak na elementární oblasti dané průmětem detektoru do snímané scény Δx a Δy .

Po rekonstrukci obrazu z projekcí tak jeden obrazový element -pixel- reprezentuje hodnotu primárního parametru v objemovém elementu scény – voxelu, jehož geometrické rozměry jsou vzhledem ke konvenci zavedené souřadnicové soustavy x, y, z dány $\Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$.

2.1 Uspořádání a jednotlivé generace CT RTG zobrazovacích systémů

Pro všechny generace CT RTG ZS je společným úkolem sběr obrazových dat ve formě souboru 1D projekcí, tvořených jednotlivými měřeními, které jsou získány pod různými úhly snímání téže scény. Sejmuté 1D projekce jsou následně v procesu vytváření 2D obrazu použity k jeho rekonstrukci pomocí vhodného algoritmu rekonstrukce. Limitní dosažitelné parametry CT RTG ZS jsou determinovány akviziční jednotkou systému, tedy konstrukcí skeneru – gantry. Konstrukce gantry je dána jednak geometrickými rozměry – akviziční geometrií, vrcholovým útlumem vějířového svazku rtg záření a měrným zorným polem a detekční geometrií. Touto problematikou se blíže zabývá [2].

2.1.1 Akviziční geometrie

Základní geometrie uspořádání soustavy zdroje signálu (rentgenka) a detekce signálu. Geometrie ovlivňuje potenciálně dosažitelné limitní vlastnosti procesu zobrazení, podíl parazitních jevů spojených s šířením signálové radiace a požadavky na akceptovatelnou velikost energie rtg signálové radiace, která je využita pro vytvoření obrazu. S velikostí této energie taky souvisí dávka, kterou obdrží pacient při sejmutí dat jednoho obrazu.

Rozlišují se tři druhy geometrie: krátká, střední a dlouhá. Rozdělení do následujících skupin vyplývá ze vzdálenosti rentgenka – detektory FDD (Focus Detectors Distance). Jednotlivé akvizice obrazových dat jsou zobrazeny na obrázku 1. Je-li požadavek na snímání stejného zorného pole, vykazuje krátká detekční geometrie zvětšení úhlu vějíře rtg svazku a dlouhá naopak zmenšení vějíře svazku, kompromis mezi délkami vykazuje střední akviziční geometrie.

Akviziční geometrie se týká pouze obrazové roviny (x, y). V rovině (y, z) se předpokládá tzv. planární geometrie, tedy konstantní citlivostní profil v celém zorném poli. Pokud musíme při akvizici uvažovat divergenci svazku také ve směru osy – z. Ta se vyskytuje především u multi-slice systémů. V tomto případě hovoříme o „cone-beam“ geometrii.

Akviziční geometrie ovlivňuje limitní dosažitelné vlastnosti CT RTG ZS z hlediska:

- efektivnosti využití rtg záření použitého k vytvoření obrazu – elektrického množství (mAs/obraz),
- dávky, kterou obdrží pacient při použitém elektrickém množství (mAs),
- limitního dosažitelného prostorového rozlišení v obrazové rovině (x,y) a v podélné ose pacienta osa-z (tloušťka rekonstruované tomografické vrstvy) a
- limitního dosažitelného kontrastního (energetického) rozlišení.

Výhody krátké akvizční geometrie:

- zvětšení účinnosti využití rtg záření
- produkce menšího šumu při daných mAs

Nevýhody krátké akvizční geometrie:

- zvětšení hustoty toku fotonů dopadajících na pacienta vede při konstantních mAs ke zvýšení patientské dávky
- zvětšení úhlu vějíře vede ke zvětšení podílu rozptýleného záření v detekovaném signálu
- zhoršení tvaru dávkového a citlivostního profilu

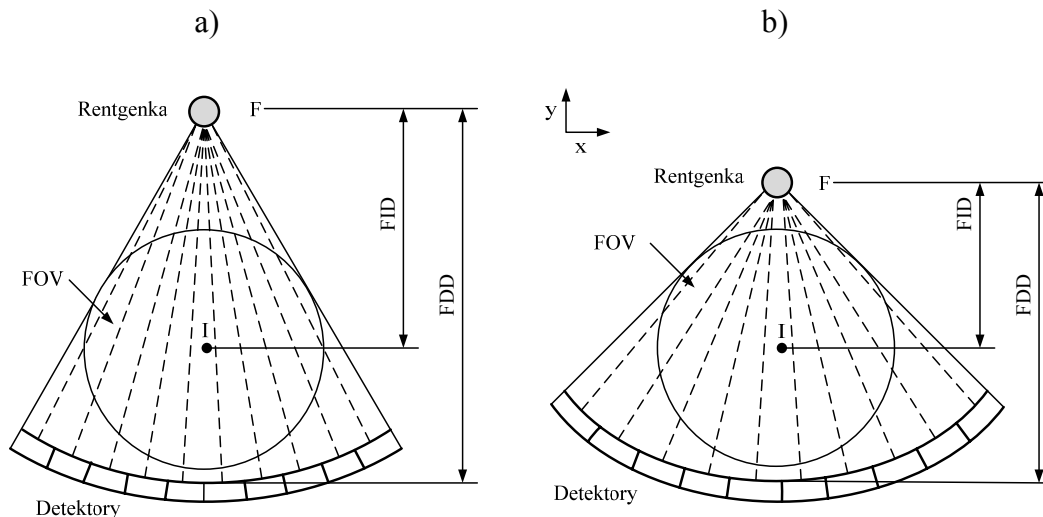
Výhody dlouhé akvizční geometrie:

- zlepšení dosahovaného prostorového rozlišení a kontrastu v obrazu (zmenšení podílu rozptýleného záření v detekovaném signálu)
- snížení aplikované dávky při stejných mAs

Nevýhody dlouhé akvizční geometrie:

- zvětšení vzdálenosti FDD vede při stejných mAs ke zhoršení poměru SNR detekovaného signálu – pokles energetického rozlišení

Dosažitelné limitní vlastnosti však určuje nejen vzdálenost FDD, ale i pozice izocentra rotace FID (Focus Isocenter Distance) a IDD (Isocenter Detectors Distance), tedy i detekční geometrie.



Obr. 1 Akvizice obrazových dat [2]

a) dlouhá akviziční geometrie, b) krátká akviziční geometrie

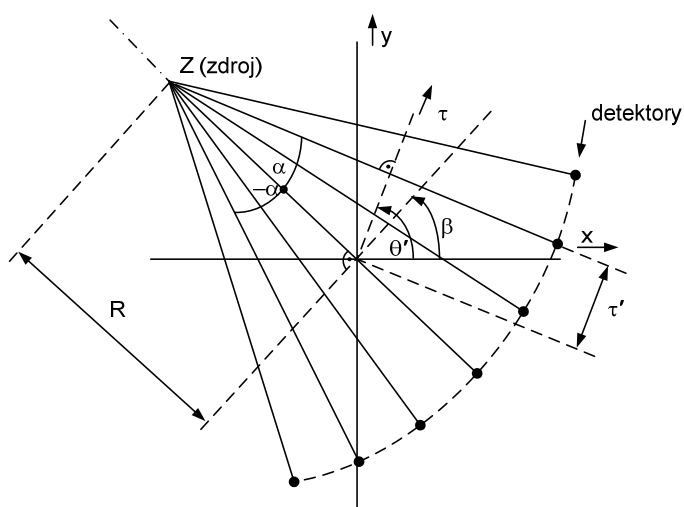
Na obrázku 1 jsou zobrazeny dlouhá a krátká akviziční geometrie. Kde F značí rentgenku, I izocentrum rotace, FOV viditelné pole, FID vzdálenost rentgenka – izocentrum rotace a FDD vzdálenost rentgenka – detektory.

2.1.2 Detekční geometrie

Pod pojmem detekční geometrie se rozumí takové uspořádání akviziční jednotky CT RTG ZS, jehož volba zásadní měrou ovlivní limitní dosažitelné parametry procesu zobrazení, zejména prostorové a energetické (kontrastní) rozlišení. Z hlediska dosažitelného prostorového rozlišení má dominantní význam diskretizace scény vznikající v procesu sběru dat u CT RTG ZS. Diskretizace scény je prováděna měřením jednotlivých paprskových průmětů, ze kterých je vytvořena jedna projekce. Vlastní vzorkování projekce je tak determinováno všemi prvky akvizičního systému, které ovlivňují jednak průmětu detektoru do předmětové roviny a jednak prostorovou hustotu vzorkování snímané scény. Vzorkování projekce vykazuje charakter jednorozměrného vzorkování 2. druhu.

2.1.3 Geometrie měření

Moderní zobrazovací systémy na rozdíl od svých předchůdců využívají k získání projekcí vějířového svazku oproti svazku rovnoběžnému. Změřené hodnoty pak ale neodpovídají Radonově transformaci. Existují dva přístupy k řešení tohoto problému. Data získané pomocí vějířového svazku mohou být přeskládána do podoby, která by byla sejmuta pomocí paralelních projekcí. Nebo je vytvořen speciální algoritmus, který dokáže pracovat přímo se sejmutými



Obr. 2 Geometrie vějířového měření projekcí [3]

daty. Touto problematikou se blíže zabývá [3]. Měřicí geometrie je zobrazena na obrázku 2.

Pozice paprsku ve vějíři je definovaná úhlem α mezi paprskem a osou symetrie vějíře. Vějíř se po krocích otáčí kolem zdroje. Úhel β mezi vějířem a osou y definuje konkrétní vějířovou projekci. Vzdálenost R z centra do vrcholu Z určuje geometrii měření. Každý paprsek vějířové projekce může být považován za paprsek z některé paralelní projekce. Souřadnice vějířové akvizice α a β jsou svázány se souřadnicemi rovnoběžné projekce τ a θ ,

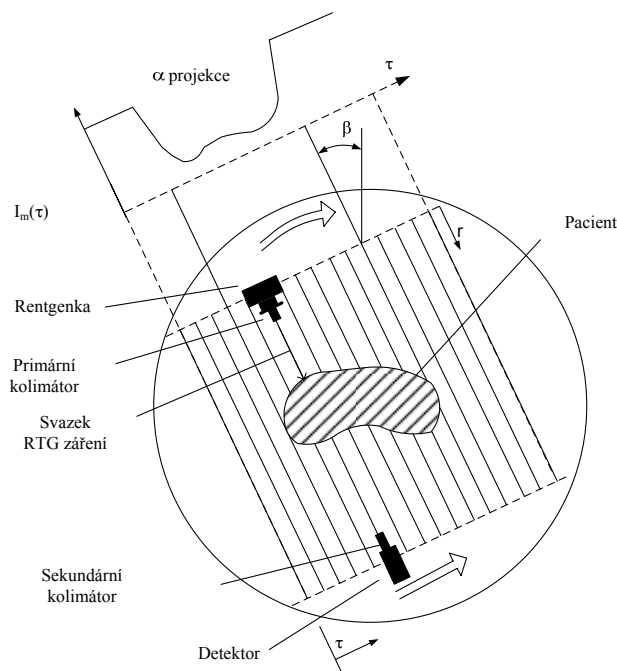
$$\tau = R \sin \alpha, \quad \theta = \alpha + \beta \quad (2.1)$$

a odtud,

$$r_{\beta}(\alpha) = p_{(\alpha+\beta)}(R \sin \alpha) \quad (2.2)$$

2.1.4 1. generace

Tato generace využívá systému translace-rotace. K snímání scény využívá jeden elementární detektor a úzce zkolimovaný tužkový svazek rtg záření. Jedná se o systém s postupným zaváděním vstupní informace. Po získání paprskových integrálů z celé scény (postupné translace rentgenky a detektoru) dojde k rotaci rentgenky a detektoru a opětovnému sejmutí scény. Nevýhody této generace spočívaly v malé účinnosti využití rtg svazku a pomalého způsobu snímání. Princip sběru obrazových dat je zobrazen na obrázku 3.



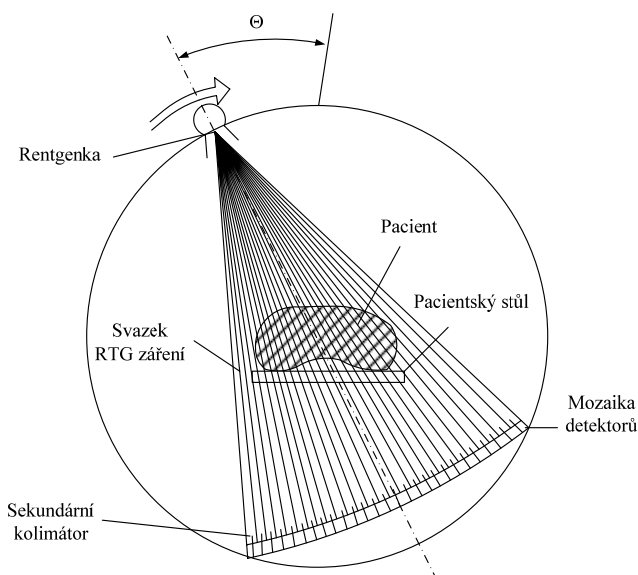
Obr. 3 Princip sběru obrazových dat u CT RTG 1. generace [3]

2.1.5 2. generace

Jedná se o systém translace – rotace. Tyto systémy se od první generace liší pouze tím, že se zde místo jednoho detektoru používá malý vějíř detektorů. Úhel vějíře pro tento systém je 3-12°. Oproti první generaci je zde lepší využití záření generovaného rentgenkou. Postupně se úhel vějíře začal zvětšovat, až pokryl celé snímané pole. Tak vznikl systém 3. generace CT.

2.1.6 3. generace

Jedná se o konvenční systém rotace-rotace. Využití větší mozaiky detektorů a úzký listový vějířový svazek rtg záření, který překrývá celou snímanou scénu. Detektory jsou zkolimovány do ohniska rentgenky. Projekční data pro jeden směr jsou získávána současně na výstupu všech detektorů. Každý detektor snímá jeden paprskový průmět, soubor paprskových průmětů ze všech detektorů tvoří v daném okamžiku jednu projekci. Vlastní projekce je tak diskretizována prostorovým rozmístěním jednotlivých detektorů – jejich úhlovou hustotou (počet detektorů na jednotlivý úhel rtg vějíře). Úhlová hustota detektorů určuje Nyquistův limit vzorkování jedné projekce. Spolu s průmětem středového detektoru vějíře do roviny osy rotace determinuje limitní dosažitelné prostorové rozlišení. Úplný soubor projekcí je získán postupnou inkrementací otáčení vějíře až po otočení snímací jednotky (gantry) o 360° . Projekce jsou sejmuty v jednotlivých vzorkovacích bodech během rotace. Současné systémy využívají kontinuální napájení rentgenky s rotační anodou. CT RTG ZS je možno zařadit do kategorie ZS se smíšeným zaváděním vstupní informace. Problémy: přívod napětí k rotující rentgence a odvod signálů z rotujících detektorů. Omezený pohyb skeneru jen na reciproční rotaci $\pm 360^\circ$ z důvodu použití kabelů. Princip sběru obrazových dat je zobrazen na obrázku 4.



Obr. 4 Princip sběru obrazových dat u CT RTG 3. generace [3]

2.1.7 3. generace “slip-ring“

Systém rotace-rotace. Tato generace nahradila konvenční 3. generaci a to především pro umožnění kontinuálního pohybu rotace v jednom směru. Napájecí napětí je generátoru je přiváděno na rentgenku přes třecí kartáče na nízkonapěťové nebo vysokonapěťové úrovni. Datový signál je na stacionární část převáděn buď v analogové formě přes třecí kontakty nebo u moderních systémů v digitální formě pomocí optické vazby mezi rotující a stacionární částí gantry.

2.1.8 4. generace

Je označována opět jako systém rotace-rotace. Využívá nepohyblivou mozaiku detektorů umístěnou na obvodu stacionární části gantry. Detektory jsou zkolimovány do středu rotace. U této generace vznikají problémy spojené s požadavkem na velký průměr

prstence detektorů a tím poklesem jejich prostorové hustoty, velkou vzdáleností detektoru a rentgenky a složitostí kolimace do středu rotace.

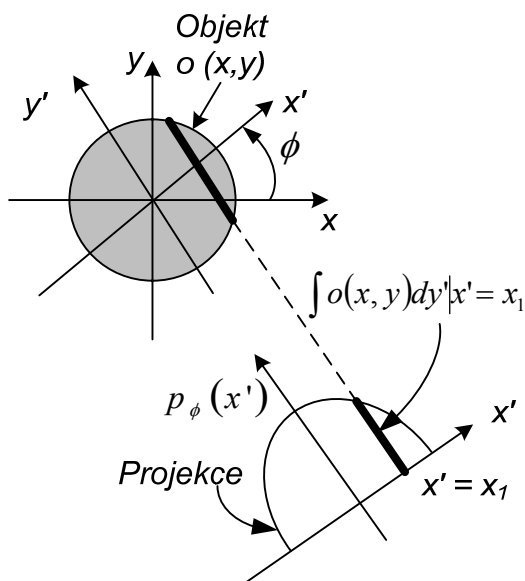
2.1.9 5. generace

S touto generací CT RTG systémů bývají většinou spojovány konstrukce, které umožňují zvýšit rychlost sběru obrazových dat natolik výrazně, že mohou snímat pohyblivou scénu. Tato generace se využívá především pro kardiologické aplikace.

2.2 Matematický rozbor

Z matematického hlediska je nutno vysvětlit několik základních pojmů. Jejich popisem se blíže zabývá [1], [2], [3].

- Paprskový průmět (paprskový integrál): jde o jedno měření, které reprezentuje celkový útlum RTG záření ve sloupci scény na odpovídající pozici.
- Projekce: je soubor změřených paprskových průmětů, které byly získány z jednoho směru snímání (stejný úhel ϕ). Z matematického hlediska je to funkce $p_\phi = (x')$, kde každý bod je dán paprskovým integrálem $p_\phi(x_1) = \int o(x, y) dy'$ pro dané ϕ a x' .
- Rekonstrukce obrazu: je vytvoření 2D obrazu scény ze souboru 1D projekcí. Z obecného pohledu lze na rekonstrukci obrazu pohlížet jako na restaurační proceduru, jejímž cílem je odstranit známé zkreslení z obrazu.



Obr. 5 Znáznornění projekce sejmuté pod úhlem ϕ a paprskového integrálu x' [2]

2.2.1 Radonova transformace

Radonova transformace funkce $f(x, y)$ je funkce $p_\phi(x')$ definována jako integrál podél přímky rovnoběžné s osou y' ve vzdálenosti x' od počátku. V tomto vztahu jsou x' a y' souřadnice otočené o úhel ϕ od původních souřadnic. Můžeme zavést operátor Radonové transformace vztahem:

$$p_\phi(x') = R[f(x, y)] \quad (2.3)$$

$$R[f(x, y)] = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \phi + \sin \phi - x') dx dy \quad (2.4)$$

$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) dy'$$

$$\text{kde:} \quad \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Je možné zavést funkci $R(\phi, x') = p_{\phi}(x')$, pro $\forall \phi \in R$. Tato funkce je periodická vzhledem k ϕ s periodou 2π . Dále platí, že $R(\phi + \pi, x') = R(\phi, -x')$. Z tohoto důvodu je možné získat projekce pouze pro $\phi \in \langle 0, \pi \rangle$.

Znázníme-li funkci $R(\phi, x')$ v jasové modulaci, získáme sinogram. Tento název vychází z toho, že každý bod v původní funkci $f(x, y)$ se zobrazí jako „sinusovka“. Viz [2].

2.2.2 Fourierova transformace

Fourierova transformace poskytuje jednu z možností rekonstrukce obrazů z projekcí.

$$P_{\phi}(\omega) = F_1[p_{\phi}(x')] = \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(x') e^{-i\omega x'} dx' \quad (2.6)$$

$$= \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) e^{-i\omega x'} dx' dy'$$

Přejdeme-li od souřadnic (x', y') k (x, y) použitím vztahu (2.5) je možno rovnici (2.6) přepsat do tvaru:

$$P_{\phi}(\omega) = \int \int f(x, y) e^{-i\omega(x \cos \phi + y \sin \phi)} dx dy \quad (2.7)$$

Označíme-li si souřadnice 2D Fourierovy transformace

$$\omega_x = \omega \cos \phi \text{ a } \omega_y = \omega \sin \phi \quad (2.8)$$

můžeme psát:

$$P_{\phi}(\omega) = F(\omega_x, \omega_y) \Big|_{\phi} = F(\omega \cos \phi, \omega \sin \phi) \quad (2.9)$$

Ze vztahu plyne, že jednorozměrná Fourierova transformace jedné projekce je rovna dvourozměrné Fourierově transformaci původní funkce $\omega_x = \omega \cos \phi$ a $\omega_y = \omega \sin \phi$.

