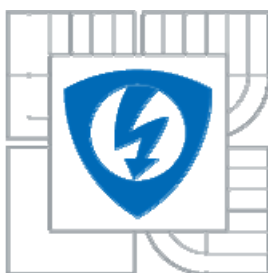




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MODELOVÁNÍ PROCESU PROJEKČNÍHO A
PROJEKČNĚ-REKONSTRUKČNÍHO RTG ZOBRAZENÍ
PROJECTION AND PROJECTION-RECONSTRUCTION X-RAY IMAGING PROCESS SIMULATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

BC. PETR FIALA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

DOC. ING. ALEŠ DRASTICH, CSC

BRNO 2010

**ZDE VLOŽIT
ORIGINÁLNÍ ZADANÍ PRÁCE
(v druhém výtisku kopii)**

**ZDE VLOŽIT
LICENČNÍ SMLOUVU
1. STRANA**

**ZDE VLOŽIT
LICENČNÍ SMLOUVU
2. STRANA**

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá fyzikálními základy generace rtg záření, vzniku obrazu při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení. V další fázi je popsán návrh uživatelské aplikace v prostředí Matlab sloužící jako laboratorní úloha, která je zaměřena na simulaci projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení. Program zahrnuje hodnocení kvality CT RTG ZS – kvantitativní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti a hodnocení akvizičního kontrastu v závislosti na velikostech objektu. Hlavním cílem práce pak bylo srovnání akvizičního kontrastu při projekčním a projekčně rekonstrukčním zobrazení při různých akvizičních a rekonstrukčních parametrech. Součástí práce je i ukázka dosažených výsledků.

KLÍČOVÁ SLOVA

projekční zobrazení, projekční-rekonstrukční zobrazení, rekonstrukce obrazu, RTG ZS, CT RTG ZS, akviziční kontrast, hodnocení kvality, Matlab – Guide.

ABSTRACT

The work deals with physical principles of X-ray generation and development of image during projection and projection reconstruction. A proposal of user's application in a Matlab – Guide is given, which can be used as a laboratory exercise of the simulation of the projection- and projection image reconstruction. The computer program involves an evaluation of a X-ray quality of CT RTG ZS – quantitative assessment of spatial resolution and as well as the acquisition contrast as a function on an object size. The main aim of the work was the comparison of the acquisition contrast at various acquisition projection and projection-reconstruction parameters. Also, the work is illustrated by some results achieved.

KEYWORDS

projection imaging, projection – reconstruction imaging, image reconstruction, conventional x-ray scanner, x-ray computed tomography system, acquisition contrast, quantitative evaluation, Matlab – Guide.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE:

FIALA, P. Modelování procesu projekčního a projekčně-rekonstrukčního rtg zobrazení. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 72 s., 3 příl. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Modelování procesu projekčního a projekčně-rekonstrukčního 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 20. května 2010

.....
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. Nemale poděkování patří i mé ženě Nikole a synovi Lukášovi za podporu během mého celého studia.

V Brně dne 20. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

1.	ÚVOD	12
2.	FYZIKÁLNÍ ZÁKLADY	12
2.1	INTERAKCE S EL. MAG. POLEM JÁDRA ATOMU.....	13
2.2	INTERAKCE S OBALOVÝMI ELEKTRONY	13
3.	ZDROJ RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ	14
3.1	PROSTOROVÁ MODULACE SIGNÁLOVÉHO RADIAČNÍHO TOKU	14
4.	PRIMÁRNÍ PARAMETR PROJEKČNÍHO RTG ZOBRAZENÍ	16
5.	TECHNICKÉ PRINCIPY CT	17
6.	ODLIŠNOSTI KONVENČNÍ RTG ZS A CT RTG ZS	19
7.	AKVIZIČNÍ KONTRAST	20
8.	ZÁKLADNÍ PRINCIPY REKONSTRUKCE OBRAZU	21
8.1	PROJEKCE A RADONOVA TRANSFORMACE	22
8.2	PROSTÁ ZPĚTNÁ PROJEKCE (SBP).....	24
8.3	FILTROVANÁ ZPĚTNÁ PROJEKCE (FBP) – INVERZNÍ RADONOVA TRANSFORMACE	25
8.4	FOURIEROVA REKONSTRUKCE	27
8.5	ALGEBRAICKÁ REKONSTRUKCE (ART).....	28
9.	ŘEŠENÍ PROGRAMU - POPIS JEDNOTLIVÝCH BLOKŮ	30
9.1	BLOK „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	31
9.1.1	<i>Vznik projekcí – sumační obraz</i>	33
9.2	BLOK „PROJEKČNĚ - REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	35
9.2.1	<i>Scéna</i>	35
9.2.2	<i>Akviziční parametry</i>	36
9.2.3	<i>Sběr obrazových dat – Radonova transformace</i>	36
9.2.4	<i>Rekonstrukce obrazu a rekonstrukční parametry</i>	38
9.2.5	<i>Doplňkové funkce</i>	40
9.3	BLOK „KVANTITATIVNÍ HODNOCENÍ PROSTOROVÉ ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOSTI“	41
9.3.1	<i>Teoretický rozbor</i>	41
9.4	BLOK „HODNOCENÍ ZÁVISLOSTI AKVIZIČNÍHO KONTRASTU NA VELIKOSTI OBJEKTU“	42
9.5	BLOK „HODNOCENÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	44
9.5.1	<i>Definování scény</i>	45
9.5.2	<i>Definice akvizičního kontrastu</i>	46
9.5.3	<i>Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu (vnitřní koule) při jmenovitém kontrastu scény</i> ..	48
9.5.4	<i>Sběr a vyhodnocení dat</i>	48
9.5.5	<i>Zjednodušení modelu proti reálnému ZS</i>	49
9.6	DOPLŇKOVÉ FUNKCE	50
9.6.1	<i>Videosekvence</i>	50
9.6.2	<i>Aditivní šum</i>	50
9.6.3	<i>Barevná Look-Up Table</i>	50
9.6.4	<i>Využití metody zobrazení okna</i>	50
9.6.5	<i>Výchylkové a jasové zobrazení</i>	51
9.6.6	<i>Export výsledků</i>	51
10.	PŘEHLED DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ	52
10.1	BLOK „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	52
10.2	BLOK „PROJEKČNĚ - REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	52
10.2.1	<i>Vliv počtu detektorů na kvalitu obrazu při zvolené rekonstrukční metodě</i>	52
10.2.2	<i>Vliv počtu projekcí na kvalitu rekonstruovaného obrazu</i>	54
10.2.3	<i>Vliv rozsahu sběru dat na kvalitu obrazu</i>	55
10.3	BLOK „HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	55

10.3.1	Vliv počtu detektorů na prostorové rozlišení (FWHM a MTF)	55
10.3.2	Vliv počtu projekcí na prostorové rozlišení (FWHM a MTF)	58
10.4	BLOK „HODNOCENÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	58
10.4.1	Vliv počtu detektorů na akviziční kontrast	58
10.5	BLOK „HODNOCENÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ -REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	61
10.5.1	Srovnání kontrastu scény s akvizičním kontrastem sumačního a rekonstruovaného obrazu	61
10.5.2	Závislost dosaženého kontrastu na velikosti objektu (léze)	66
11.	ZÁVĚR	69
12.	LITERATURA	71
13.	SEZNAM ZKRATEK	72
14.	SEZNAM PŘÍLOH	73
A	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ	74
A.1	ZÁKLADNÍ OBRAZOVÉ OKNO APLIKACE	74
A.2	HLAVNÍ NABÍDKA	76
A.3	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ BLOKU „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	76
A.4	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ BLOKU „PROJEKČNĚ – REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	77
A.5	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ BLOKU „HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	78
A.6	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ BLOKU „HODNOCENÍ KONTRASTU V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	79
A.7	UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ BLOKU „HODNOCENÍ KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	79
B	LABORATORNÍ ÚLOHA	82
B.1	BLOK „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	82
B.2	BLOK „PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	82
B.3	BLOK „HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	82
B.4	BLOK „HODNOCENÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	83
B.5	BLOK „SROVNÁNÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ - REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	83
B.5.1	SROVNÁNÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU	83
B.5.2	ZÁVISLOST AKVIZIČNÍHO KONTRASTU NA VELIKOSTI OBJEKTU	84
C	POPIS PROGRAMU	85
C.1	SPUŠTĚNÍ PROGRAMU	85
C.2	STRUKTURA PROGRAMU	85
C.3	SEZNAM FUNKCÍ	85
C.4	FANTOMY	85
C.5	OBRÁZKY	85