2.2.3 Fourierova rekonstrukce

Tato metoda využívá vztah (2.9). Postup při výpočtu je následující:

- Použitím jednorozměrné Fourierovy transformace získáme spektra jednotlivých projekcí.
- Dále je provedeno nevzorkování do pravoúhlých souřadnic.
- Zpětnou 2D Fourierovou transformací získáme tedy rekonstruovaný obraz.

$$\hat{f}(x, y) = F_2^{-1}[F(\omega_x, \omega_y)] = \int \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega_x, \omega_y) e^{-i(x\omega_x + y\omega_y)} d\omega_x d\omega_y \quad (2.10)$$

Je možno rekonstrukci počítat v polárních souřadnicích podle vztahu:

$$\hat{f}(x, y) = \int \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega, \phi) e^{i\omega(x \cos \phi + y \sin \phi)} |J| d\omega d\phi \quad (2.11)$$

$$\text{kde } J \text{ je Jakobián a platí } J = \begin{vmatrix} \frac{\partial \omega_x}{\partial \omega} & \frac{\partial \omega_y}{\partial \omega} \\ \frac{\partial \omega_x}{\partial \phi} & \frac{\partial \omega_y}{\partial \phi} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\omega \sin \phi & \omega \cos \phi \end{vmatrix} = \omega \quad (2.12)$$

$$\omega = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}, \phi = \arctg \frac{\omega_y}{\omega_x}, r = \sqrt{x^2 + y^2} \text{ a } \Theta = \arctg \frac{y}{x} \quad (2.13)$$

2.2.4 Prostá zpětná projekce

Prostá zpětná projekce je algoritmus, který nevede přesně k původní funkci. Tato metoda se nepoužívá přímo v žádném zobrazovacím systému, ale představuje základ pro filtrovanou zpětnou projekci, která je naopak nejpožívanější. Prostá zpětná projekce hledá původní funkci podle tohoto vztahu:

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} p_{\phi}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad (2.14)$$

Tento vztah vychází z představy, že vezmeme jednu projekci po druhé, promítneme ji přes obrazovou matici a takto vzniklé matice sečteme. Odtud pramení i název „zpětná projekce“. Obraz, získaný tímto způsobem je značně „rozostřený“. Tento jev se nazývá hvězdicový artefakt. Pro zlepšení výsledného obrazu by bylo možno použít jeho filtraci „ostřicím“ filtrem. Jako výhodnější se však jeví provádění filtraci jednotlivých projekcí ještě před provedením zpětné projekce.

2.2.5 Filtrovaná zpětná projekce

Tato metoda hledá rekonstruovanou funkci pomocí vztahu:

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx' d\phi \quad (2.15)$$

kde $h(x)$ je funkce, která koriguje zkreslení prosté zpětné projekce. Vnitřní integrál (podle x') ve vztahu (1.14) je konvoluční integrál, který provádí filtraci. Je nutné určit funkci $h(x)$ pomocí polárních souřadnic.

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(x') h(r - x') dx' d\phi \quad (2.16)$$

Porovnáním vztahů (1.16) a (1.11) získáme:

$$\int_0^{\pi} F(\omega, \phi) e^{i\omega r} |J| d\omega = \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(x') h(r - x') dx' \quad (2.17)$$

Výraz na levé straně je zpětná Fourierova transformace a výraz na pravé straně je konvoluce dvou funkcí v prostorové oblasti. Můžeme tedy psát:

$$F(\omega, \phi) |J| = F[p_{\phi}(x') * h(x')] = F[p_{\phi}(x')] \cdot F[h(x')] \quad (2.18)$$

Dle vztahu (1.7) víme, že $F(\omega, \phi) = F[p_{\phi}(x')]$, musí tedy platit

$$F[h(x')] = |\omega| \quad (2.19)$$

Tento vztah umožňuje vypočítat funkci $h(x')$ jako zpětnou Fourierovu transformaci z $|\omega|$. Jak je však patrné, je takový filtr fyzikálně nerealizovatelný, proto se musíme vždy spokojit jen s jistou aproximací. Ve skutečnosti je situace o něco složitější, protože tento filtr má velké zesílení pro vysoké prostorové kmitočty a tím dochází k nežádoucímu snižování poměru signál/šum. Proto byla odvozena celá řada filtrů, které kombinují tento tzv. ramp-filtr s filtry pro filtraci šumu. Viz [2].

2.3 Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Základní parametry pro kvantitativní hodnocení procesu zobrazení u CT RTG ZS jsou prostorová, kontrastní (energetická) a časová rozlišovací schopnost. Výsledná hodnota jednotlivých parametrů závisí na konstrukci snímací jednotky, skenovacích parametrech, vlastnostech snímání scény a aplikované limitní dávce rentgenového záření. Na aplikovanou dávku rentgenového záření se s vývojem nových technologií klade stěžejní důraz. Zde je uplatněn princip ALARA (As Low As Reasonable Achievable). Velikostí aplikované dávky se blíže zabývá [10].

Mezi jednotlivými parametry platí multiplikativní vztah:

(prostorové rozlišení) $\times$ (energetické rozlišení) $\times$ (časové rozlišení) = konstanta,

Odtud plyne, že preference jednoho/dvou parametru/ů vede ke zhoršení zbývajících/ho.

U vyspělých systémů se preferuje téměř vždy časové rozlišení, determinované rychlostí sejmутí obrazových dat, tzn. dobou potřebnou pro akvizici dostatečného souboru projekcí ze 360°. Další preference spočívají v dostupnosti výběru co nejtenčích tomovrstev, tzn. dosažení co největšího prostorového rozlišení v ose z a dosažení akviziční izotropie voxelu. Producentům CT RTG ZS tak zbývá koncepční volba mezi preferencí prostorového nebo energetického (kontrastního) rozlišení. Vezmeme-li v úvahu, že zásadní výhoda projekčně rekonstrukčního zobrazení ve srovnání se standardním projekčním rtg zobrazením spočívá ve skutečnosti, že v případě projekčně rekonstrukčního zobrazení se dosahuje mimořádně vysoký akviziční kontrast, je nasnadě preference dosažených parametrů, které popisují energetické (kontrastní) rozlišení. Tento požadavek je navíc akcentován současnou aplikační četností CT RTG ZS, která v celosvětovém průměru vykazuje cca 90% vyšetření vyžadujících prioritu kontrastního rozlišení.

Z teoretického hlediska je kvalita procesu zobrazení dána přesností s jakou reprodukuje zobrazovací proces předmětovou funkci $o(\xi, \zeta, \psi)$ (v našem případě definovanou prostorovou distribucí primárního parametru, tj. lineárního součinitele zeslabení $\mu(\xi, \zeta, \psi)$ na obrazovou funkci $i(x, y, z)$, tj. prostorovou distribucí výsledného parametru (jasu, zčernání nebo barevné modulace obrazu). Je-li možno akceptovat linearitu a prostorovou invariantnost (SIPSF) procesu zobrazení (proces je možno popsat jeho impulsní charakteristikou PSF) a aditivní superpozici parazitních jevů (šumy a artefakty), lze proces zobrazení vyjádřit vztahem

$$i(x, y, z) = K(E) \cdot o(\xi, \zeta, \psi) * PSF(x, y, z) + \text{šum} + \text{artefakty} \quad (2.20)$$

kde $K(E)$ je energeticky závislá veličina (kontrastní faktor), která popisuje transformaci kontrastu ve scéně na kontrast jejího obrazu. Viz [2].

2.3.1 Prostorová rozlišovací schopnost

Prostorová rozlišovací schopnost udává, jak malé detaily ve scéně jsou od sebe rozpoznatelné a mají dostatečný kontrast vůči okolí. Požadavek na dostatečný kontrast (rozdílnost velikosti primárního parametru (pp) detailu od velikosti pp jeho okolí) vyplývá jednak z eliminace vlivu šumu na vyhodnocení prostorového rozlišení a jednak z fyzikální realizovatelnosti modelu Diracovy funkce. Viz [4] a [5]. Kde

$$\delta(t) \rightarrow \infty \text{ pro } t = 0, \delta(t) = 0 \text{ pro } t \neq 0, \text{ přičemž } \int_{-\infty}^{+\infty} \delta(t) dt = 1. \quad (2.21)$$

U tomografických ZS je nutné rozlišit hodnocení vysokokontrastního prostorového rozlišení v zobrazované/skenované rovině (x,y) a v podélné ose patientského stolu – osa z. Pro zjednodušení bude uvažováno pouze prostorové rozlišení v zobrazované rovině (x,y).

Prostorové rozlišení v rovině (x,y) bývá u CT RTG ZS zvykem označovat pojmem vysokokontrastní (prostorové) rozlišení. K jeho kvantitativnímu hodnocení se používá většinou standardních subjektivních a objektivních metod. Vyhodnocení je tak možno provádět zobrazením vhodných fantomů buď v prostorové, nebo frekvenční oblasti.

Subjektivní hodnocení v prostorové a frekvenční oblasti

Vyhodnocuje se velikost „bodu“ d, který je ještě v obraze vyhodnotitelný (cm resp. mm). Převod do frekvenční oblasti lze provést pomocí vztahu $LP/cm = 1/2d$. Přestavuje-li fantom model prostorových frekvencí vyjádřených pomocí „čára-mezera“ – LP (Line Paire), stanovuje se subjektivně vyhodnotitelná nejvyšší prostorová frekvence „čára-mezera“.

Objektivní hodnocení v prostorové oblasti

Využívá se standardního zobrazení modelu Diracovy funkce realizovaného u CT RTG systémů tenkým drátem umístěným ve středu zorného pole FOM orientovaným kolmo na skenovanou rovinu nebo malou kuličku z materiálu s vysokým umístěnou ve skenované rovině. Získaný obraz reprezentuje impulsní charakteristiku procesu zobrazení PSF. Měří se šířka křivky v polovině maximální výšky – FWHM (mm) hlavního řezu PSF.

Objektivní hodnocení ve frekvenční oblasti

Využívá vzájemný vztah mezi impulsní a přenosovou charakteristikou lineárního procesu zobrazení daného Fourierovou transformací. Je-li PSF funkce sudá (symetrická kolem počátku), je. Modulační přenosová funkce MTF popisuje účinnost přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí procesem zobrazení (ze scény do jejího obrazu). Definuje se jmenovitá úroveň účinnosti přenosu kontrastu, např. 0/2/10/50% a stanoví se odpovídající mezní prostorová frekvence (LP/cm).

Parametry ovlivňující dosažené prostorové rozlišení

Dosahované prostorové rozlišení závisí na zvolené akviziční geometrii skeneru, tedy vzdálenosti FID a IDD, velikosti apertury detektoru D, vzorkovací frekvenci projekce, velikosti optického ohniska rentgenky F a pohybové neostrosti způsobené kontinuálním pohybem rentgenky Ep. Prostorová rozlišovací schopnost výsledného obrazu je však ještě ovlivněna použitým algoritmem rekonstrukce obrazu, tj. zvoleným rekonstrukčním filtrem (konvolučním jádrem) u filtrované zpětné projekce.

2.3.2 Energetická (kontrastní) rozlišovací schopnost

Schopnost identifikovat v obrazu nízkokontrastní objekt, je determinována zejména úrovní šumu v obrazu resp. dosaženým poměrem SNR. Výzkumy ukazují, že k identifikaci objektu v obrazu musí být $SNR > 5$, tzv. Rosesovo kritérium (princiálně je sice možno identifikovat objekty v obrazu i při horším SNR, spolehlivost identifikace je však menší nežli 100%). Rosesovo kritérium však platí jen pro objekt dostatečné velikosti. Zmenšuje-li se jeho geometrická velikost, zhoršuje se jeho identifikovatelnost při nízkém kontrastu (ovlivněno vysokokontrastním rozlišením). Energetická rozlišovací schopnost pro RTG ZS tak může reprezentovat:

- nejmenší kolísání útlumu rtg záření v dostatečně velké oblasti scény (eliminace vlivu vysokokontrastního prostorového rozlišení), které lze v obrazu scény identifikovat, (Hounsfieldem (1978) označováno jako „sensitivity of the system“),
- nejmenší kolísání útlumu v co nejmenším detailu scény (je ovlivněno i vysokokontrastním prostorovým rozlišením), které je v obrazu scény vyhodnotitelné, tzv. nízkokontrastní rozlišení.

Nízkokontrastní rozlišení

Pro kvantitativní hodnocení kontrastní rozlišovací schopnosti se nejvíce používá nízkokontrastní rozlišení. Parametr nízkokontrastního rozlišení udává minimální velikost rozlišitelného detailu scény (mm) při jmenovitém kontrastu detailu vůči okolí (%).

Parametry ovlivňující dosažené kontrastní rozlišení

Nízkokontrastního rozlišení, je determinováno zejména dosaženým poměrem SNR procesu zobrazení, který však závisí na celé řadě faktorů daných jednak konstrukcí systému a jednak volitelných skenovacích parametrů. Obecně lze konstatovat, že dosažené nízkokontrastní rozlišení závisí na aplikované dávce rtg záření, rychlosti skenování, rekonstrukčním algoritmu, počtu projekcí a velikosti pixelu. Změna jednoho z parametrů má vždy podstatný vliv na výsledné rozlišení. Pokud se pro zlepšení rozlišení zvětší velikosti pixelu (zmenšení prostorového rozlišení) a aplikovaná dávka rentgenového záření bude stejná, zvětší se počet detekovaných kvant na jeden pixel, a tím se zlepší dosažený poměr SNR a tedy i kontrastní rozlišení.

2.3.3 Časová rozlišovací schopnost

Časová rozlišovací schopnost procesu zobrazení je definována jednak dobou potřebnou k sejmutí obrazových dat potřebných pro rekonstrukci jednoho obrazu, tzv. časová apertura vzorkování a jednak opakováním vzorkování (snímání) vývoje scény v čase, tzv. obrazová frekvence. Časová apertura vzorkování determinuje vliv pohybové neostrosti v obrazu, obrazová frekvence pak korektnost reprodukce vývoje scény v čase. Různé CT RTG akviziční techniky však vedou k různým hodnotícím parametrům časové rozlišovací schopnosti a modifikaci jejího obecného významu.

2.3.4 Šum

Podstatný vliv na výsledný rekonstruovaný obraz má vliv různých šumů na proces zobrazení. Kolísání CT čísla v obrazu, které přímo nesouvisí se skutečnými změnami hodnot pp (lineárního součinitele zeslabení) ve snímané scéně, tvoří šumovou složku obrazového signálu CT RTG ZS označovanou často pojmem „pixel noise“. Pro ideální systém je tato složka dána statistickými fluktuacemi počtu detekovaných kvant rtg záření, tzv. kvantový šum. Podíl šumu v obrazu se hodnotí při zobrazení homogenní scény

(realizované vodním fantomem) rozptylem (variancí) měřených hodnot I v N voxelech oblasti zájmu ROI (situované v centru FOM) vzhledem k jejich střední hodnotě. Viz [2].

Kvantový šum

Obecný požadavek na snižování aplikované dávky ionizujícího rtg záření potřebné na vytvoření jednoho obrazu vede ke snižování počtu využitých fotonů rtg záření N k přenosu informace z oblasti scény (voxelu), kterou reprezentuje v obrazu jeden pixel. Kvalita obrazu je determinována dosaženým poměrem SNR. S ohledem na rov. Lze konstatovat, že zdvojnásobení dosaženého poměru SNR vede k aplikaci čtyřnásobné dávky rtg záření do těla pacienta. Při zvětšení počtu kvant použitých k vytvoření obrazu dochází současně k zvýšení dávky, kterou obdrží pacient (dvojnásobné zvětšení počtu kvant vede ke zdvojnásobení aplikované dávky).

Elektronický šum

Elektronický šum je převážně tvořen šumem detektoru rtg záření a předzesilovačem každého detekčního kanálu. Tvoří konstantní parazitní signálovou úroveň, která je nezávislá na vstupní rtg radiaci. Moderní CT RTG systémy vykazují z hlediska elektronického šumu vlastnosti téměř „ideálního bezšumového systému“.

Homogenita šumu

Homogenita šumu je determinována odchylkami od konstantní úrovně šumu v závislosti na poziční souřadnici u axiální a nelokální akvizice a algoritmu rekonstrukce. Pro zvětšení homogenity šumu se provádí tzv. plný 360° sběr obrazových dat.

2.3.5 Homogenita obrazu

Homogenita obrazu určuje odchylky od konstantní úrovně odezvy systému na velikost primárního parametru, který je referenční úroveň stupnice CT (voda). Při sběru dat z válcového modelu homogenní scény, která je tvořena vhodným materiálem (nejčastěji voda nebo ekvivalent vody), se určují odchylky od konstantní střední úrovně CT jednotek v pěti definovaných ROI stejné velikosti. Změřená CT hodnota vody by se neměla odchýlovat od jmenovité hodnoty 0 HU o více než ± 4 HU. Homogenita obrazu determinuje korektnost kvantitativních měření.

2.3.6 Linearita přenosu obrazové souřadnice

Pojem linearita (přenosu obrazové souřadnice) se u CT RGT ZS hodnotí odchylky od lineární závislosti středního CT čísla definované zájmové oblasti fantomu ROI s jmenovitou hodnotou lineárního součinitele zeslabení. Linearita determinuje korektnost kvantitativních měření velikosti pp z výsledného obrazu.

2.3.7 Linearita přenosu poziční souřadnice

Pokud je požadováno kvantitativní měření vzdálenosti v rekonstruovaném obrazu je nutné splnění podmínky lineárního přenosu poziční souřadnice. Tento požadavek je nutno splnit v celém zorném poli (FOM) podmínku konstantní citlivost přenosu poziční informace procesu zobrazování. Nesplnění podmínky vede ke geometrické distorzi obrazu. Linearita přenosu poziční souřadnice se hodnotí pomocí fantomů, ve kterých jsou umístěny ve vhodné vzájemné konfiguraci a známých vzdálenostech malé terče (body) dostatečného kontrastu vůči okolí. V obrazu fantomu se hodnotí odchylky od jmenovité hodnoty vzdálenosti.

2.3.8 Aplikovaná dávka rtg záření

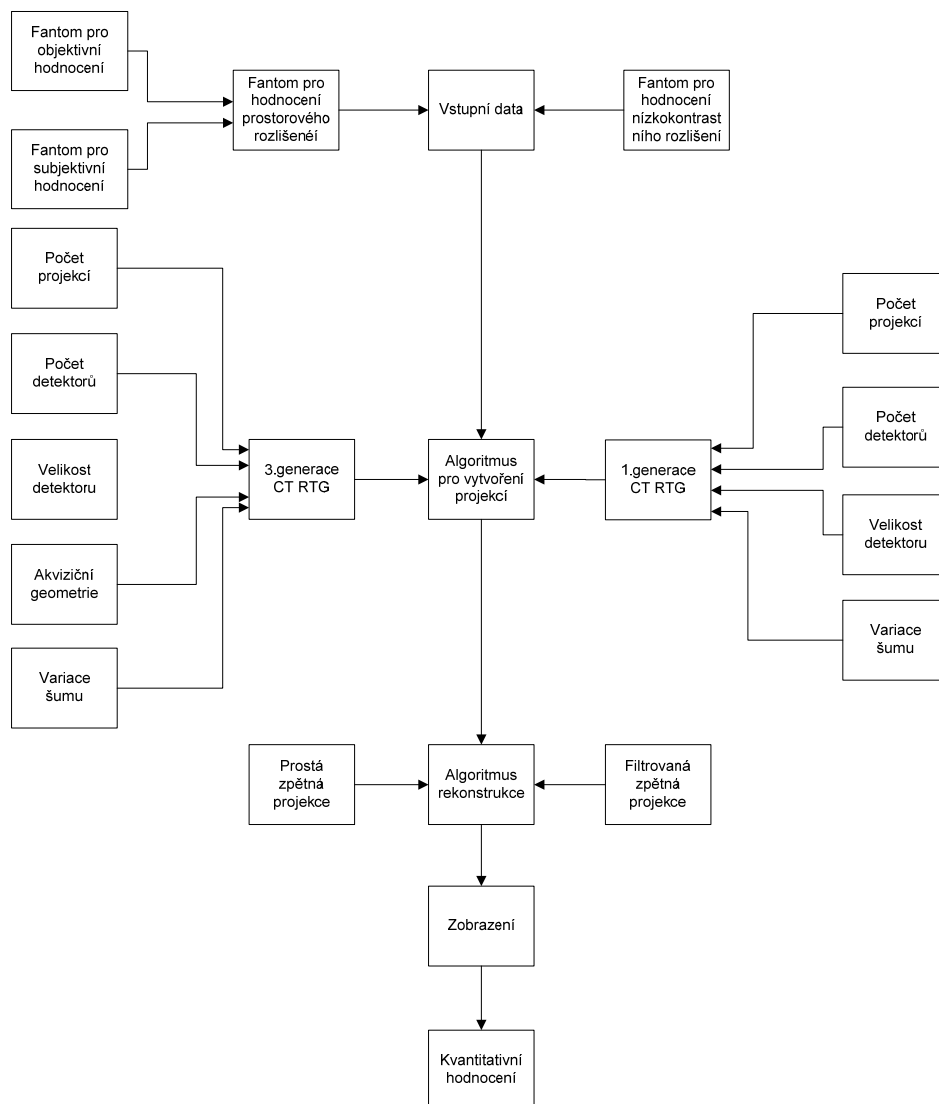
Jedna z hlavních nevýhod u vyšetření pomocí CT RTG ZS je velikost aplikované dávky rtg záření na pacienta. Stěžejní důraz na moderní CT RTG ZS je proto kladen na redukci aplikované dávky rtg záření během vyšetření – princip ALARA (As Low As Reasonable Achievable). Fyzikální parametry, které hodnotí dávku při CT RTG aplikaci, je možno kategorizovat do tří oblastí:

- dávka distribuovaná ve skenované rovině $D(x, y)$,
- dávka distribuovaná v rovině kolmé na skenovanou rovinu $D(z)$ a
- dávka distribuovaná v prostoru $D(x, y, z)$.