Seznam obrázků

Obr. 1.1 Roentgen, Wilhelm Conrad (1845 - 1923), první rtg snímek	12
Obr. 2.1 Elektromagnetické spektrum využívané v procesu zobrazení (převzato z [1]).....	12
Obr. 2.2 Energetický pásmový model wolframu	13
Obr. 2.3 Spektrum rentgenového záření z rentgenky pro anodové napětí 100kV a 200kV	14
Obr. 3.1 Základní mechanismy interakce fotonů ionizujícího záření s hmotou. Vnitřní fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a tvorba iontových párů (převzato z [1])	15
Obr. 4.1 Dvojparametričnost projekčního zobrazení (převzato z [2]).....	17
Obr. 5.1 Znázornění funkce první generace CT (převzato z [16])	17
Obr. 5.2 Znázornění funkce druhé generace CT (převzato z [16]).....	18
Obr. 5.3 Znázornění funkce třetí generace CT (převzato z [16])	18
Obr. 5.4 Znázornění funkce čtvrté generace CT (převzato z [16]).....	19
Obr. 5.5 Dráha rentgenky nad pacientem(převzato z [16]).....	19
Obr. 6.1 Princip projekčního zobrazení (převzato z [2]).....	20
Obr. 6.2 Zobrazení pomocí výpočetní tomografie (převzato z [2]).....	20
Obr. 7.1 Akviziční kontrast – hodnoty CT jednotek v jednotlivých voxelech (vpravo), hodnoty paprskových průmětu sumačního obrazu (vlevo), (převzato z [2])	21
Obr. 8.1 Projekce, paprskový integrál.....	22
Obr. 8.2 Vznik sinogramu ze souboru projekcí.....	23
Obr. 8.3 Radonova transformace	23
Obr. 8.4 Sheep-Logan fantom Obr. 8.5 Radonova transformace Sheep-Loganova fantomu	24
Obr. 8.6 Princip prosté zpětné projekce a vliv rekonstruovaného obrazu na počet projekcí.....	25
Obr. 8.7 Princip filtrované zpětné projekce a vliv rekonstruovaného obrazu na počet projekcí	25
Obr. 8.8 Impulsní a spektrální charakteristiky RAMP filtrů	26
Obr. 8.9 Princip filtrace projekce (konvoluce) RAMP filtrem.....	27
Obr. 8.10 Princip Fourierovy rekonstrukce.....	27
Obr. 8.11 Schématický digram ART rekonstrukce (převzato z [18])	28
Obr. 8.12 Princip ART rekonstrukce (převzato z [18]).....	29
Obr. 9.1 Ideové schéma bloku „Projekční zobrazení“	31
Obr. 9.2 Ilustrace postupu vytváření 3D modelu	32
Obr. 9.3 Programem vytvořené modely v prostředí Matlab na základě CT tomografických řezů.....	33
Obr. 9.4 Vznik sumační obrazů v bloku projekčního zobrazení	34
Obr. 9.5 Ideové schéma bloku „Projekčně - rekonstrukční zobrazení“.....	35
Obr. 9.6 Vybrané typy scén.....	35
Obr. 9.7 Dráha paprskového součtu při 90^0 (vlevo) je jasně definována řadou pixelů, vpravo při 140^0 nutno dopočítat mezilehlé body a jejich hodnoty modré výšeče.....	36
Obr. 9.8 Postup při snímání projekcí v jednotlivých úhlech	38
Obr. 9.9 Sekvence vybraných fází rekonstrukce obrazu z projekcí (FBP).....	40
Obr. 9.10 Progress bar - Radonova transformace (vlevo), zpětné promítání projekcí u FBP (vpravo).....	40
Obr. 9.11 Ideové schéma hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti.....	41
Obr. 9.12 Prostorové zobrazení PSF (vlevo), jasové zobrazení (uprostřed), hlavní řez PSF (vpravo). (obrázek převzat z [2])	42
Obr. 9.13 Prostorové zobrazení MTF (vlevo), jasové zobrazení (uprostřed), hlavní řez MTF (vpravo). (obrázek převzat z [2])	42
Obr. 9.14 Ideové schéma pro hodnocení závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu	43
Obr. 9.15 Scéna – fantom pro hodnocení kontrastu sestavený z 10-ti kulovitých objektů různých průměru s vysokým kontrastem.....	43
Obr. 9.16 Ideové schéma bloku pro hodnocení akvizičního kontrastu	44
Obr. 9.17 Scéna – volume rendering v prostředí Matlab (vlevo), 2D zobrazení (vpravo).....	45
Obr. 9.18 Projekční zobrazení.....	48
Obr. 9.19 Sběr dat při projekčně-rekonstrukčním zobrazení	49
Obr. 9.20 Přehled barevných map v aplikaci	50
Obr. 9.21 Využití metoda okna (převzato z [2])	51
Obr. 9.22 Zobrazení v jasové (vlevo) a výchylkové modulaci (vpravo).....	51
Obr. 10.1 3D model a projekce hlavy a hrudníku	52
Obr. 10.2 3D model a projekce chodidel	52
Obr. 10.3 3D model a projekce hrudníku a dutiny břišní.....	52
Obr. 10.4 Rekonstruované obrazy metodou SBP - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200	53
Obr. 10.5 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200	53