Kde první dvě oblasti se přímo týkají pacienta, zatímco třetí je důležitá zejména pro obsluhující personál a obecné podmínky radiační ochrany.

3 Program Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Praktická část se zabývá vytvořením programu v prostředí MATLAB pomocí kterého je kvantitativně hodnocena kvalita procesu zobrazení u CT RTG výpočetní tomografie. Jedná se pouze o ideové schéma procesu zobrazení, kde nejsou některé aspekty uvažovány. Uvažován není například úbytek energie fotonu s kvadrátem vzdálenosti. Při kvantitativním hodnocení je kladen důraz na prostorové, energetické (kontrastní) a jejich kombinaci, tedy nízkokontrastní rozlišení. Vliv nelinearit přenosu poziční souřadnice a časové rozlišení zde není kvantitativně hodnoceno.



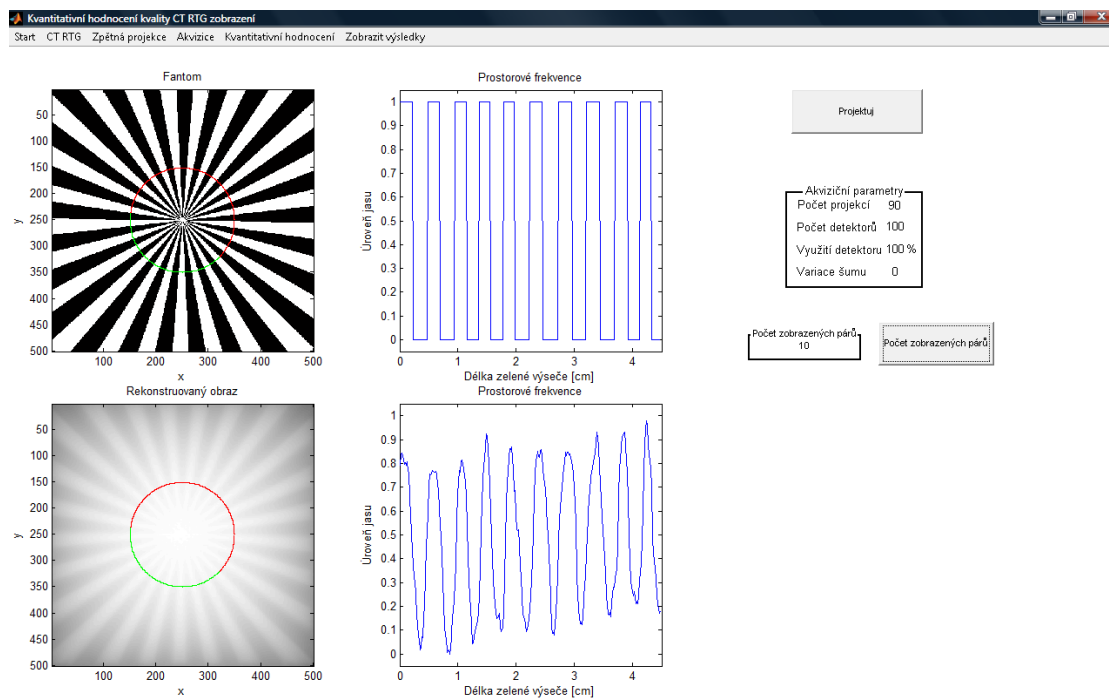
Obr. 6 Ideové schéma programu Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Na obrázku 6 je zobrazeno ideové schéma vytvořeného programu. Jako vstupní data se používají předvolené fantomy. Každý fantom byl vytvořen pro určitou metodu kvantitativního hodnocení. Po načtení fantomu se volí algoritmus pro vytvoření souboru projekcí. Algoritmus je ovlivněn zvolenou metodou sběru obrazových dat (1. nebo 3. generace CT RTG ZS) a akvizíčními parametry. Po vytvoření souboru projekcí je pomocí rekonstrukčního algoritmu vytvořen výsledný obraz. Pomocí výsledného obrazu je

provedeno kvantitativní hodnocení prostorového nebo nízkokontrastního rozlišení. Pro vytvoření programu v prostředí MATLAB byly použity informace z [6] a [7].

3.1 Uživatelské rozhraní

Program Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení je hlavním výstupem této diplomové práce a umožňuje zobrazení a kvantitativní hodnocení ideového procesu zobrazení u 1. a 3. generace CT RTG zobrazovacích systémů. Vzhled programu je na obrázku 7. Při jeho tvorbě byl kladen důraz na praktickou ukázkou vlivu jednotlivých volitelných parametrů akvizice na výsledné zobrazení. Program je možno rozdělit do dvou částí. První část se zabývá modelováním procesu zobrazení a druhá kvantitativním hodnocením výsledného zrekonstruovaného obrazu.



Obr. 7 Vzhled programu Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

3.1.1 Menu Start

V nabídce START si uživatel volí jednotlivé metody kvantitativního hodnocení. Po jeho výběru dojde k zobrazení fantomu vhodného pro dané kvantitativní hodnocení. Volby jsou: Prostorová rozlišovací schopnost – Objektivní hodnocení, Subjektivní hodnocení, Prostorové frekvence a Nízkokontrastní rozlišovací schopnost.

3.1.2 Menu CT RTG

Zde si uživatel volí mezi použitím CT RTG první nebo třetí generace.

3.1.3 Menu Zpětná projekce

Výběr prosté zpětné projekce nebo filtrované zpětné projekce výrazně ovlivní výslednou rekonstrukci. Rozdíl v algoritmech je vysvětlen v kapitolách 2.2.4 a 2.2.5. Po zvolení jedné z rekonstrukčních metod dojde k zobrazení tlačítka Projektuj. Po stisku tohoto tlačítka dojde k vytvoření rekonstrukce dle zadaných parametrů.

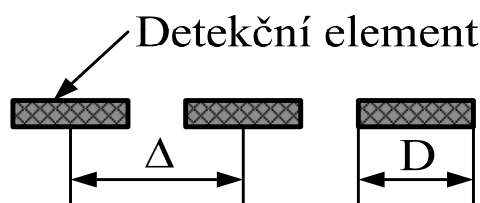
3.1.4 Menu Akvizice

Tato nabídka slouží k nastavení akvizičních parametrů, které ovlivňují vytvoření projekcí. Při zvolení dané položky dojde k vyvolání dialogového okna, kde si uživatel nastaví požadovanou hodnotu.

Počet projekcí udává kolik projekcí bude rovnoměrně rozděleno na úhel 180° který provede soustava rentgenka – detektor při snímání scény. Rotace o 360° se používá například při zvyšování vzorkovací frekvence a to snímáním mezilehlých poloh při rotaci mezi $180 - 360^\circ$.

Počet detektorů odpovídá počtu paprskových integrálů na jednu projekci – tedy vzorkovací kmitočet. Minimální počet detektorů je 1 maximální pak 501, což odpovídá jednomu detektoru na jeden pixel vstupního fantomu, jehož rozlišení je 501×501 pixelů.

Volba Využití detektoru ovlivní velikost vzorkovací vzdálenosti (periody) Δ a vzorkovací apertury D . Viz obrázek 8. Dochází zde ke změně hustoty detektorů na jednotku plochy. Tento parametr se zadává v procentech. Maximální hodnota 100% odpovídá shodné velikosti vzorkovací apertury D a periody vzorkování Δ . Z toho plyne, že detektory by na sebe těsně přiléhaly, což v reálném systému není realizovatelné.



Obr. 8 Vzorkovací vzdálenost Δ a vzorkovací apertura D [2]

Variace šumu ovlivňuje vstupní obraz bílým šumem jež má vliv na kvalitu výsledné rekonstrukce.

Menu Filtr je dostupné pouze při výběru Filtrovaná zpětné projekce. Zde je na výběr mezi filtry Shepp-Logan, Hann, Hamming, Cosine a Ram-Lak. Jejich použití při rekonstrukci je popsáno v kapitole 2.2.5 a [2], [3].

Při použití 3. generace CT RTG je v menu Akvizice i volba Akviziční geometrie. Volit je možno mezi krátkou, střední a dlouhou akviziční geometrií. Krátká akviziční geometrie odpovídá hodnotě 400, což je vzdálenost v pixelech od izocentra rotace I po ohnisko rentgenky F . Střední pak 500 a dlouhá akviziční geometrie 600. Viz obrázek 1, kapitola 2.1.1 a [2].

Při nízkokontrastním hodnocení je možná i volba Nastavení kontrastu. V ní se volí kontrast jednotlivých segmentů vůči pozadí.

3.1.5 Menu Kvantitativní hodnocení

Toto menu je aktivní při zvolených metodách Prostorová rozlišovací schopnost – Objektivní hodnocení a Prostorové frekvence. U objektivního hodnocení jsou pomocí této volby zobrazeny tlačítka FWHM a MTF. U prostorových frekvencí pak tlačítko Počet zobrazených párů.

3.1.6 Menu Zobrazit výsledky

Toto menu je aktivní vždy po uložení dostatečného počtu výsledků do paměti.

3.1.7 Tlačítko Projektuj

Při stisknutí toho tlačítka dojde k vytvoření požadované rekonstrukce. Ta odpovídá zvolenému fantomu, zvolené generaci CT RTG, typu zpětné rekonstrukce a zvoleným

akvizičním parametrům. V programu se do čtyř obrazů postupně vykreslí použitý fantom, sinogram, rekonstruovaný obraz a negativ rekonstruovaného obrazu.

3.1.8 Tlačítko FWHM

Toto tlačítko slouží ke kvantitativnímu hodnocení objektivní prostorové rozlišovací schopnosti v prostorové oblasti. Po jeho stisku dojde k zobrazení hlavního řezu impulzní charakteristiky (PSF) a vykreslení místa ve kterém je měřena maximální šířka v polovině jejího maxima (FWHM). Dále je vypsána velikost FWHM v [mm].

3.1.9 Tlačítko MTF

Toto tlačítko slouží ke kvantitativnímu hodnocení objektivní prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti. Po jeho stisku dojde k zobrazení hlavního řezu modulační přenosové charakteristiky (MTF) a vykreslení pomocných čar k definování jmenovité úrovně účinnosti přenosu kontrastu na hodnotách 50%, 25% a 10%.

3.1.10 Tlačítko Počet zobrazených párů

Toto tlačítko slouží pro kvantitativní hodnocení subjektivní prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti. Po volbě odpovídajícího počtu párů dojde k vykreslení kružnice v místě snímání prostorových frekvencí u fantomu a rekonstruovaného obrazu. Zelená výseč na kružnici odpovídá zobrazeným prostorovým frekvencím v oknech Prostorové frekvence. Přejít z červené výseče na zelenou po směru hodinových ručiček značí počátek snímání prostorových frekvencí.

3.1.11 Tabulky

V těchto tabulkách jsou zobrazovány akviziční parametry použité při tvorbě jednotlivých rekonstrukcí a parametry potřebné pro kvantitativní hodnocení.

3.2 Kvantitativní hodnocení prostorového rozlišení

Kvantitativní hodnocení prostorového rozlišení je možno provádět objektivně a subjektivně. K objektivnímu hodnocení v prostorové oblasti je použit fantom v podobě Diracova impulsu u kterého je měřena šířka v polovině maxima u jeho impulzní charakteristiky - FWHM. Pro objektivní hodnocení ve frekvenční oblasti je opět použit fantom v podobě Diracova impulsu, kde je u jeho modulační přenosové funkce MTF stanovena mezní prostorová frekvence. Pro subjektivní hodnocení v prostorové oblasti je použit fantom s kruhy u kterého se rozpoznává minimální velikosti kruhu v obraze. Ve frekvenční oblasti je použita metoda hodnocení prostorových frekvencí „čára-mezera“ u fantomu Siemsenovy hvězdy.

Z teorie dle [2] plyne, že mezní dosažitelné prostorové rozlišení je dáno průmětem detektoru do předmětové roviny. Pro nejlepší prostorové rozlišení je tedy považována co nejmenší velikost detektoru. Čím je ale velikost detektoru menší, tím menší je i velikost jeho vstupní apertury, která určuje velikost jeho ozáření (zmenšení signálu) a větší ovlivnění šumem. V reálných systémech se toto snížení signálu kompenzuje zvětšením toku fotonů (zvětšení dávky).

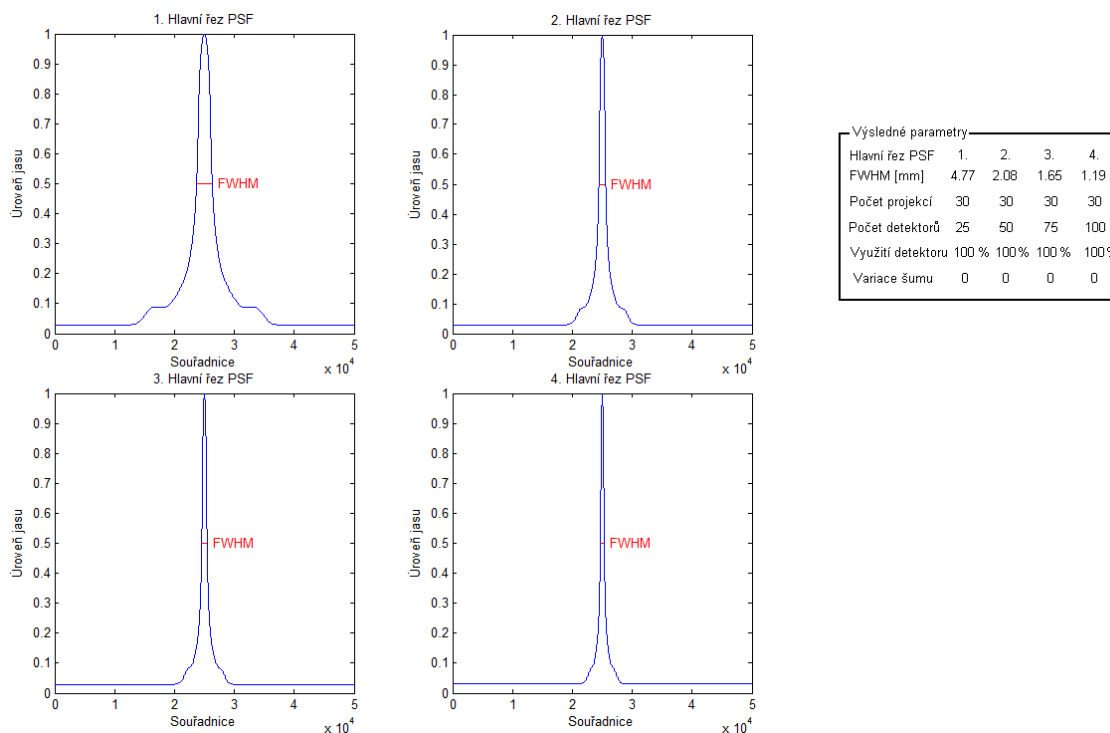
3.2.1 Objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Jak již bylo zmíněno pro objektivní hodnocení prostorového rozlišení je použit fantom s Diracovým impulsem. Tento fantom je realizován nulovým polem s jedničkovým skokem v prostředku. Objektivní hodnocení je provedeno ve frekvenční a prostorové oblasti. V prostorové oblasti je měřena FWHM impulzní charakteristiky a ve frekvenční

oblasti se u MTF popisuje účinnost přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí. Viz kapitola 2.3.1. Pro hodnocení byla použita simulace 1. generace CT RTG a Prostá zpětná projekce, pokud nebude uvedeno jinak.

Vliv počtu detektorů na objektivní hodnocení v prostorové oblasti

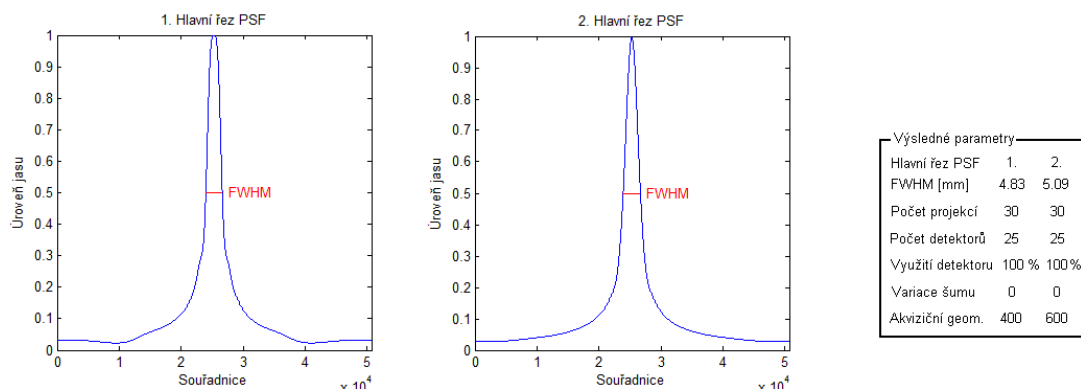
U prostorového rozlišení platí, že čím bude hodnota FWHM menší, tím lepšího prostorového rozlišení můžeme dosáhnout. U první generace CT má na šířku největší vliv počet detektorů. Pro hodnocení byly vytvořeny čtyři rekonstrukce se stejnými parametry počtu projekcí, využitím detektoru, variací šumu a různým počtem detektorů, viz obrázek 9.



Obr. 9 Vliv počtu detektorů na objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Na obrázku 9 jsou zobrazeny 4 hlavní řezy PSF a tabulka s výslednými parametry pro kvantitativní hodnocení. Pro vytvoření rekonstrukcí byl použit shodný počet projekcí 30, využití detektoru 100%, variací šumu rovnou 0 a různý počet detektorů. Pro vytvoření 1. Hlavního řezu PSF bylo použito 25 detektorů, 2. Hlavního řezu PSF 50 detektorů, 3. Hlavního řezu PSF 75 a 4. Hlavního řezu PSF 100 detektorů. FWHM 1. Hlavního řezu je rovno 4,77 mm, 2. pak 2,08 mm, 3. 1,65 mm a 4. Hlavního řezu PSF pak 1,19 mm. Zde je vidět výrazné zlepšení prostorové rozlišovací schopnosti při zvyšování počtu detektorů.

U hodnocení prostorového rozlišení při použití 3. generace CT RTG se zjišťuje vliv akviziční geometrie na velikost FWHM. Měření je provedeno při krátké a dlouhé akviziční geometrii. Ostatní akviziční parametry jsou shodné, viz obrázek 10.

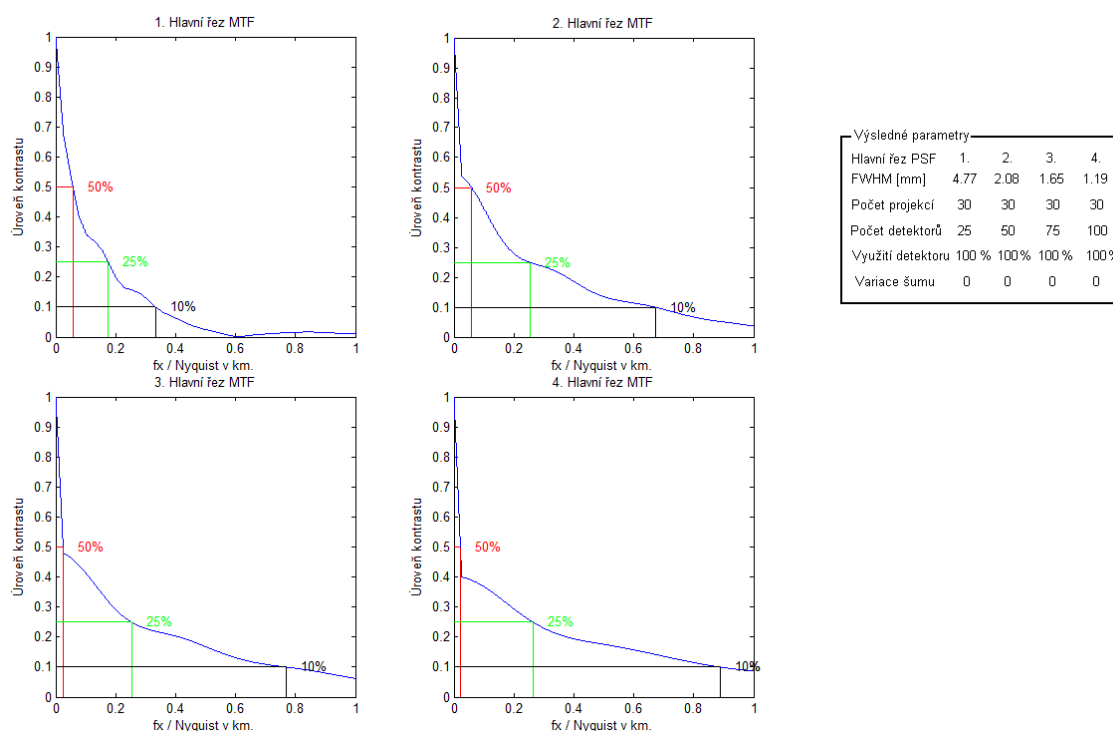


Obr. 10 Vliv akviziční geometrie 3. generace CR RTG na objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Na obrázku 10 jsou zobrazeny 2 hlavní řezy PSF a tabulka s výslednými parametry. 1. Hlavní řez PSF byl vytvořen pomocí krátké akviziční geometrie, 2. Hlavní řez PSF pomocí dlouhé akviziční geometrie. Počet projekcí je 30, počet detektorů 25, využití detektoru 100% a variace šumu 0. Hodnota FWHM je menší při použití krátké akviziční geometrie. Její hodnota je 4,83 mm oproti 5,09 mm při použití dlouhé akviziční geometrie.

Vliv počtu detektorů na objektivní hodnocení ve frekvenční oblasti

Pro hodnocení ve frekvenční oblasti je použita Fourierova transformace impulsní charakteristiky. Pokud je PSF sudá je výsledek MTF (Modulační přenosová funkce). Hlavní řezy MTF jsou zobrazeny na obrázku 11. U jednotlivých MTF je určena účinnost přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí při 10%, 25% a 50%.



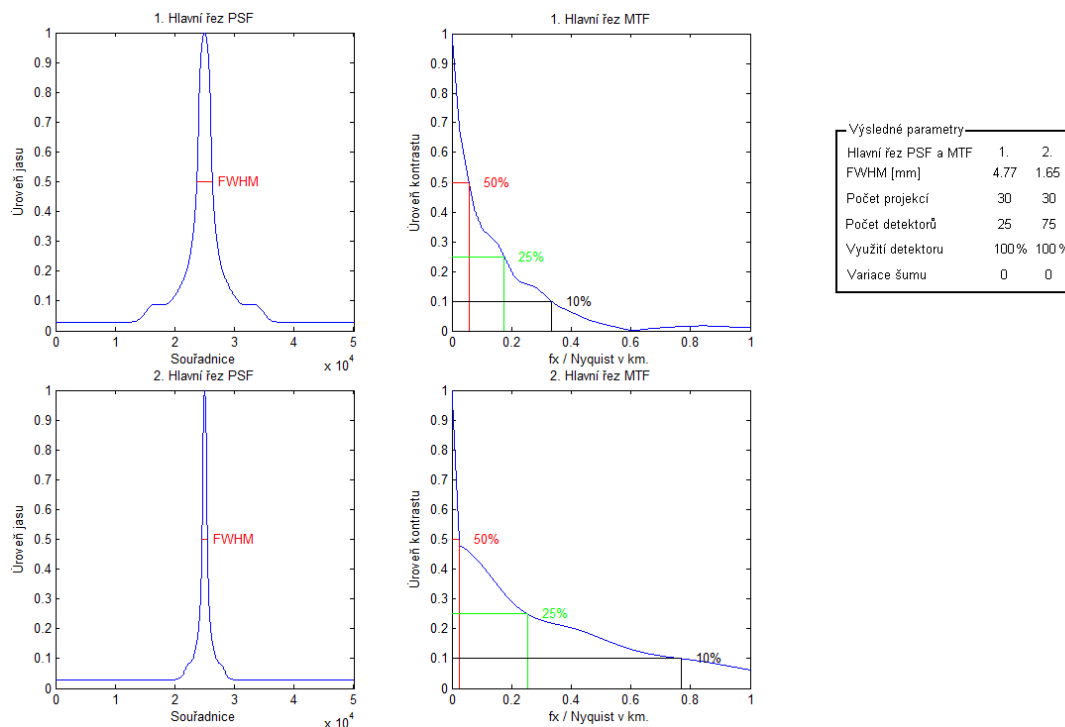
Obr. 11 Vliv počtu detektorů na objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti

Na obrázku 11 jsou zobrazeny 4 hlavní řezy MTF a tabulka s výslednými parametry. 1. Hlavní řez MTF je vytvořen při použití 25 detektorů, 2. Hlavní řez MTF při 50

detektorech, 3. a 4. při 75 a 100 detektorech. Počet projekcí je 30, využití detektoru 100% a variace šumu 0. Z výsledků je patrné, že s rostoucím počtem detektorů se nejen zmenšuje FWHM ale mění i účinnost přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí.

Vliv počtu detektorů na objektivní hodnocení v prostorové a frekvenční oblasti

Pokud chceme hodnotit vliv parametrů na prostorové rozlišení v obou oblastech současně lze použít zobrazení jako je na obrázku 12.

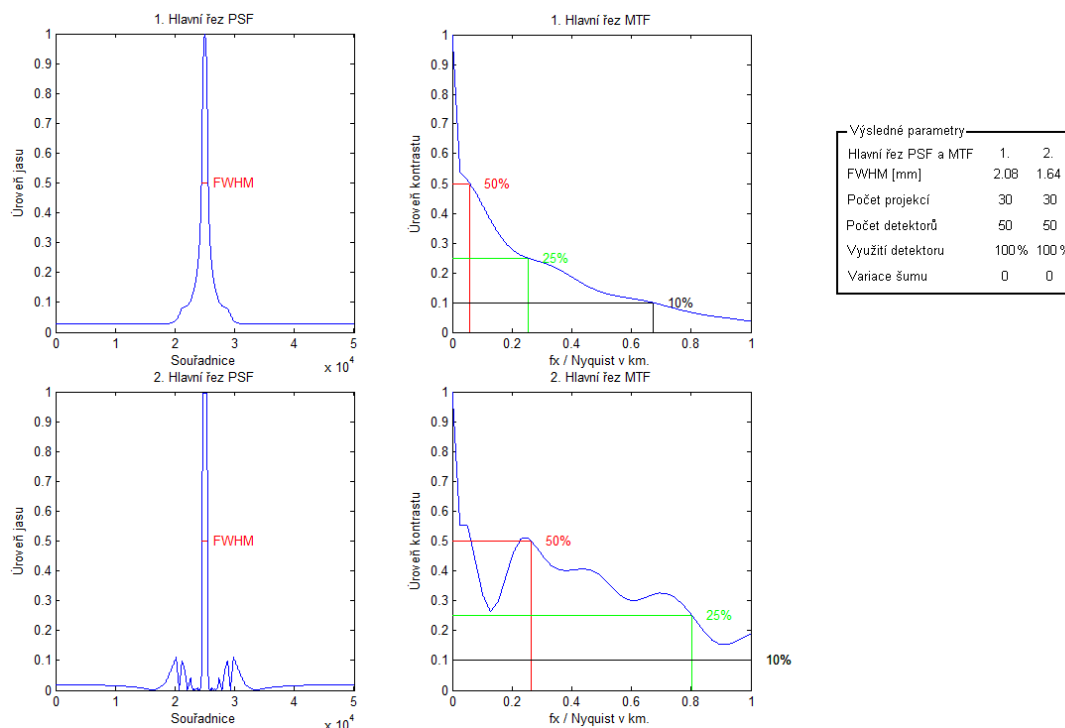


Obr. 12 Vliv počtu detektorů na prostorové rozlišení v prostorové a frekvenční oblasti

Na obrázku 12 jsou pro dvě rekonstrukce vytvořené s rozdílným počtem detektorů zobrazeny jejich hlavní řezy PSF a MTF. 1. hlavní řezy jsou vytvořeny použitím 25-ti detektorů, 2. pak 75-ti. Počet projekcí je 30, využití detektoru 100% a variace šumu 0. Je zde dobře patrný rozdíl velikosti FWHM i přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí při použití rozdílného počtu detektorů.

Vliv volby zpětné projekce na objektivní hodnocení v prostorové a frekvenční oblasti

Při použití filtrované zpětné projekce dojde k odstranění několika nevýhod prosté zpětné projekce. Především se potlačí tzv. hvězdicový artefakt a dojde k „zostření“ obrazu a potlačí se stejnosměrná složka jednotlivých projekcí.



Obr. 13 Vliv volby zpětné projekce na prostorové rozlišení v prostorové a frekvenční oblasti

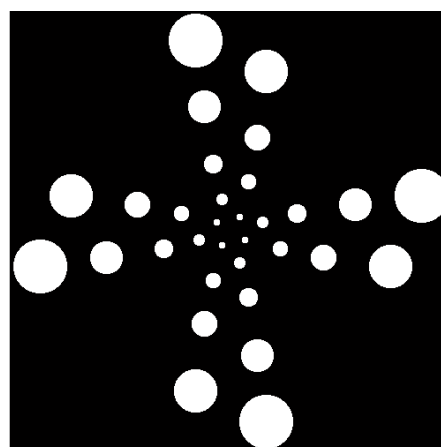
Obrázek 13 zobrazuje rozdíly vlivu volby prosté zpětné projekce a filtrované zpětné projekce. Akviziční parametry jsou pro obě rekonstrukce shodné. Počet projekcí je 30, počet detektorů 50, využití detektoru 100 % a variace šumu 0. 1. Hlavní řezy jsou vytvořeny při použití Prosté zpětné projekce. Velikost FWHM je 2,08 mm a přenos prostorových frekvencí je patrný z obrázku 1. Hlavní řez MTF. U 2. Hlavních řezů je použita filtrovaná zpětná projekce s filtrem typu „Shepp-Logan“, FWHM = 1,64 mm a přenos prostorových frekvencí je patrný z obrázku 2. Hlavní řez MTF. Jak je patrné z výsledků je použití filtrované zpětné projekce pro zlepšení prostorové rozlišovací schopnosti výhodnější.

3.2.2 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v prostorové oblasti

Pro toto tzv. vysokokontrastní rozlišení byl vytvořen speciální fantom s kruhy. Ty jsou uspořádány ve 4 směrech a jejich velikost se směrem ke středu zmenšuje. Velikosti kruhů jsou 10, 8, 6, 5, 4, 3,2 a 1,5 mm. Fantom je zobrazen na obrázku 14.

U této metody je vyhodnocováno, jak malý kruh je v rekonstruovaném obrazu ještě rozpoznatelný. Na kvalitu rekonstruovaného obrazu mají vliv všechny parametry akvizice. Vliv jednotlivých parametrů je popsán v kapitolách níže.

Tato metoda je ovlivněna nejen použitými akvizičními parametry ale i chybou způsobenou subjektivním vnímáním člověka a nastavením monitoru.

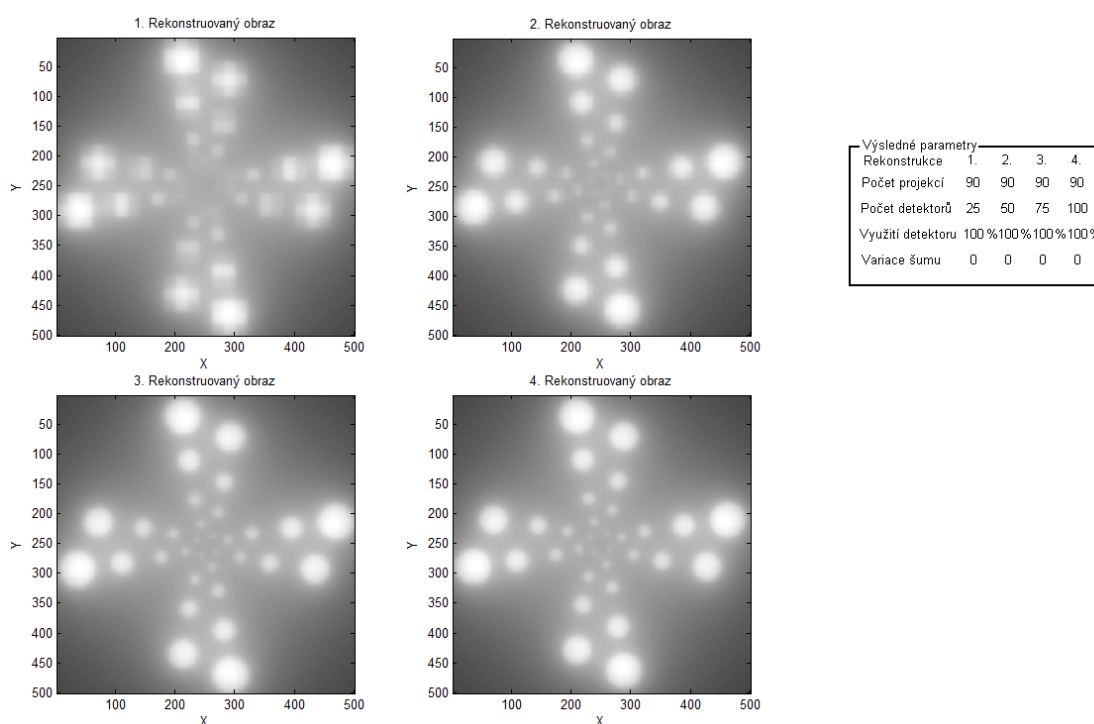


Obr. 14 Fantom Kruhy

Vliv počtu detektorů na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Vyhodnocení velikosti nejmenšího rozpoznatelného kruhu v rekonstruovaném obraze v závislosti na počtu detektorů použitých při vytvoření dané rekonstrukce je patrná z obrázku 15.

Zde jsou zobrazeny 4 rekonstruované obrazy a tabulka s výslednými parametry. Pro vytvoření všech rekonstrukcí je použito 90 projekcí, využití detektoru 100 % a variace šumu 0. Počet detektorů použitých při vytvoření 1. Rekonstruovaného obrazu je 25. Nejmenší rozpoznatelný kruh v rekonstruovaném obraze má ve fantomu velikost 3 mm. U 2. Rekonstruovaného obrazu, který je vytvořen pomocí 50 detektorů je to 2 mm. Při použití 75 detektorů u 3. Rekonstruovaného obrazu má nejmenší rozpoznatelný kruh velikost také 2mm. Při použití 100 detektorů u 4. Rekonstruovaného obrazu je rozpoznatelný i nejmenší kruh o velikosti 1,5 mm. Z tohoto plyne, že s rostoucím počtem detektorů klesá velikost nejmenšího rozpoznatelného kruhu v rekonstruovaném obraze.

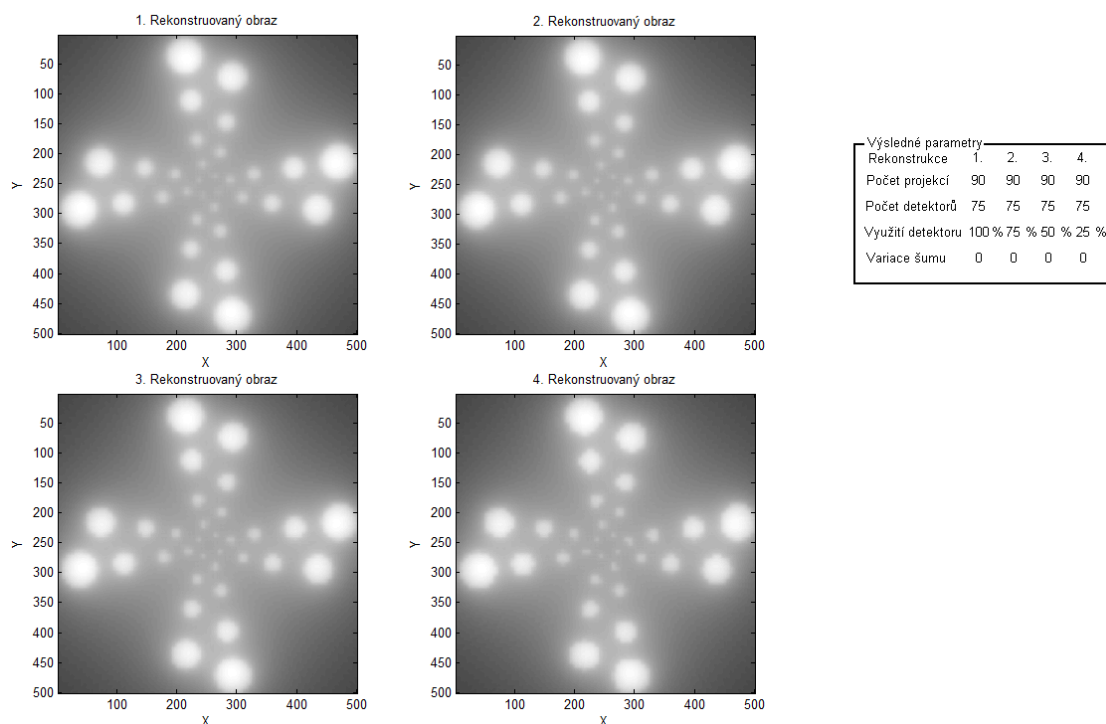


Obr. 15 Vliv počtu detektorů na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Vliv využití detektoru na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Vliv využití detektoru, jež ovlivňuje plošnou hustotu detektorů na jednotku plochy (mezeru mezi detektory) nemá podstatný vliv na rozpoznání co možná nejmenšího kruhu ve scéně. Dochází zde ale s klesajícím využitím detektorů k rostoucímu zkreslení rekonstruovaného obrazu, viz obrázek 16.

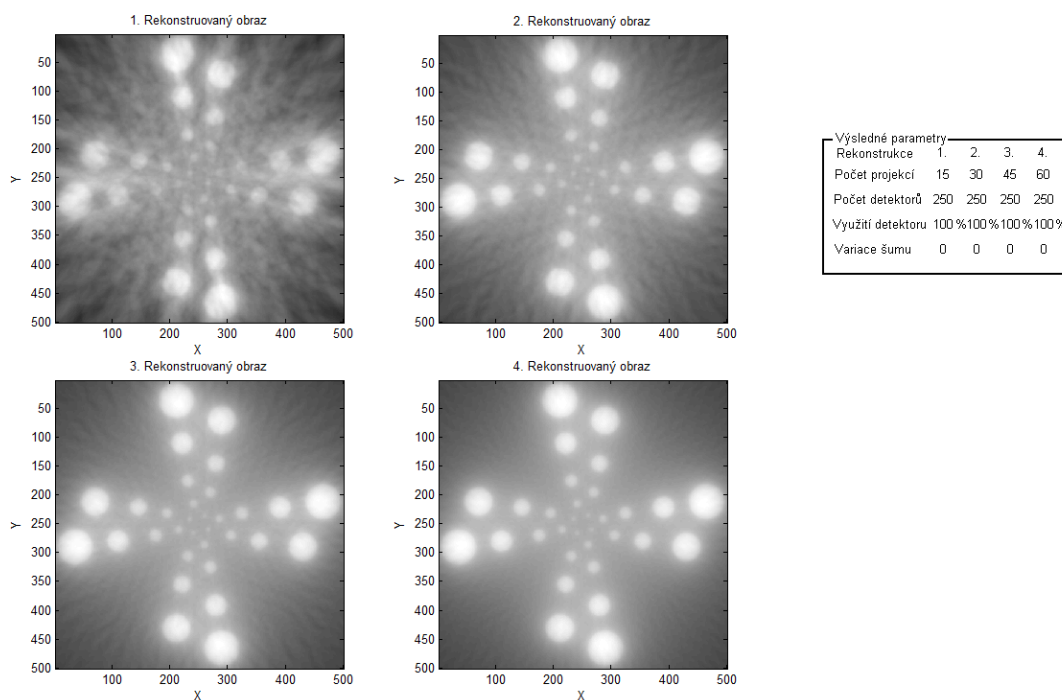
Zde jsou zobrazeny rekonstrukce při použití shodného počtu projekcí 90, počtu detektorů 75 a variace šumu 0. Využití detektoru 100 % bylo použito u 1. Rekonstruovaného obrazu a je zde dobře patrný i kruh velikosti 1,5 mm. S klesajícím využitím detektorů u 2. Rekonstruovaného obrazu 75 %, u 3. Rekonstruovaného obrazu 50% a 25% u 4. Rekonstruovaným obrazem, je patrné výrazné zkreslení tvaru kruhů v obraze. Především u větších kruhů jsou patrné výrazné tvarové změny.