Obr. 10.6 Rekonstruované obrazy metodou ART - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200	53
Obr. 10.7 Rekonstruované obrazy metodou Fourierova rekonstrukce - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200	53
Obr. 10.8 Rekonstruované obrazy metodou SBP - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200	54
Obr. 10.9 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200	54
Obr. 10.10 Rekonstruované obrazy metodou ART - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200	54
Obr. 10.11 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 detektorů, počet projekcí 180, rozsah snímání 0^0 - 180^0 (vlevo), 0^0 - 360^0 (vpravo).....	55
Obr. 10.12 Obraz SBP-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	56
Obr. 10.13 Obraz FBP-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	56
Obr. 10.14 Obraz ART-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	56
Obr. 10.15 Obraz Fourierovy rekonstrukce-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo).....	56
Obr. 10.16 Obraz SBP-100 projekcí, 500 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	57
Obr. 10.17 Obraz FBP-100 projekcí, 500 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	57
Obr. 10.18 Obraz ART-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)	57
Obr. 10.19 Obraz Fourierovy rekonstrukce -100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo).....	58
Obr. 10.20 Obraz SBP -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo) ...	59
Obr. 10.21 Obraz FBP -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo) ...	59
Obr. 10.22 Obraz ART -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo) ..	59
Obr. 10.23 Obraz Fourierovy rekonstrukce -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo).....	60
Obr.10.24 Obraz SBP -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo) ..	60
Obr.10.25 Obraz FBP -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo) ..	60
Obr. 10.26 Obraz ART -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)	61
Obr.10.27 Obraz Fourierovy rekonstrukce -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo).....	61
Obr.10.28 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$	62
Obr.10.29 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 5 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$	63
Obr.10.30 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,30 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,036 \text{ cm}^{-1}$	64
Obr.10.31 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,03 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,09 \text{ cm}^{-1}$	65
Obr. 10.32 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,203 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,19 \text{ cm}^{-1}$	66
Obr. 14.1 Rozmístění jednotlivých ovládacích prvků v uživatelském programu.....	75
Obr. 14.2 Grafické rozhraní bloku „Projekční zobrazení“	76
Obr. 14.3 Dialogové okno pro výběr scény	77
Obr. 14.4 Aplikační okno – scéna (vlevo nahoře), sinogram (vpravo nahoře), rekonstruovaný obraz (vlevo dole) a panel rekonstrukčních parametrů a panel aditivního šumu (vpravo).....	78
Obr. 14.5 Panel pro hodnocení FWHM, MTF (vlevo), PSF (uprostřed), MTF (vpravo).....	79
Obr. 14.6 Rekonstruovaný obraz (vlevo), graf závislosti kontrastu na velikosti objektu (vpravo)	79
Obr. 14.7 Panel pro definování scény (vlevo), vygenerovaná scéna (vpravo).....	80
Obr. 14.8 Panel projekčního zobrazení	80
Obr. 14.9 Okno s výsledky akvizičního kontrastu	81

Seznam tabulek

Tabulka 1: Hodnoty lineárního součinitele zeslabení μ (cm^{-1}) pro 60 keV pro dané tkáně	16
Tabulka 2. CT čísla a odpovídající lineární součinitel zeslabení (73 keV rtg záření) pro dané tkáně ..	46

Seznam grafů

Graf 1. Závislost akvizčního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 30.....	67
Graf 2. Závislost akvizčního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 100.....	67
Graf 3. Závislost akvizčního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 300.....	68
Graf 4. Závislost akvizčního kontrastu na velikosti objektu.....	81

1. Úvod

Historie rentgenového zobrazovacího systému sahá až do roku 1895, kdy bylo objeveno **rentgenové záření** (nazývané též paprsky X) profesorem fyziky Wilhelmem Conradem Roentgenem, za což v roce 1901 obdržel první Nobelovu cenu za fyziku. Významný objev Roentgenova záření přinesl revoluci v mnoha oborech, zejména pak v lékařské diagnostice. Poté, co Röntgen objevil využití pro pozorování kostních struktur, se rozvinulo jeho užívání v lékařském odvětví. Rentgenové záření může být využito pro zobrazení detailů kostí a zubů (skiografie), popřípadě za pomoci vhodných technik i ke zkoumání měkké tkáně (denzitografie, subtrakční skiografie, tomografie).