Obr. 16 Vliv využití detektoru na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Vliv počtu projekcí na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Počet projekcí má při rekonstrukci výrazný vliv na vznik (potlačení) artefaktů. Při tomto hodnocení je zvolen dostatečný počet detektorů a to 250, jež by neměl mít zkreslující vliv na prostorové rozlišení. Výsledné rekonstrukce jsou zobrazeny na obrázku 17.

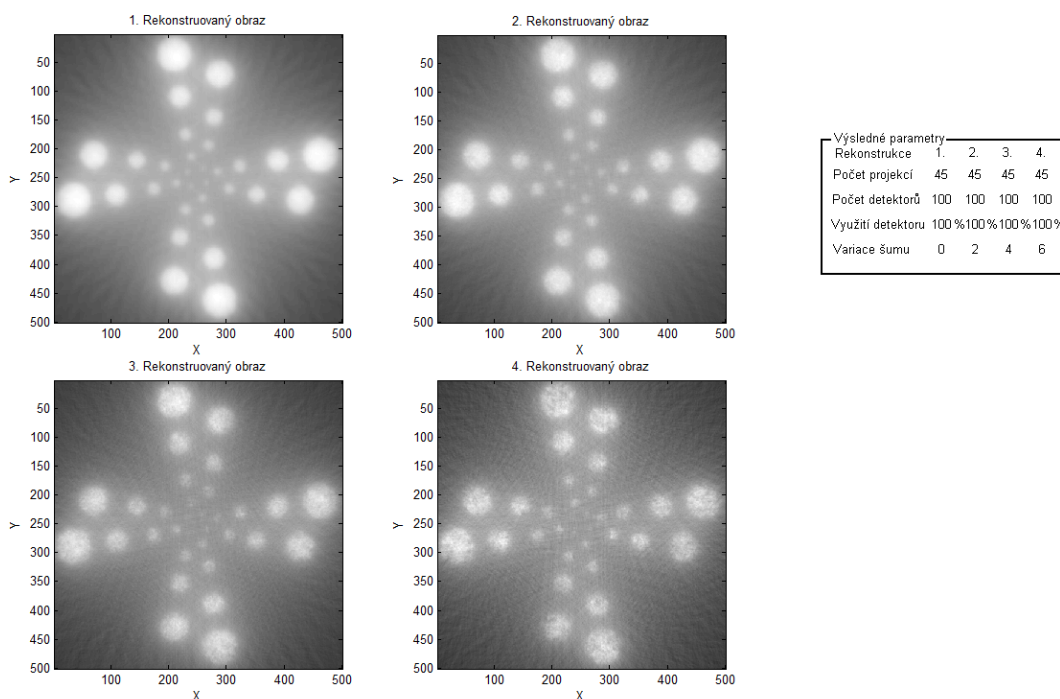


Obr. 17 Vliv počtu projekcí na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Na obrázku 17 jsou zobrazeny rekonstruované obrazy a tabulka s výslednými parametry. U všech rekonstrukcí je počet detektorů 250, využití detektoru je rovno 100% a variace šumu je 0. U 1. Rekonstruovaného obrazu je počet projekcí 15 a minimální rozpoznatelný kruh má velikost 5 mm a vliv artefaktů je výrazný. U 2. Rekonstruovaného obrazu je použito 30 projekcí. Rozpoznatelný je i kruh velikosti 1,5 mm a vliv artefaktů se snížil. U 3. a 4. Rekonstruovaného obrazu při použití 45 a 60 projekcí je vliv artefaktů minimální a velice dobře je rozpoznatelný i kruh velikosti 1,5 mm. Je tedy patrné, že použití dostatečného počtu projekcí má podstatný vliv na kvalitu výsledného rekonstruovaného obrazu.

Vliv variace šumu na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Podstatný vliv na vyhodnocování nejmenšího rozpoznatelného kruhu v obraze má i šum. Ten je zde reprezentován variací bílého šumu. Jeho vliv na výslednou rekonstrukci lze potlačit použitím vhodného filtru při filtrované zpětné projekci. Tato část se však nebude zabývat jeho odfiltrováním ale vlivem na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti.



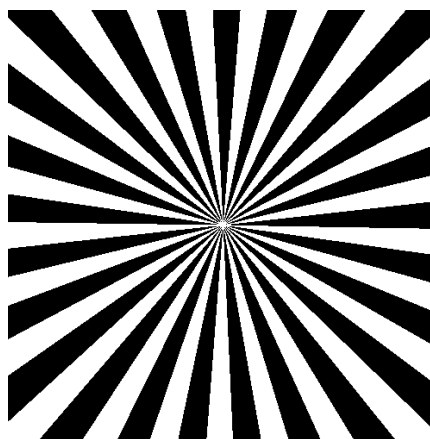
Obr. 18 Vliv variace šumu na subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Na obrázku 18 jsou zobrazeny rekonstruované obrazy a tabulka s výslednými parametry. Počet projekcí byl pro všechny rekonstrukce 45, počet detektorů 100 a využití detektoru 100%. 1. Rekonstruovaný obraz je vytvořen s variací šumu rovnou 0 a je na něm patrný i nejmenší kruh o velikosti 1,5mm. 2. Rekonstruovaný obraz je vytvořen s variací šumu rovnou 2, šum je již patrný ale stále jde rozpoznat i nejmenší kruh. Při variaci šumu 4 u 3. Rekonstruovaného obrazu má nejmenší rozpoznatelný kruh velikost 2mm. U 4. Rekonstruovaného obrazu je variace šumu 6 a nejmenší rozpoznatelný kruh má velikost 3mm. Je dobře viditelné, že s rostoucím šumem se podstatně zmenšuje velikost kruhu, který může být v obraze ještě dobře rozpoznán a má dostatečný kontrast proti podkladu.

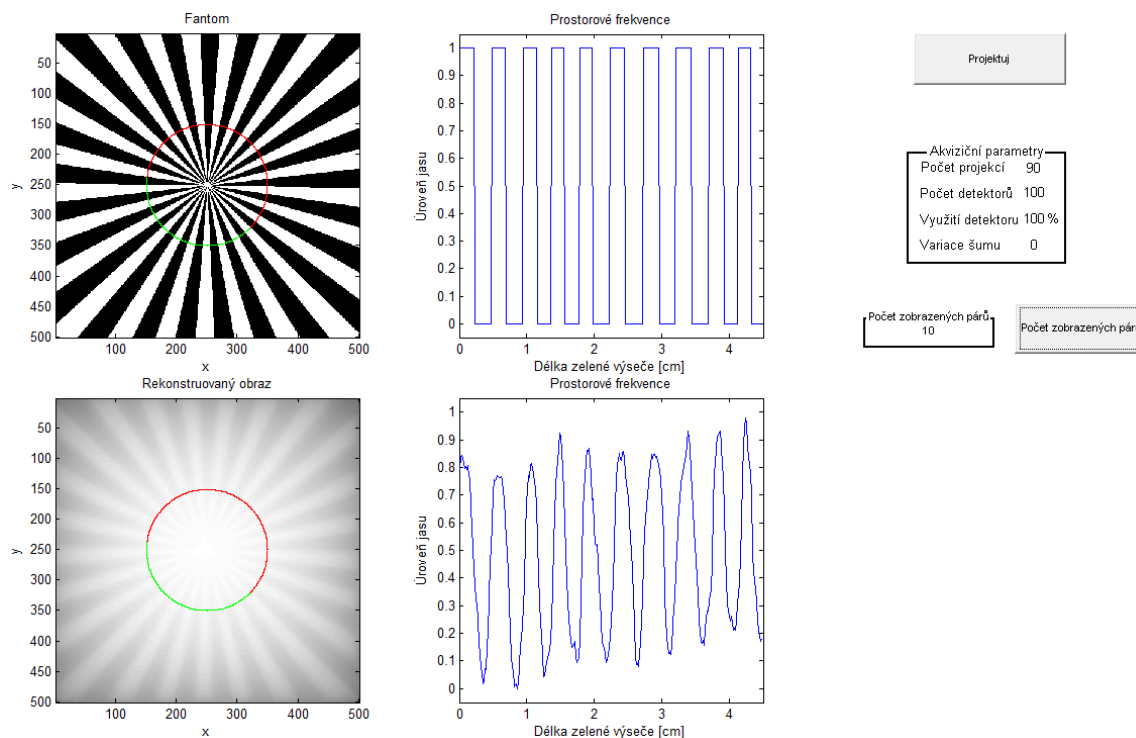
3.2.3 Subjektivní hodnocení prostorového rozlišení ve frekvenční oblasti

Toto hodnocení ve frekvenční oblasti se provádí pomocí fantomu představující model prostorových frekvencí „čára - mezer“ ve tvaru Siemsenovy hvězdy. Na obrázku 19. Při jejím návrhu bylo vycházeno z [9].

U kvantitativního hodnocení ve frekvenční oblasti se subjektivně vyhodnocuje nejvyšší prostorová frekvence reprezentována počtem párů „čára-mezer“- LP (Line Pair) na jednotku délky (cm). Z fantomu je patrné, že se s narůstající hodnotou od středu obrázku do stran prostorové frekvence zmenšují. Při hodnocení je postupováno tak, že se vytvoří kružnice (se středem ve středu rekonstruovaného obrazu) a zjišťuje se přenos prostorových frekvencí na jejím obvodu.

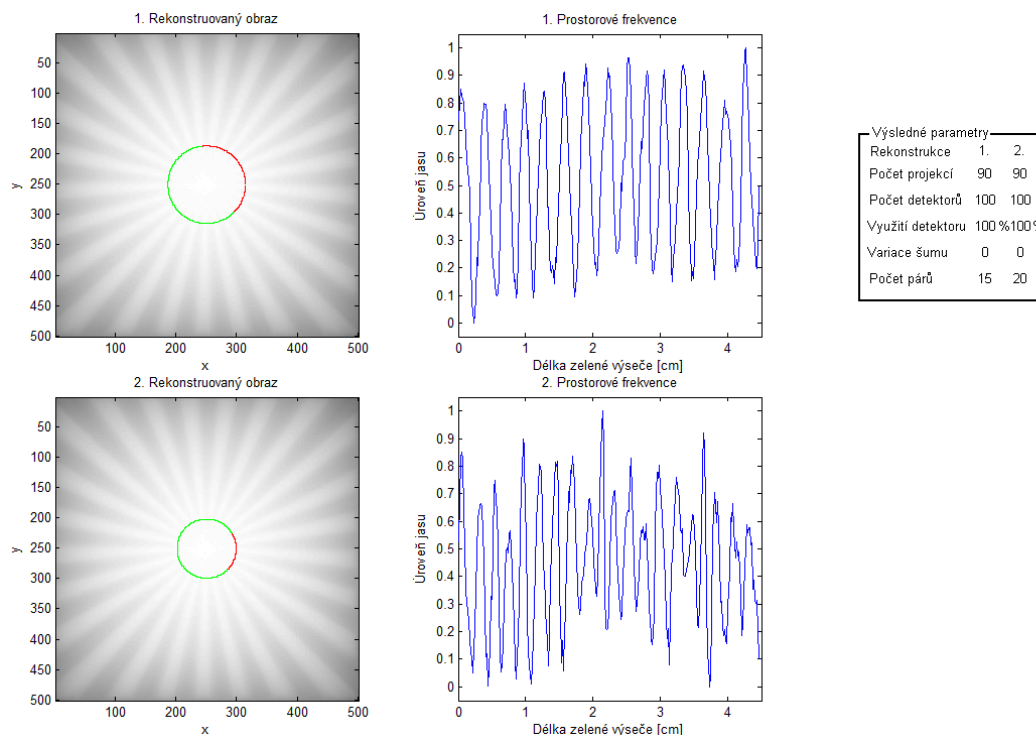


Obr. 19 Fantom „Siemsenova hvězda“



Obr. 20 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti

Na obrázku 20 jsou zobrazeny prostorové frekvence pro fantom a pro rekonstruovaný obraz. Akviziciční parametry pro vytvoření rekonstrukce jsou 90 projekcí, 100 detektorů, využití detektoru 100% a variace šumu 0. U fantomu a rekonstruovaného obrazu bylo zobrazeno 10 párů „čára-mezer“, což odpovídá $LP/cm = 2,22$. Červená kružnice znázorňuje místo snímání prostorových frekvencí, zeleně je označena část, která je zobrazena v oknech s názvem Prostorové frekvence. Počátek snímání je na přechodu z červené čáry na zelenou po směru hodinových ručiček.

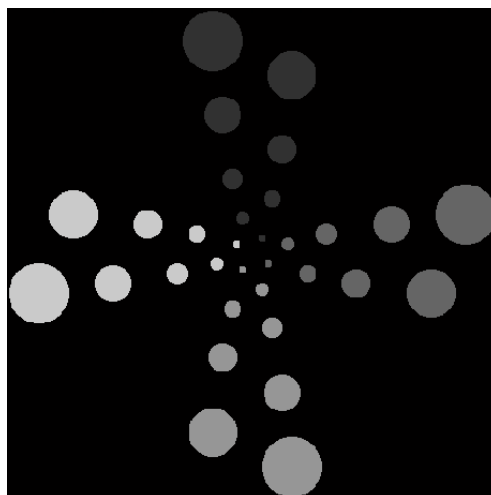


Obr. 21 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti pro různý počet párů „čára-mezera“

Na obrázku 21 jsou zobrazeny rekonstruované obrazy s vyznačeným místem snímání prostorových frekvencí a výsledné prostorové frekvence. Oba rekonstruované obrazy jsou vytvořeny při shodných akvizčních parametrech a to počtu projekcí 90, počtu detektorů 100, využití detektoru 100 % a variací šumu 0. U 1. Rekonstruovaného obrazu je zobrazeno snímání 15 párů což odpovídá $\text{LP/cm} = 3,33$ a jsou zobrazeny na obrázku 1. Prostorové frekvence. U 2. Rekonstruovaného obrazu je zobrazeno snímání 20 párů a to odpovídá $\text{LP/cm} = 4,44$. Výsledek je zobrazen v obrázku 2. Prostorové frekvence. Jak je patrné při zmenšování poloměru kruhu – zvětšování prostorové frekvence roste i vliv stejnosměrné složky způsobené rekonstrukční metodou. Některé z párů začnou být špatně vyhodnotitelné, což značí zhoršení prostorové rozlišovací schopnosti.

3.3 Kvantitativní hodnocení nízkokontrastního rozlišení

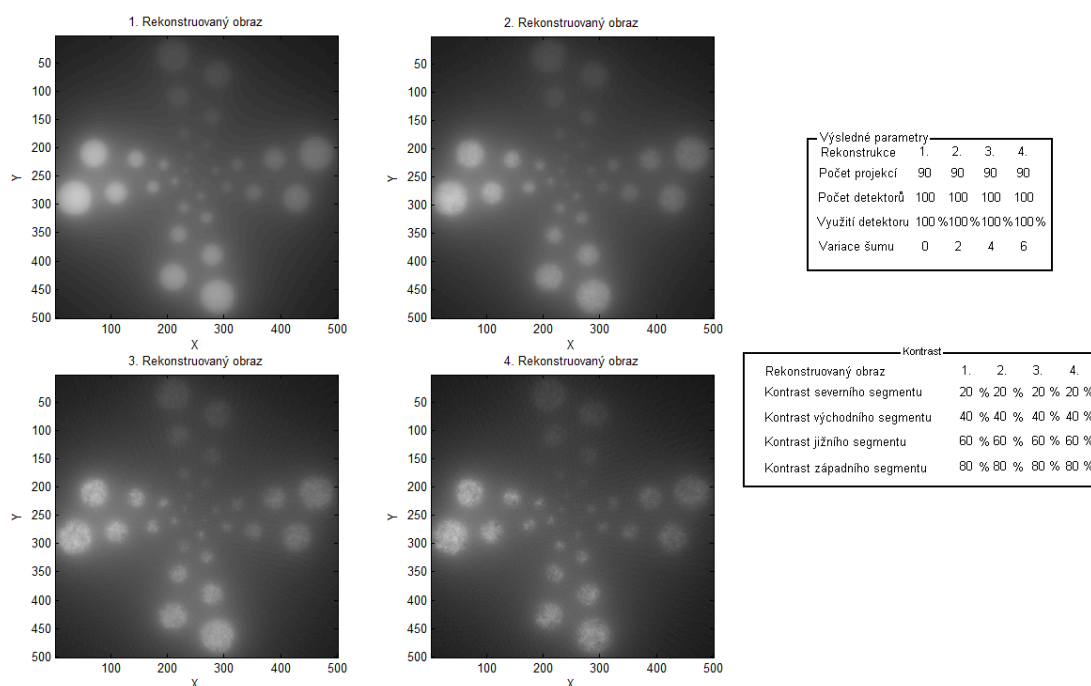
Kvantitativní hodnocení nízkokontrastního rozlišení je prováděno pouze subjektivní metodou. Viz kapitola 2.3.2. U tohoto hodnocení se zjišťuje minimální velikost rozlišitelného kruhu ve scéně při jmenovitém kontrastu kruhu vůči okolí. Kruhy jsou opět rozloženy ve čtyřech směrech (segmentech) a jejich velikost se směrem ke středu zmenšuje. Velikosti kruhů jsou 10, 8, 6, 5, 4, 3,2 a 1,5 mm. V odborné literatuře se fantom nazývá LCR Phantom (Low contrast resolution). Tato metoda subjektivního hodnocení je velice ovlivněna vnímáním pozorovatele, nastavením monitoru a vlivem okolí. Fantom je zobrazen na obrázku 22.



Obr. 22 LCR Fantom

3.3.1 Subjektivní hodnocení nízkokontrastního rozlišení

Při hodnocení nízkokontrastního rozlišení jsou u fantomu nastaveny ve 4 směrech různé kontrasty vůči podkladu. Pro lepší názornost byl u severního segmentu zvolen kontrast 20 %, u východního 40 %, jižního 60 % a západního 80 % vůči podkladu viz obrázek 22. V praxi je použito volení kontrastů v odstupech 3%. Pro dané měření jsou tyto malé rozdíly kontrastu téměř nerozpoznatelné. Dle teoretického předpokladu roste rozpoznatelnost minimálního kruhu s velikostí jeho kontrastu vůči podkladu. Měření bylo prováděno s různými variacemi šumu ovlivňující jednotlivé rekonstrukce. Výsledky měření jsou zobrazeny na obrázku 23.

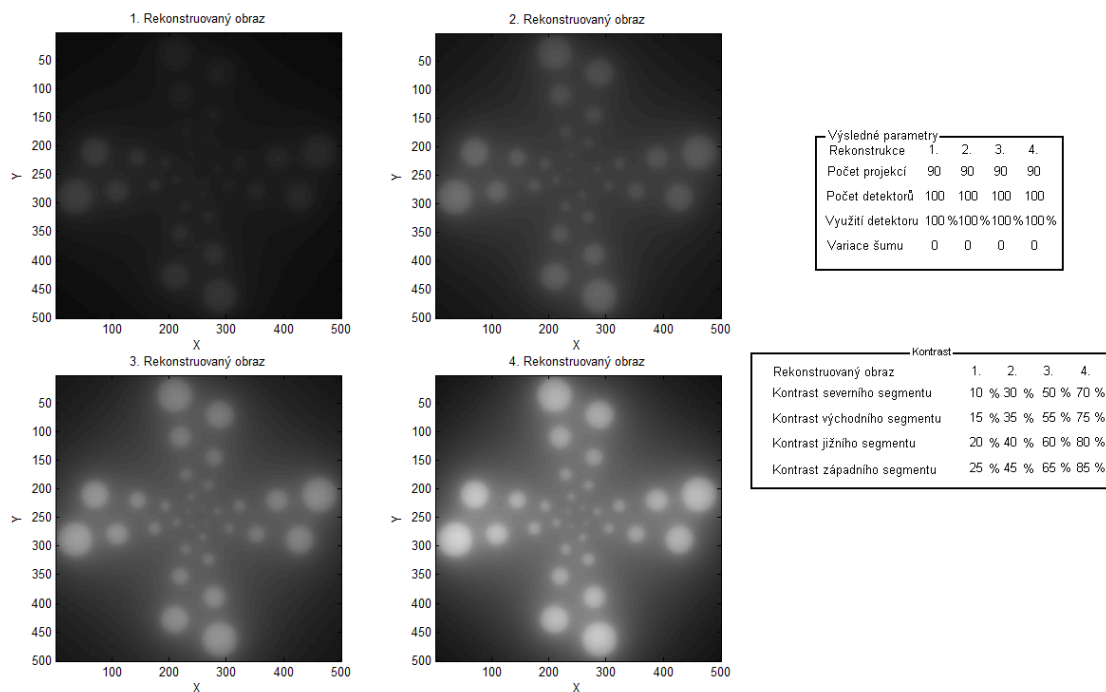


Obr. 23 Vliv variace šumu na subjektivní hodnocení nízkokontrastního rozlišení

Obrázek 23 zobrazuje rekonstruované obrazy ovlivněné různou variací šumu, tabulku s výslednými parametry a tabulku s kontrasty jednotlivých rekonstruovaných obrazů. U 1. Rekonstruovaného obrazu nebyla použita variace šumu, u 2. byla variace šumu rovna 2, u

3. pak 4 a u 4. Rekonstruovaného obrazu byla rovna 6. Z výsledků je patrné, že při nárůstu variace šumu v obraze je rozpoznávání co možná nejmenšího kruhu ve scéně při daném kontrastu vůči pozadí obtížnější.

Vliv měnění se kontrastu vůči okolí na subjektivní hodnocení nízkokontrastního rozlišení



Obr. 24 Vliv změny kontrastu na subjektivní hodnocení nízkokontrastního rozlišení

Na obrázku 24 jsou zobrazeny 4 rekonstruované obrazy vytvořené pomocí 90 projekcí, 100 detektorů, využití detektoru 100% a variací šumu 0. U jednotlivých rekonstrukcí jsou měněny kontrasty jednotlivých segmentů a to po 5%. Jednotlivé kontrasty segmentů jsou patrné z tabulky Kontrast. 1. Rekonstruovaný obraz byl vytvořen z fantomu o kontrastech jednotlivých segmentů 10, 15, 20 a 25%. Minimální velikost rozpoznatelného kruhu je 2mm při kontrastu 25%. U 2. Rekonstruovaného obrazu to je 1,5mm při kontrastu 45%. U 3. a 4. Rekonstruovaného obrazu jsou rozpoznatelné i nejmenší kruhy při všech kontrastech. Z výsledků tedy plyne, že rozpoznání minimálního kruhu v obraze závisí na jeho kontrastu vůči okolí.

4 Laboratorní úloha

Laboratorní úloha do předmětu zabývající se procesem zobrazení: Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Cílem této laboratorní úlohy je seznámení studenta se základními metodami kvantitativního hodnocení kvality CT RTG zobrazení u 1. a 3. generace. Zaměřené na prostorové a nízkokontrastní rozlišení.

4.1 Obsah laboratorní úlohy

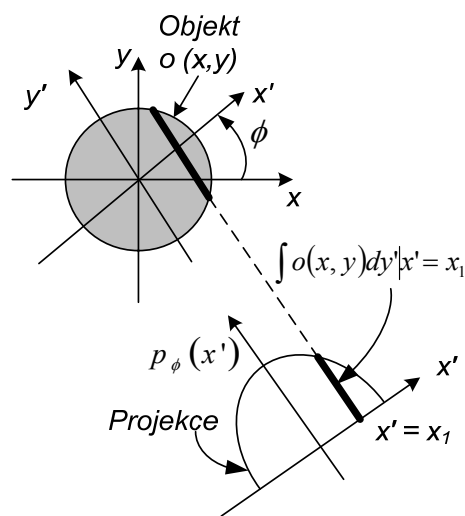
- Modelování sběru akvizičních obrazových dat u 1. a 3. generace CT RTG. Využití prosté zpětné projekce a filtrované zpětné projekce.
- Objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti pomocí fantomu Diracova impulsu.
- Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti pomocí fantomu s kruhy
- Subjektivní hodnocení prostorového rozlišení ve frekvenční oblasti pomocí fantomu Siemensova hvězda.
- Subjektivní hodnocení nízkokontrastního rozlišení pomocí LCR-Fantomu.

4.2 Teoretický rozbor

Systém rentgenové výpočetní tomografie se skládá z několika hlavních částí. Tyto části jsou rentgenka, kolimátor, matice detektorů a zařízení pro zpracování získaných signálů a následné rekonstrukce obrazu. Pro vytvoření výsledného obrazu je nejdříve nutné získat jeho projekce. Viz obrázek 25. Vytvoření jednotlivých projekcí spočívá v postupném měření útlumu rentgenového záření (rtg) během translačního pohybu mechanicky svázané soustavy rentgenka-detektor. Pomocí úzce zkolimovaného „tužkového“ svazku rtg záření dojde k sejmutí jedné projekce snímané scény. Samotná projekce je tak získána z jednotlivých měření celkového útlumu rtg záření ve „sloupci“ tkáně definované zkolimovaným „tužkovým svazkem“ neboli paprskovým integrálem.

Následuje natočení soustavy rentgenka-detektor o úhlový inkrement a opakované měření téže scény při zpětném translačním pohybu. Pokračujícím sběrem dat v rozsahu natočení 0° až $180^\circ/360^\circ$ se získá soubor projekcí, které jsou použity při rekonstrukci obrazu matematickými metodami rekonstrukce obrazu z projekcí. Zvolenou koncepcí sběru a detekce obrazových dat jsou splněny všechny předpoklady, aby poměr mezi množstvím informace získané z obrazu k aplikované dávce rtg záření byl co největší.

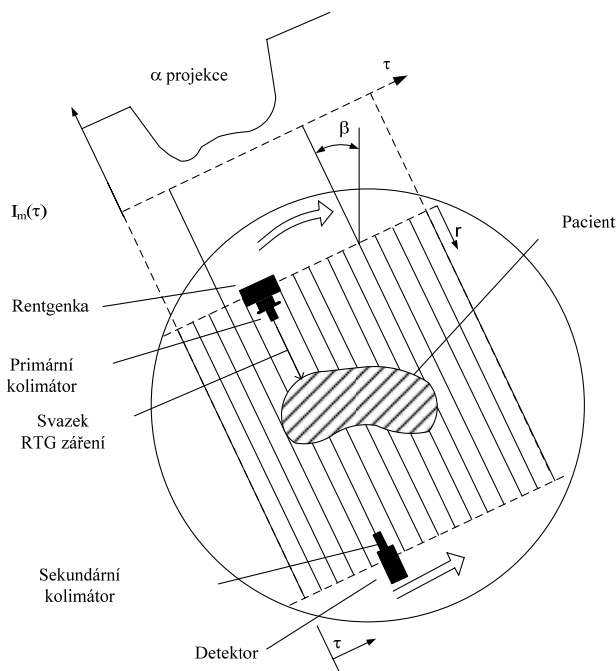
V laboratorní úloze je k vytváření projekcí použita simulace 1. a 3. generace CT RTG a prostá zpětná projekce nebo filtrovaná zpětná projekce.



Obr. 25 Znázornění projekce sejmuté pod úhlem ϕ a paprskového integrálu x'

4.2.1 1. generace CT RTG

První generace využívá systému translace-rotace. K snímání scény využívá jeden elementární detektor a úzce zkolimovaný tužkový svazek rtg záření. Jedná se o systém s postupným zaváděním vstupní informace. Po získání paprskových integrálů z celé scény (postupné translace rentgenky a detektoru) dojde k rotaci rentgenky a detektoru a opětovnému sejmutí scény. Nevýhody této generace spočívaly v malé účinnosti využití rtg svazku a pomalého způsobu snímání. Princip sběru obrazových dat je patrný z obrázku 26.

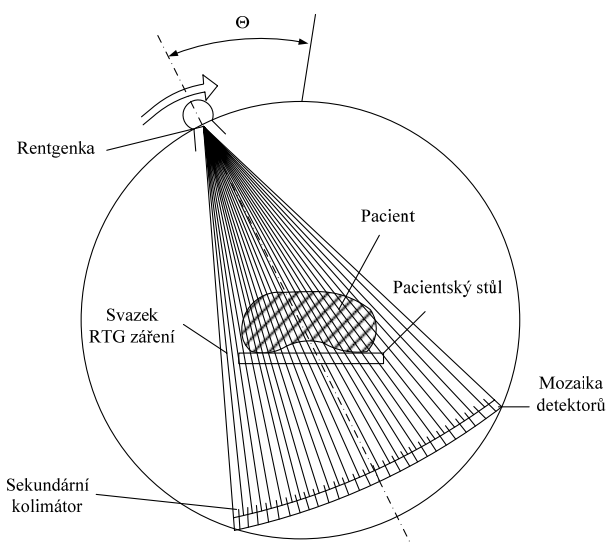


Obr. 26 Princip sběru obrazových dat u CT RTG 1.generace

4.2.2 3. generace CT RTG

Třetí generace využívá konvenční systém rotace-rotace. Používá větší mozaiku detektorů a úzký listový vějířový svazek RTG záření, který překrývá celou snímanou scénu. Detektory jsou zkolimovány do ohniska rentgenky. Projekční data pro jeden směr

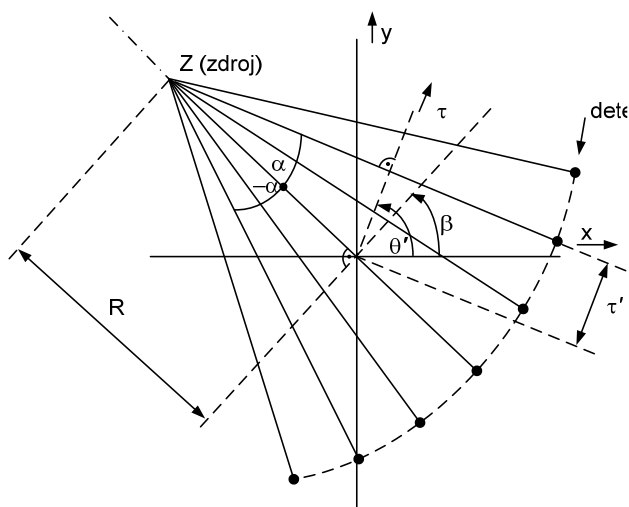
jsou získávána současně na výstupu všech detektorů. Každý detektor snímá jeden paprskový průmět, soubor paprskových průmětů ze všech detektorů tvoří v daném okamžiku jednu projekci. Vlastní projekce je tak diskretizována prostorovým rozmístěním jednotlivých detektorů – jejich úhlovou hustotou (počet detektorů na jednotlivý úhel rtg vějíře). Úhlová hustota detektorů určuje Nyquistův limit vzorkování jedné projekce. Spolu s průmětem středového detektoru vějíře do roviny osy rotace determinuje limitní dosažitelné prostorové rozlišení. Úplný soubor projekcí je získán postupnou inkrementací otáčení vějíře až po otočení snímací jednotky (gantry) o 360°. Projekce jsou sejmuty v jednotlivých vzorkovacích bodech během rotace. Současné systémy využívají kontinuální napájení rentgenky s rotační anodou. CT RTG ZS je možno zařadit do kategorie ZS se smíšeným zaváděním vstupní informace. Princip snímání jednotlivých projekcí je patrný z obrázku 27.



Obr. 27 Princip sběru obrazových dat u CT RTG 3.generace

4.2.3 Vliv vějířového svazku

Zobrazovací systémy 3. generace CT RTG využívají na rozdíl od systémů 1. generace k získání projekcí vějířového svazku oproti svazku rovnoběžnému. Změřené hodnoty pak ale neodpovídají Radonově transformaci. Existují dva přístupy k řešení tohoto problému. Data získané pomocí vějířového svazku mohou být přeskládána do podoby, která by byla sejmuta pomocí paralelních projekcí. Nebo je vytvořen speciální algoritmus, který dokáže pracovat přímo se sejmutými daty. Měřicí geometrie je zobrazena na obrázku 28.



Obr. 28 Geometrie vějířového měření projekcí

Pozice paprsku ve vějíři je definovaná úhlem α mezi paprskem a osou symetrie vějíře. Vějíř se po krocích otáčí kolem zdroje. Úhel β mezi vějířem a osou y definuje konkrétní vějířovou projekci. Vzdálenost R z centra do vrcholu Z určuje geometrii měření. Každý paprsek vějířové projekce může být považován za paprsek z některé paralelní projekce. Souřadnice vějířové akvizice α a β jsou svázány se souřadnicemi rovnoběžné projekce τ a θ .

$$\tau = R \sin \alpha, \quad \theta = \alpha + \beta \quad (4.22)$$

a odtud,

$$r_\beta(\alpha) = p_{(\alpha+\beta)}(R \sin \alpha) \quad (4.23)$$

4.2.4 Prostá zpětná projekce

Použití tohoto algoritmu nevede přesně k původní funkci. Tato metoda se nepoužívá přímo v žádném zobrazovacím systému, ale představuje základ pro filtrovanou zpětnou projekci, která je naopak nejpoužívanější. Prostá zpětná projekce hledá původní funkci podle tohoto vztahu:

$$\hat{f}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi p_\phi(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad (4.24)$$

Tento vztah vychází z představy, že vezmeme jednu projekci po druhé, promítneme ji přes obrazovou matici a takto vzniklé matice sečteme. Odtud pramení i název „zpětná projekce“. Obraz, získaný tímto způsobem je značně „rozostřený“. Tento jev se nazývá hvězdicový artefakt. Pro zlepšení výsledného obrazu by bylo možno použít jeho filtraci „ostřicím“ filtrem. Jako výhodnější se však jeví provádění filtraci jednotlivých projekcí ještě před provedením zpětné projekce.

4.2.5 Filtrování zpětná projekce

Filtrovaná zpětná projekce hledá rekonstruovanou funkci pomocí vztahu:

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty p_\phi(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx' d\phi \quad (4.25)$$

kde $h(x)$ je funkce, která koriguje zkreslení prosté zpětné projekce. Je nutné určit funkci $h(x)$ pomocí polárních souřadnic.

$$\int_0^\pi F(\omega, \phi) e^{i\omega r} |J| d\omega = \int_{-\infty}^\infty p_\phi(x') h(r - x') dx' \quad (4.26)$$

Výraz na levé straně je zpětná Fourierova transformace a výraz na pravé straně je konvoluce dvou funkcí v prostorové oblasti. Můžeme tedy psát:

$$F(\omega, \phi) |J| = F[p_\phi(x') * h(x')] = F[p_\phi(x')] \cdot F[h(x')] \quad (4.27)$$

Víme, že $F(\omega, \phi) = F[p_\phi(x')]$, musí tedy platit

$$F[h(x')] = |\omega| \quad (4.28)$$

Tento vztah umožňuje vypočítat funkci $h(x')$ jako zpětnou Fourierovu transformaci z $|\omega|$. Jak je však patrné, je takový filtr fyzikálně nerealizovatelný, proto se musíme vždy spokojit jen s jistou aproximací. Ve skutečnosti je situace o něco složitější, protože tento filtr má velké zesílení pro vysoké prostorové kmitočty a tím dochází k nežádoucímu snižování poměru signál/šum. Proto byla odvozena celá řada filtrů, které kombinují tento tzv. ramp-filtr s filtry pro filtraci šumu.

4.3 Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení

Ke kvantitativnímu hodnocení CT RTG zobrazení bude použit stejnojmenný program. Postup při hodnocení je popsán u každé metody. Jako výstup do protokolu použijte obrázky uložené pomocí klávesy PrtSc a vkládejte je do dokumentu v programu Word.

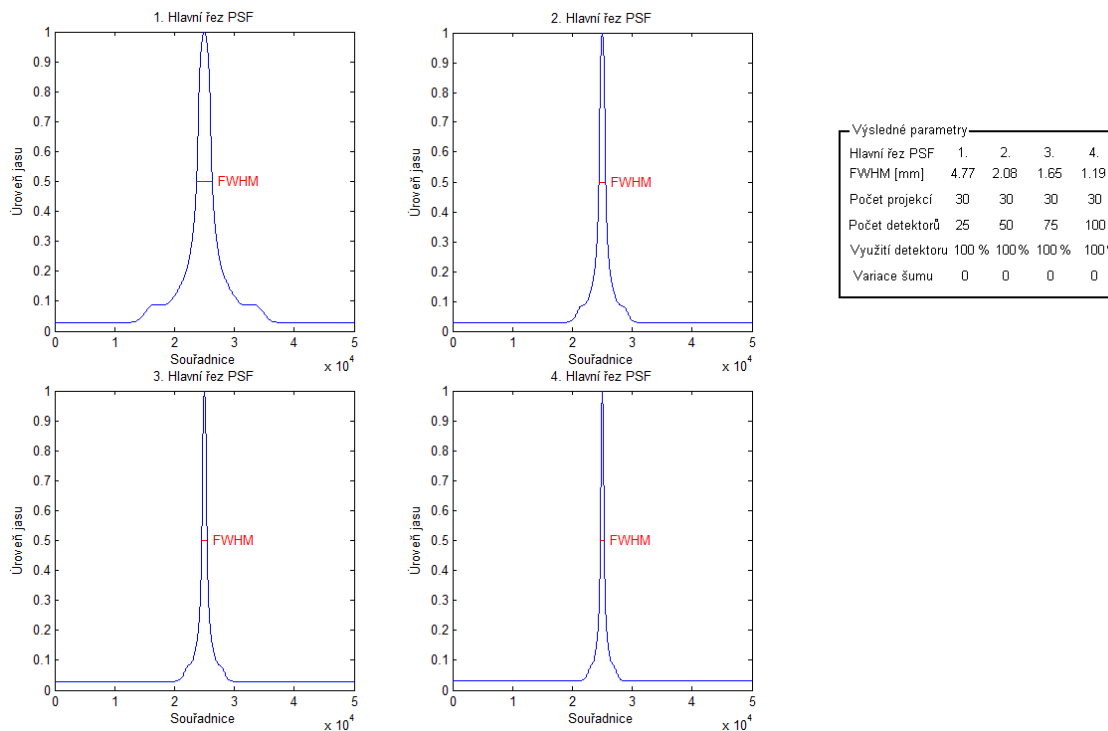
4.3.1 Objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

Pro objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti je použit fantom Diracova impulsu. K hodnocení v prostorové oblasti je měřena plná šířka v polovině maxima impulzní charakteristiky (FWHM). Dále je pro hodnocení ve frekvenční oblasti u modulační přenosové funkce (Fourierova transformace impulzní charakteristiky) definována jmenovitá úroveň účinnosti přenosu kontrastu a stanovena mezní prostorová frekvence.

Při vytvoření hodnocení v prostorové oblasti postupujte dle níže navrženého postupu. Je vhodné pro lepší přehlednost vždy měnit jen jeden akviziční parametr (počet projekcí zůstane konstantní a mění se pouze počet detektorů). Počet projekcí bude 30, využití detektoru 100, variace šumu 0 a počet detektorů bude 25, 50, 75 a 100. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 29.

- volba fantomu: Start / Prostorová rozlišovací schopnost / Objektivní hodnocení
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů , Počet projekcí
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- volba hodnocení: Kvantitativní hodnocení / START
- hodnocení: tlačítko FWHM

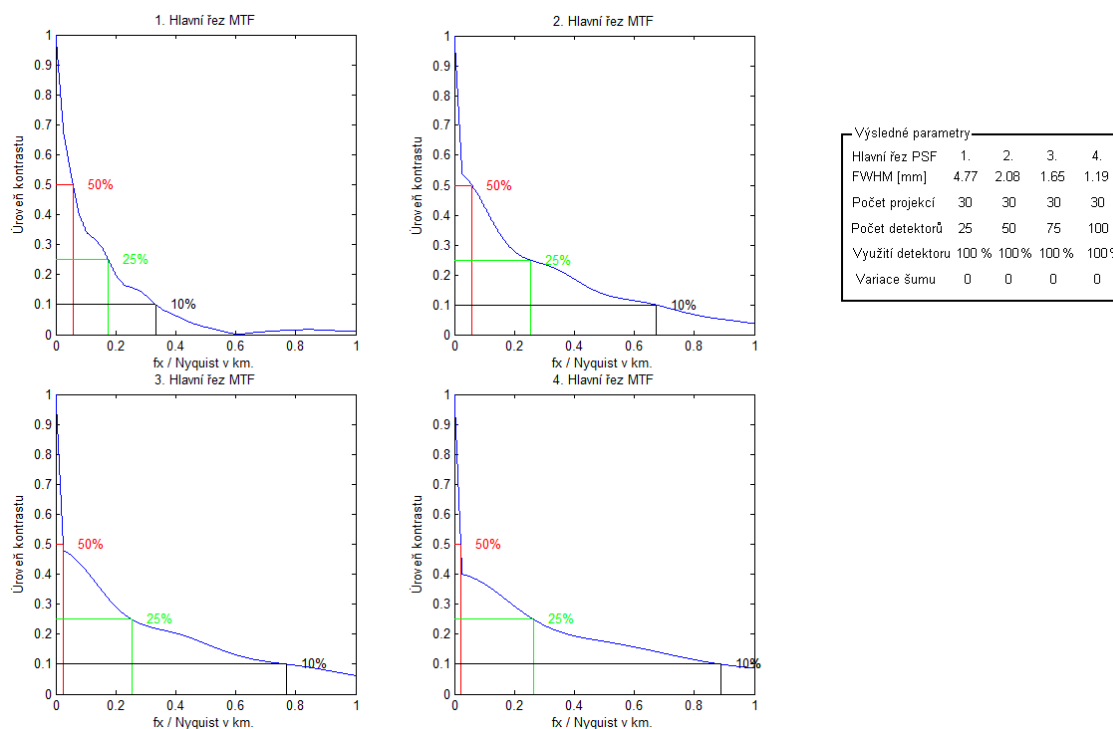
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Hlavní řez PSF a vyberte volbu Uložit FWHM na pozici 1
- opakujte ještě 3x vytvoření rekonstrukcí pro stejný počet projekcí a různý počet detektorů
- po uložení 4. Hlavního řezu PSF pokračujte volbou Zobrazení výsledků
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit výsledky / FWHM na pozice 1 až 4



Obr. 29 Výstup do protokolu

Při porovnání výsledků při hodnocení ve frekvenční oblasti postupujte dle předchozího schématu až do bodu volba hodnocení. Počet projekcí bude 30, využití detektoru 100, variace šumu 0 a počet detektorů bude 25, 50, 75 a 100. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 30.

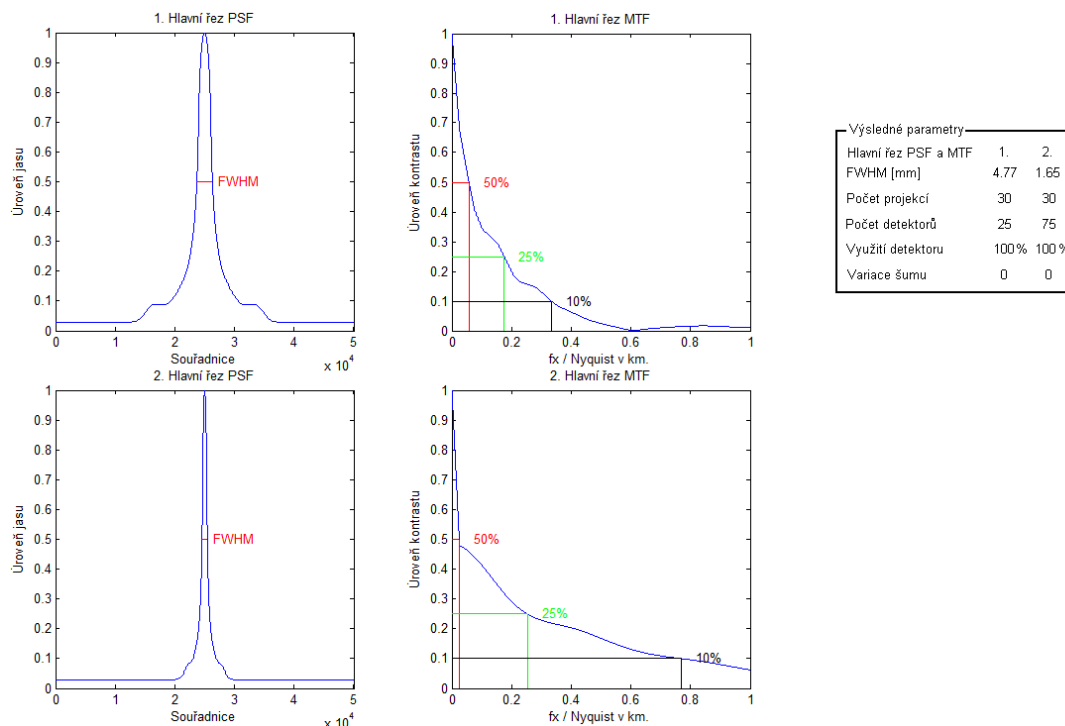
- hodnocení: tlačítko MTF
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Hlavní řez PSF a vyberte volbu Uložit FWHM na pozici 1
- opakujte ještě 3x vytvoření rekonstrukcí pro stejný počet projekcí a různý počet detektorů
- po uložení 4. Hlavního řezu MTF pokračujte volbou Zobrazení výsledků
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit výsledky / MTF na pozice 1 až 4



Obr. 30 Výstup do protokolu

Při porovnání výsledků při hodnocení v prostorové a frekvenční oblasti postupujte dle následujícího postupu. Počet projekcí bude 30, využití detektoru 100, variace šumu 0 a počet detektorů bude 25 a 75. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 31.

- volba fantomu: Start / Prostorová rozlišovací schopnost / Objektivní hodnocení
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů , Počet projekcí
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- volba hodnocení: Kvantitativní hodnocení / START
- hodnocení: tlačítko FWHM a MTF
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Hlavní řez PSF nebo Hlavní řez MTF a vyberte volbu Uložit FWHM a MTF na pozici 1 a 2
- opakujte ještě jednou vytvoření rekonstrukcí pro stejný počet projekcí a různý počet detektorů
- po uložení 2. Hlavního řezu FWHM a MTF pokračujte volbou Zobrazení výsledků
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit výsledky / FWHM na pozici 1 a 3 MTF na pozici 2 a 4

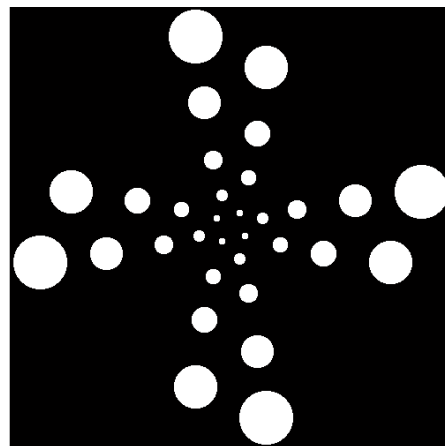


Obr. 31 Výstup do protokolu

4.3.2 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v prostorové oblasti

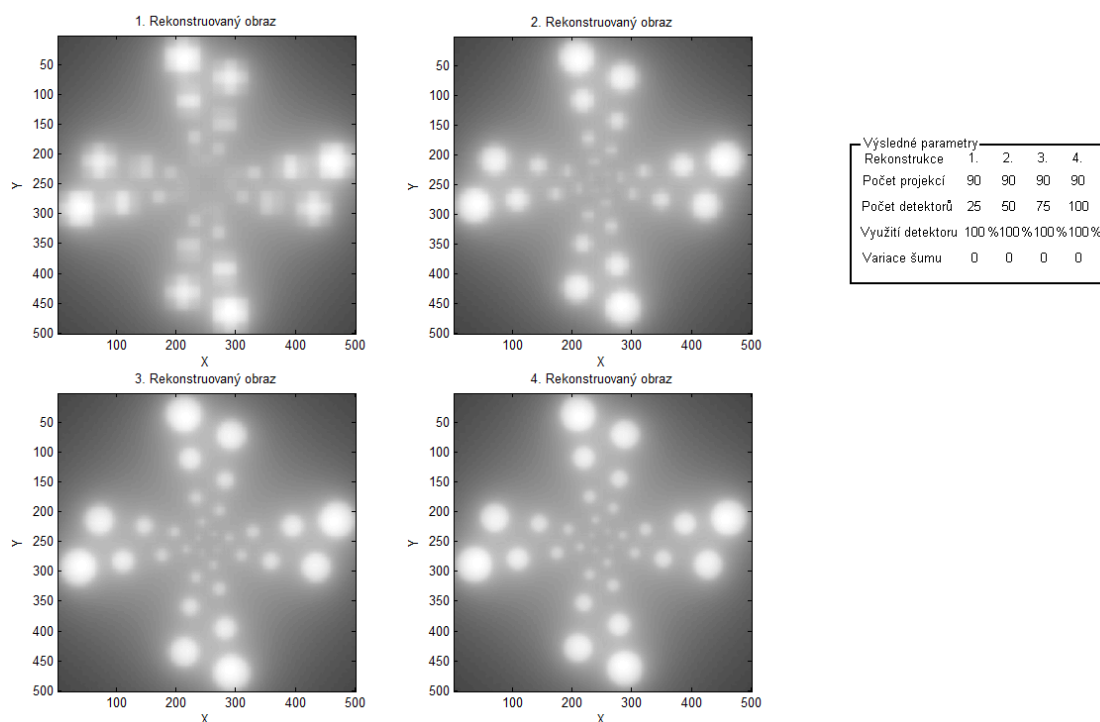
Při subjektivním hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti je využíván fantom s kruhy rozdělenými do čtyř segmentů směřujícími ke středu pole od největšího po nejmenší. Velikosti kruhů jsou 10, 8, 6, 5, 4, 3,2 a 1,5 mm. Podoba fantomu je patrná z Obr. 32. Při vytvoření projekcí je sledován nejmenší možný rozpoznatelný kruh v obraze.

První hodnocení je pro shodný počet projekcí 90, využití detektoru 100%, variaci šumu 0 a různý počet detektorů 25, 50, 75 a 100. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 33.



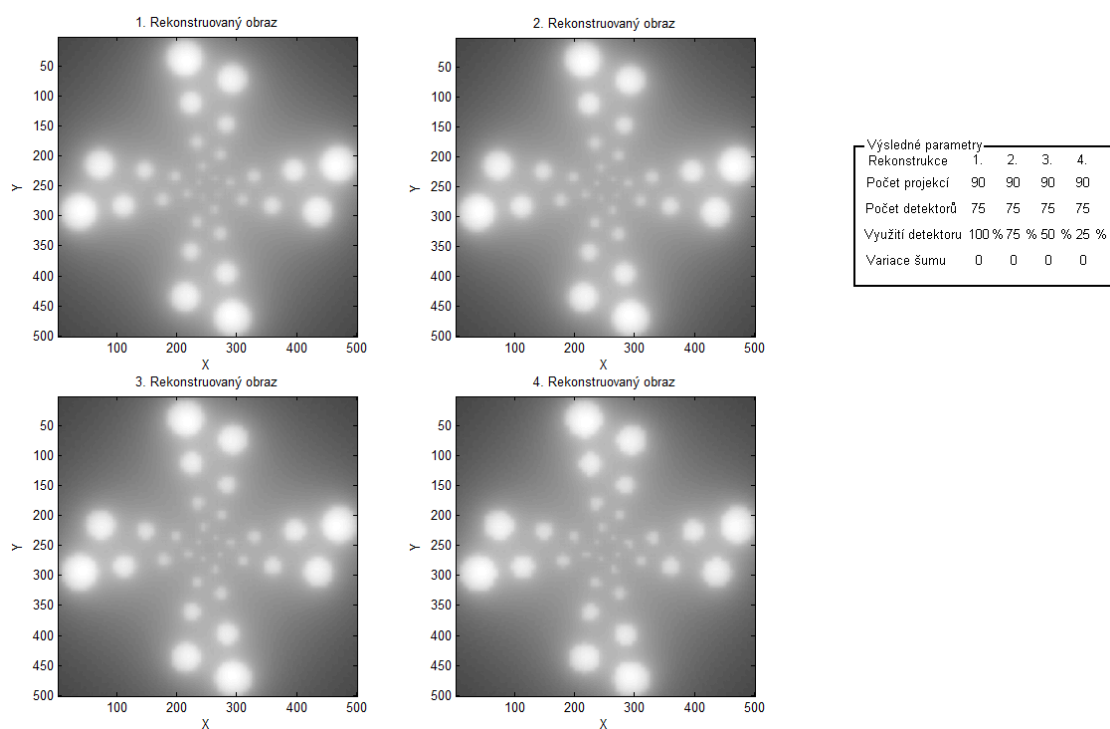
Obr. 32 Fantom Kruhy

- volba fantomu: Start / Prostorová rozlišovací schopnost / Subjektivní hodnocení
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů , Počet projekcí , Využití detektoru, Variace šumu
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Rekonstruovaný obraz a vyberte volbu Uložit obraz na pozici 1
- opakujte ještě 3x vytvoření rekonstrukcí pro různý počet detektorů
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit výsledek / Obrazy na pozice 1 až 4



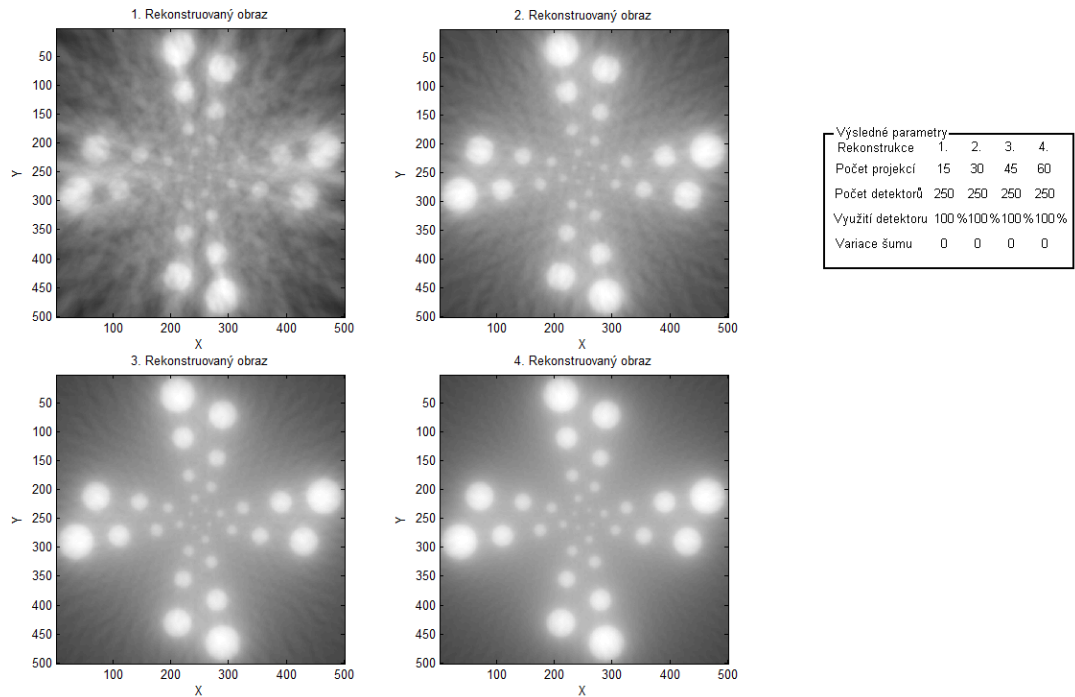
Obr. 33 Výstup do protokolu

Druhé hodnocení je pro shodný počet projekcí 90, variaci šumu 0 počet detektorů 75 a různý počet využití detektoru 100%, 75% 50% a 25%. Postupujte dle postupu v prvním hodnocení. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 34.



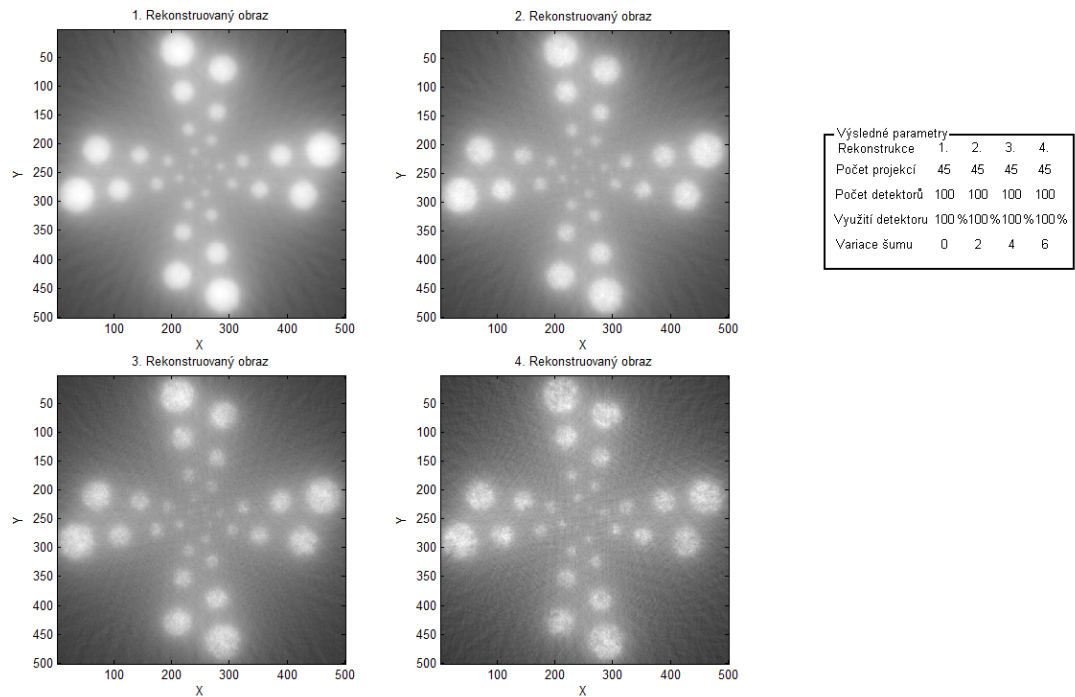
Obr. 34 Výstup do protokolu

Třetí hodnocení je pro shodnou variaci šumu 0 počet detektorů 75, využití detektoru 100% a různý počet projekcí 15, 30, 45 a 60. Postupujte dle postupu v prvním hodnocení. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 35.



Obr. 35 Výstup do protokolu

Čtvrté hodnocení je pro shodný počet detektorů 100, 45 projekcí, využití detektoru 100% a různou variaci šumu 0, 2, 4 a 6. Postupujte dle postupu v prvním hodnocení. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 36.

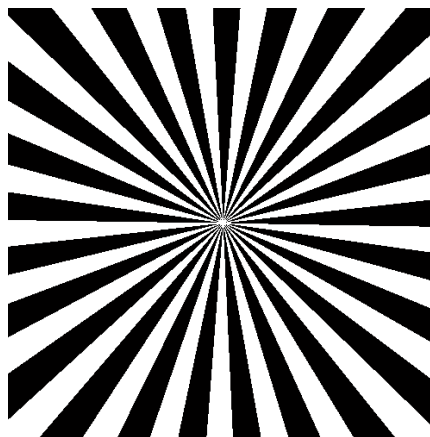


Obr. 36 Výstup do protokolu

4.3.3 Subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti ve frekvenční oblasti

Toto hodnocení ve frekvenční oblasti se provádí pomocí fantomu představující model prostorových frekvencí „čára - mezera“ ve tvaru Siemsenovy hvězdy. Na obrázku 37.

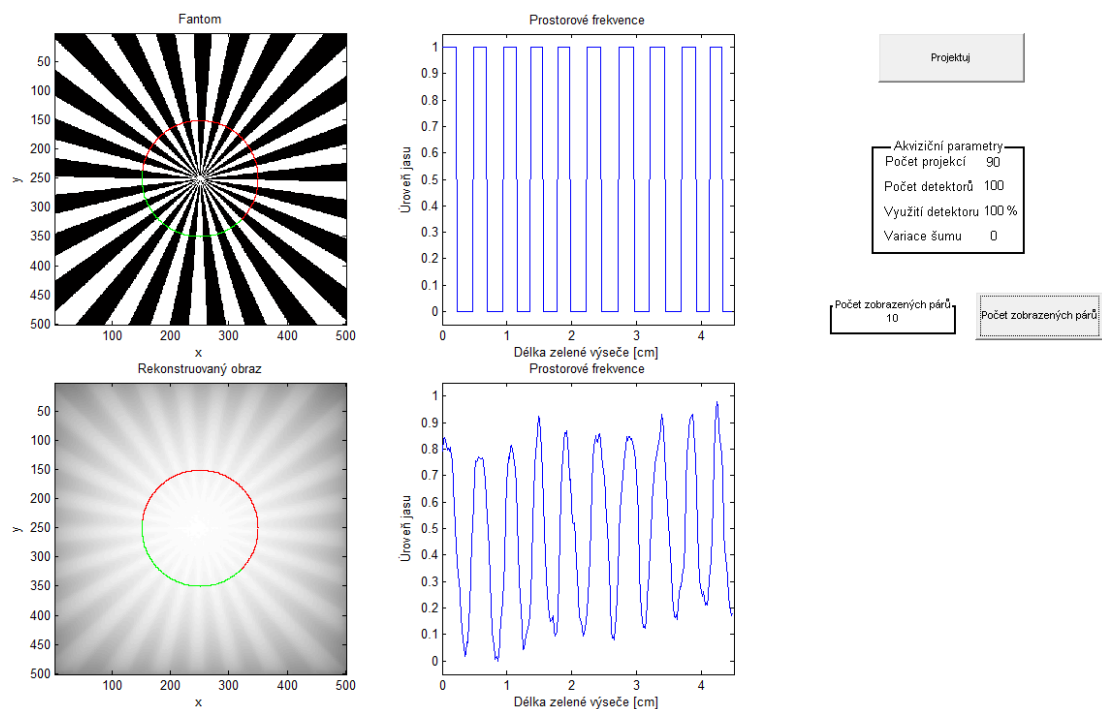
U kvantitativního hodnocení ve frekvenční oblasti se subjektivně vyhodnocuje nejvyšší prostorová frekvence reprezentována počtem párů „čára - mezera“ - LP (Line Pair) na jednotku délky (cm). Z fantomu je patrné, že se s narůstající hodnotou od středu obrázku do stran prostorové frekvence zmenšují. Při hodnocení je postupováno tak, že se vytvoří kružnice (se středem ve středu rekonstruovaného obrazu) a zjišťuje se přenos prostorových frekvencí na jejím obvodu.



Obr. 37 Fantom „Siemensova hvězda“

V prvním hodnocení se porovnávají prostorové frekvence sejmuté u fantomu a u jeho rekonstrukce. Počet projekcí bude 90, počet detektorů 100, využití detektoru 100, variace šumu 0 a počet zobrazených párů 10. Postupujte dle daného postupu. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 38.

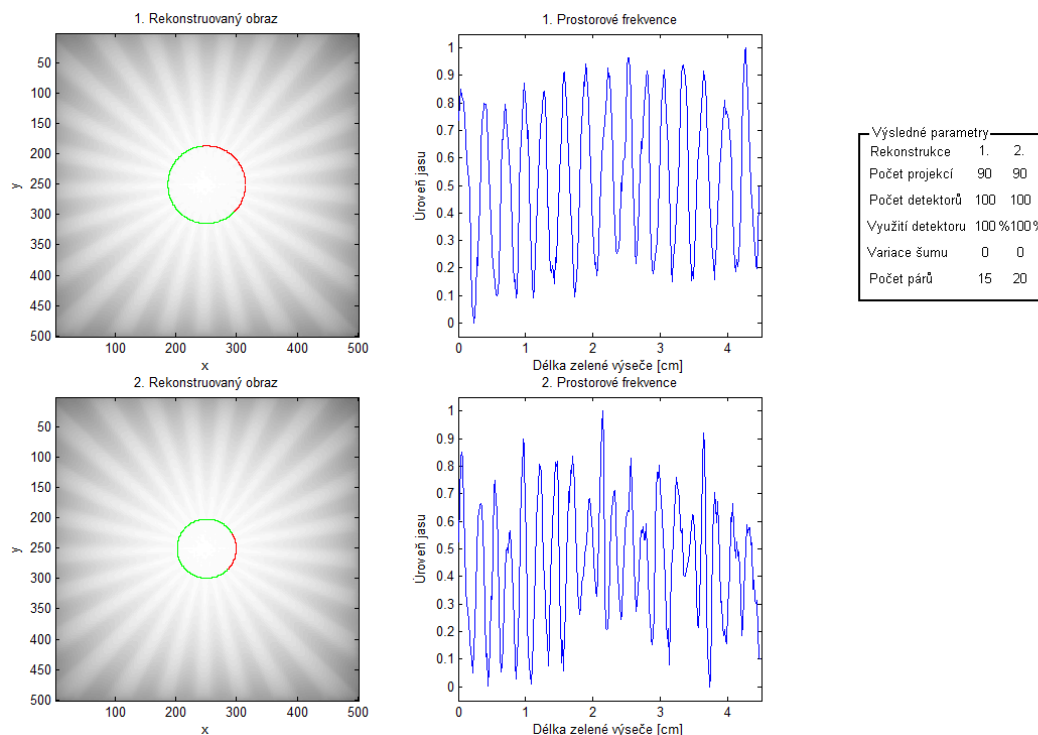
- volba fantomu: Start / Prostorová rozlišovací schopnost / Prostorové frekvence
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů , Počet projekcí , Využití detektoru, Variace šumu
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- volba hodnocení: Kvantitativní hodnocení / START
- hodnocení: tlačítko Počet zobrazených párů



Obr. 38 Výstup do protokolu

V druhém hodnocení se porovnávají prostorové frekvence sejmuté u rekonstruovaného obrazu při různém počtu zobrazených párů. Počet projekcí bude 90, počet detektorů 100, využití detektoru 100, variace šumu 0 a počet zobrazených párů 15 a 20. Postupujte dle daného postupu. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 39.

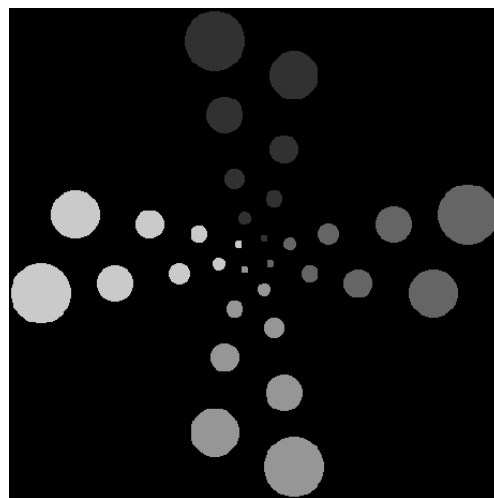
- volba fantomu: Start / Prostorová rozlišovací schopnost / Prostorové frekvence
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů , Počet projekcí , Využití detektoru, Variace šumu
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- volba hodnocení: Kvantitativní hodnocení / START
- hodnocení: tlačítko Počet zobrazených párů
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na obrázek Prostorové frekvence a vyberte volbu Uložit výsledek na pozici 1
- opakujte pro jiný počet zobrazených párů
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit výsledek / Prostorové frekvence



Obr. 39 Výstup do protokolu

4.3.4 Subjektivní hodnocení nízkokontrastní rozlišovací schopnosti

Pro toto kvantitativní hodnocení je použit fantom podobný tomu pro subjektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti. U tohoto hodnocení se zjišťuje minimální velikost rozlišitelného kruhu ve scéně při jmenovitém kontrastu kruhu vůči okolí. Kruhy jsou opět rozloženy ve čtyřech směrech (segmentech) a jejich velikost se směrem ke středu zmenšuje. Velikosti kruhů jsou 10, 8, 6, 5, 4, 3,2 a 1,5 mm. V odborné literatuře se fantom nazývá LCR Phantom (Low contrast resolution). Fantom je zobrazen na obrázku 40.

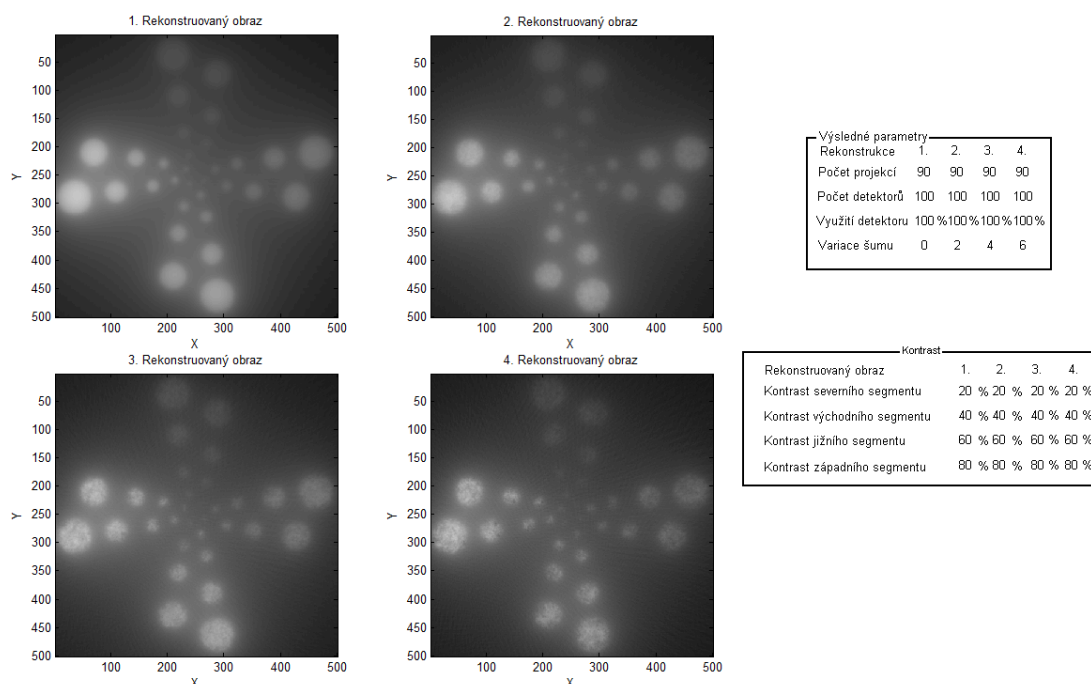


Obr. 40 LCR Fantom

Počet projekcí bude 90, počet detektorů 100, využití detektoru 100, variace šumu 0, 2, 4 a 6. Kontrast severního segmentu je 20%, východního 40%, jižního 60% a západního 80% vůči okolí. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 41.

- volba fantomu: Start / Nízkokontrastní rozlišovací schopnost
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů, Počet projekcí, Využití detektoru, Variace šumu, Nastavení kontrastu
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Rekonstruovaný obraz a vyberte volbu Uložit obraz na pozici 1

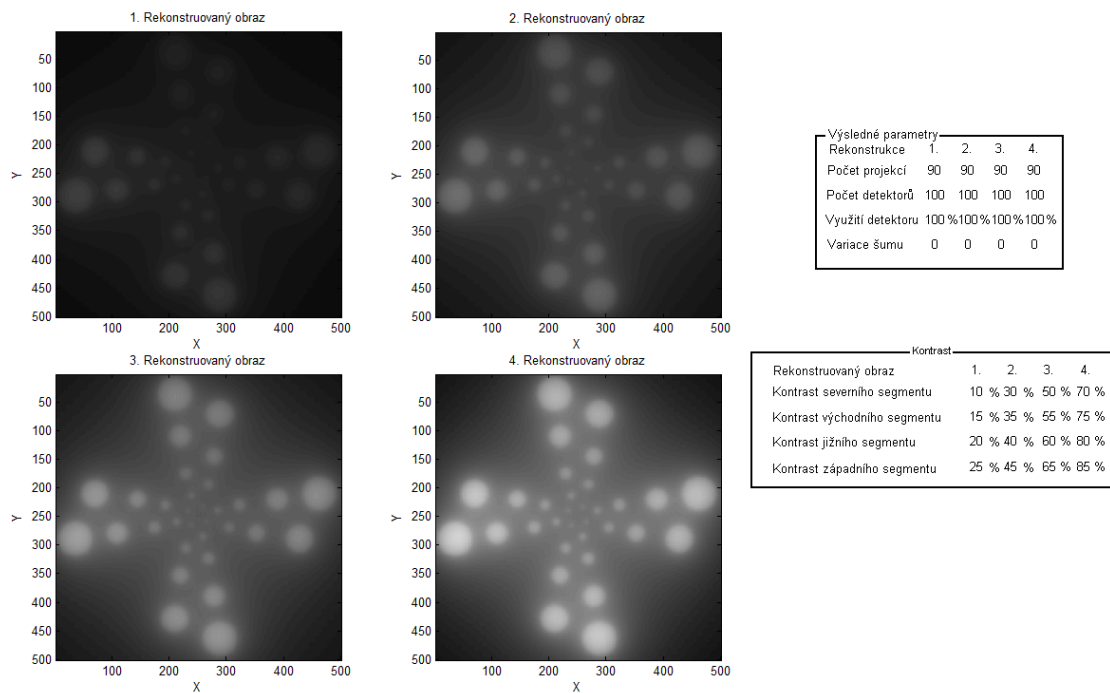
- opakujte ještě 3x vytvoření rekonstrukcí pro zvolené akviziční parametry
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit / Obrazy na pozici 1 až 4



Obr. 41 Výstup do protokolu

U druhého hodnocení se zjišťuje minimální velikost rozlišitelného kruhu ve scéně při jmenovitém kontrastu kruhu vůči pozadí. Pro všechny 4 rekonstrukce bude shodný počet projekcí 90, počet detektorů 100, využití detektoru 100% a variace šumu 0. Mění se kontrast jednotlivých segmentů u fantomu. Pro 1. Rekonstruovaný obraz je využit fantom s kontrasty 10, 15, 20 a 25% vůči podkladu. Pro 2. Rekonstruovaný obraz jsou kontrasty 30, 35, 40 a 45%. Pro 3. Rekonstruovaný obraz 50, 55, 60 a 65% a pro 4. Rekonstruovaný obraz jsou kontrasty u fantomu nastaveny na hodnoty 70, 75, 80 a 85% vůči pozadí. Výstup do protokolu je zobrazen na obrázku 42.

- volba fantomu: Start / Nízkokontrastní rozlišovací schopnost
- volba generace CT RTG: CT RTG / 1. generace CT RTG
- volba zpětné projekce: Zpětná projekce / Prostá zpětná projekce
- volba akvizice: Akvizice / Počet detektorů, Počet projekcí, Využití detektoru, Variace šumu, Nastavení kontrastu
- vytvoření projekcí: tlačítko Projektuj
- uložení výsledku: pomocí pravého tlačítka myši klikněte na Rekonstruovaný obraz a vyberte volbu Uložit obraz na pozici 1
- opakujte ještě 3x vytvoření rekonstrukcí pro jednotlivé hodnoty kontrastu segmentů vůči pozadí
- volba zobrazení výsledků: Zobrazit / Obrazy na pozici 1 až 4



Obr. 42 Výstup do protokolu

4.4 Vyhodnocení laboratorní úlohy

O provedené laboratorní úloze vytvořte řádný protokol. Ten by měl obsahovat obrázky získané z programu včetně jejich popisků. Dále zhodnoťte vliv volených parametrů na jednotlivé metody kvantitativního hodnocení.

5 Popis programu

Program Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení je vytvořen pomocí prostředí MATLAB 7.3.0 (R2006b). Visuální podoba programu je vytvořena v prostředí GUIDE. Pro správnou funkčnost programu je vhodné používat shodnou, nebo vyšší verzi prostředí MATLAB. Celý program je uložen v adresáři CT_RTG. K jeho spuštění lze použít „CT_RTG.exe“, jehož zástupce může být uložen kdekoliv mimo kořenový adresář. Přímo v prostředí MATLAB lze spustit soubor „CT_RTG_export.m“ nebo pomocí GUIDE soubor „CT_RTG.fig“.

Jak již bylo řečeno je několik variant spuštění programu. Níže je popsána varianta s využitím souboru „CT_RTG.exe“, který umožňuje pomocí zástupce spouštění programu přímo z plochy počítače.

1. Zkopírujte celý adresář CT_RTG z přiloženého CD na svůj pevný disk.
2. Otevřete adresář a pravým tlačítkem klikněte na soubor „CT_RTG.exe“.
3. Z nabídky vyberte Odeslat a poté volbu Plocha (vytvořit zástupce).
4. Na ploše vašeho počítače se nyní vytvořil zástupce programu, který lze jednoduše spustit a pracovat s programem Kvantitativní hodnocení kvality CT RTG zobrazení.

5.1 Seznam funkcí

„CT_RTG.m“ – jádro programu

„nf_iradon.m“ – prostá zpětná projekce pro 1. generaci CT RTG ZS

„nf_ifanbeam.m“ – prostá zpětná projekce pro 3. generaci CT RTG ZS

5.2 Seznam fantomů

„dirac.mat“ – fantom Diracova impulsu pro objektivní hodnocení prostorového rozlišení

„kruhy.mat“ – fantom s kruhy pro subjektivní hodnocení prostorového rozlišení v prostorové oblasti

„nizkokontrast.mat“ – fantom pro hodnocení nízkokontrastního rozlišení

„siemensova_hvezda.mat“ – fantom Siemensovy hvězdy pro subjektivní hodnocení prostorového rozlišení ve frekvenční oblasti

6 Závěr

Cílem diplomové práce bylo vypracování ideového schéma modelu procesu CT RTG zobrazení s přihlédnutím na kvantitativní hodnocení základních parametrů procesu. Model byl vytvořen v prostředí MATLAB a při jeho tvorbě bylo přihlédnuto k jeho použití jako laboratorní úlohy v předmětu zabývajícím se procesem zobrazení.

Vytvořený program s názvem Kvantitativní hodnocení CT RTG zobrazení umožňuje modelování procesu zobrazení CT RTG zobrazovacích systémů 1. a 3. generace. U jednotlivých generací je možno volit metodu rekonstrukce a parametry akvizice. Akviziční parametry jsou: počet projekcí, počet detektorů, využití detektoru, variace šumu a u 3. generace i typ akviziční geometrie.

V rámci programu byly vytvořeny algoritmy pro kvantitativní hodnocení prostorového rozlišení a to pro subjektivní a objektivní hodnocení v prostorové i frekvenční oblasti. Pro kvantitativní hodnocení energetického (kontrastního) rozlišení byla zvolena metoda nízkokontrastního rozlišení.

Objektivní hodnocení prostorového rozlišení v prostorové oblasti je hodnoceno u rekonstruovaného obrazu pomocí měření velikosti FWHM jeho PSF, ve frekvenční oblasti pak účinnost přenosu kontrastu u MTF. Subjektivní hodnocení v prostorové oblasti je vyhodnocováno podle velikosti nejmenšího rozpoznatelného kruhu v rekonstruovaném obrazu. Ve frekvenční oblasti je vyhodnocována nejvyšší vyhodnotitelná prostorová frekvence „čára-mezera“. Při subjektivním hodnocení nízkokontrastního rozlišení je určován nejmenší rozpoznatelný kruh při daném kontrastu vůči pozadí u rekonstruovaného obrazu.

Jednotlivá kvantitativní hodnocení byla testována na vytvořených fantomech. Při hodnocení byl zjišťován vliv typu generace CT RTG, rekonstrukčního algoritmu a akvizičních parametrů na kvalitu výsledného rekonstruovaného obrazu. U všech metod kvantitativního hodnocení byly potvrzeny teoretické předpoklady vlivu jednotlivých parametrů na kvalitu rekonstrukce.

Dále bylo vytvořeno schéma laboratorní úlohy pro předmět zabývajícím se procesem zobrazení, včetně postupů práce s programem.

Použitá literatura

- [1] DRASTICH, A., *Netelevizní zobrazovací systémy*. Skripta UBMI FEKT VUT Brno. 2001
- [2] DRASTICH, A., *Tomografické zobrazovací systémy*. Skripta UBMI FEKT VUT Brno. 2001 ISBN 80-214-2788-4
- [3] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods*. Boca Raton, FL, USA: CRC Press, Taylor and Francis Group, 2005. 760 s. ISBN: 0-8247-5849-8.
- [4] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno : VUTUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [5] NEVŘIVA , Pavel. *Analýza signálů a soustav*. 1. vyd. Praha : BEN - technická literatura, 2002. 670 s. ISBN 80-7300-004-0.
- [6] POULARIKAS, Alexander. *Signals and Systems Primer with MATLAB*. 1st edition. [s.l.] : CRC Pr I Llc , 2006. 500 s. ISBN 0849372674.
- [7] KEVIN,M.ROSENBERG.,*CTSim,The open source computed tomography simulator*. Dostupné na: <http://ctsim.org/>
- [8] *Computed Tomography*. Wikipedia, free encyclopedia. 2009 Dostupné na: http://en.wikipedia.org/wiki/Computed_tomography
- [9] *Siemens star*. Wikipedia, free encyclopedia. 2009 Dostupné na: http://en.wikipedia.org/wiki/Siemens_star
- [10] *Radiační ochrana 91. Kritéria přijatelnosti pro radiologická zařízení*.Evropská komise.1997

Seznam zkratek

Rtg – Rentgenové záření

Pp – Primární parametr

CT RTG (Computed Tomography) – Výpočetní rentgenová tomografie

SNR (Signal Noise Ratio) – Poměr signál šum

HU (Hounsfield Units) – Hounsfieldovy jednotky

PSF (Point Spread Function) – Impulzní charakteristika

MTF (Modulation Transfer Function) – Modulační přenosová funkce

FWHM (Full Width at Half Maximum) – Plná šířka v polovině maxima

FT (Fourier Transform) – Fourierova transformace

LP (Line paire) – Páry čar

1D (One Dimension) – Jednorozměrný

FDD (Focus Detector Distance) – Vzdálenost rentgenka - detektory

FID (Focus Isocenter Distance) – Vzdálenost rentgenka - izocentrum rotace

IDD (Isocenter Detectors Distance) – Vzdálenost izocentrum rotace - detektory

FOM (Field of Measurement) – Pole pro měření

FOV (Field of View) – Viditelné pole

ROI (Region of Interest) – Oblast zájmu