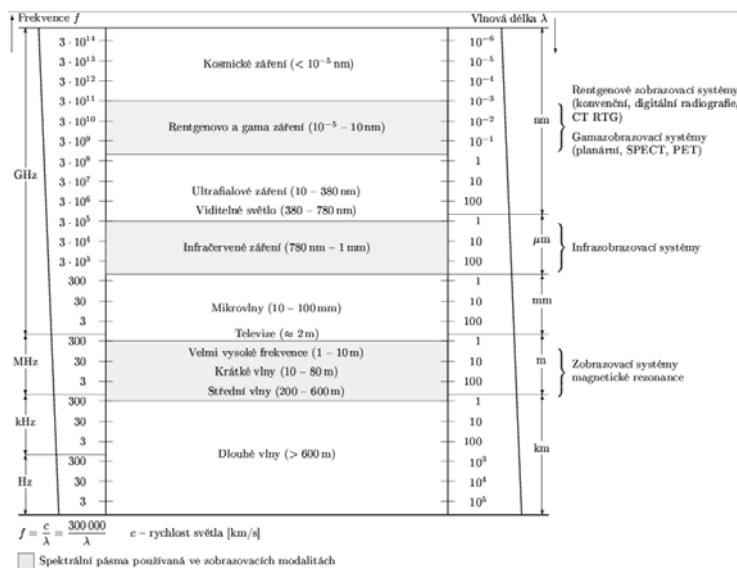


Obr. 1.1 Roentgen, Wilhelm Conrad (1845 - 1923), první rtg snímek

Diplomová práce se zabývá fyzikálními základy generace obrazu projekčního a projekčně-rekonstrukčního rtg zobrazení s ohledem na jejich dosažitelný akviziční kontrast. Úvodní část pojednává o základech generace rtg záření. Další část je věnována popisu procesu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení včetně rozboru rekonstrukčních algoritmů. Poslední část je zaměřena na řešení praktické úlohy – uživatelského programu simulující proces projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení s několika metodami hodnocení kvality CT RTG ZS. Největší pozornost je věnována srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení. Práce obsahuje i několik ukávek dosažených výsledků.

2. Fyzikální základy

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce. Rozsah vlnový délek se pohybuje v rozmezí 10 nm – 100 pm. Vlnové délky nejenergetičtější části rtg záření se částečně překrývají s těmi záření gama, avšak rozdíl mezi nimi je v původu jejich vzniku.



Obr. 2.1 Elektromagnetické spektrum využívané v procesu zobrazení (převzato z [1])

Zatímco gama záření vzniká v procesech uvnitř jádra, rentgenové záření má původ vzniku v oblasti elektronového obalu atomu.

Rentgenové záření vzniká přeměnou potenciální energie elektronů E_{pot} umístěné v elektrickém poli na jejich kinetickou energii E_{kin} na dráze mezi katodou a anodou viz [1].

$$E_{pot} = e \cdot U, \quad (1)$$

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m \cdot V^2. \quad (2)$$

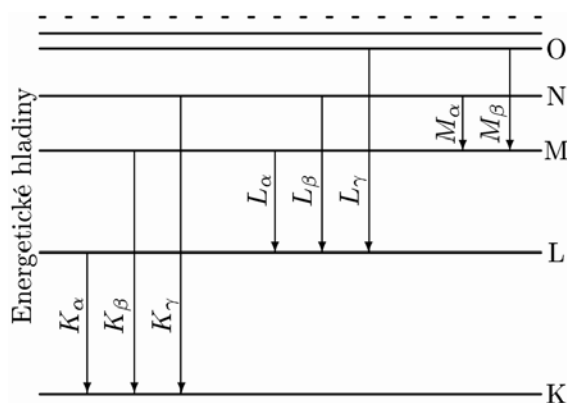
Po dopadu elektronů na anodu vzniká zářivá energie tvořená tokem fotonů. Bližší pohled na tento proces odhalí dvě základní interakce vzniku rtg záření a tím i dva typy záření:

2.1 Interakce s el. mag. polem jádra atomu

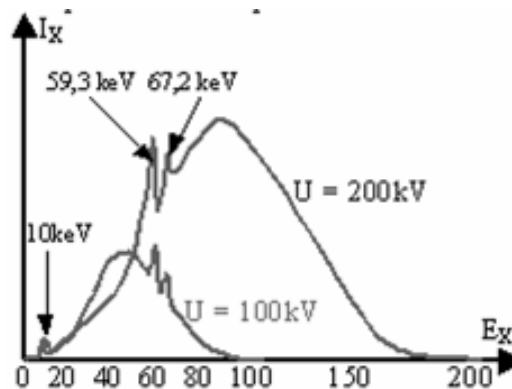
Tato interakce vede ke vzniku **brzdného záření**. Pronikne-li urychlený elektron až do blízkosti jádra atomu je zbrzděn a vychýlen ze své původní dráhy působením Coulombovskou silou v závislosti na atomovém čísle Z . Ztráta energie elektronu při průchodu kolem jádra je vyzářena ve formě fotonu brzdného záření. Jednotlivé elektrony pronikají různě blízko k jádrům atomů, čímž vznikají fotony různých vlnových délek a tedy i různých energií. Čímž blíže elektron pronikne do blízkosti jádra, tím tvrdší brzdné záření je produkováno. Nejkratší vlnové délky vznikají u elektronů, které pronikly až k jádru atomu a byly zabrzděny jednorázově. Výsledkem je spojité spektrum brzdného záření.

2.2 Interakce s obalovými elektrony

V důsledku interakce urychlených elektronů s elektrony na vnitřních slupkách atomu vzniká charakteristické rentgenové záření s čárovým spektrem. Urychlené elektrony excitují atomy anody uvolněním elektronů z obalu na vnitřních slupkách (K, L, M...). Prázdná místa jsou zaplněna elektrony z vyšších hladin (např. při přeskoku elektronů ze slupky L na uprázdněnou slupku K (K_α -série), popř. ze slupky M na L (L_α -série)). Rozdíl energií je vyzářen ve formě fotonů elektromagnetického záření - **charakteristického záření**. Energie a tedy i tvar spektra nezávisí na anodovém napětí (vyjma krajního případu - není-li E_0 větší než energie vazbová), ale je dána materiálem anody; pro nejčastěji používaný wolfram jsou to píky 59,3+67,2keV (a též pík L kolem 10keV). **Celkové spektrum rentgenového záření je dáno aditivní superpozicí charakteristického a brzdného záření.**



Obr. 2.2 Energetický pásmový model wolframu



Obr. 2.3 Spektrum rentgenového záření z rentgenky pro anodové napětí 100kV a 200kV

3. Zdroj rentgenového záření

Zdrojem rentgenového záření pro rtg zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka, rentgenová lampa či trubice (angl. X-ray tube). Princip je založen na žhavení katody, z níž jsou emitovány elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem urychlovány na energii $E = U \cdot e$, danou vysokým napětím U (tj. $E =$ cca 20-200keV). Po dopadu elektronů na anodu jsou prudce zabržděny, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na brzdné elektromagnetické záření. Anoda je zhotovena z materiálu s vysokým protonovým číslem (nejčastěji z wolframu). Účinnost přeměny na rtg záření je velmi nízká - jen asi 1% celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony rtg záření (platí pro energie v řádech stovek keV), zbytek (99 %) se mění v teplo (rotačně - vibrační kmity). Závislost energetického spektra na parametrech rentgenky ovlivňuje modulaci prostorové distribuce primárního parametru (lineárního součinitele zeslabení). Volba anodového napětí určuje intenzitu rtg záření (hustoty toku fotonů) úměrně s U_{ap}^2 viz. rov. (4), tvrdost spektra rtg záření úměrně s U_{ap} viz. rov. (3) a účinnost přeměny kinetické energie elektronu na rtg záření úměrně U_{ap} viz. rov. (5). Volbou anodového proudu se určuje intenzita rentgenového záření (úměrně I_a rov. (4)), viz [1].

$$\nu_o = \frac{eU_{ap}}{h} \quad \text{resp.} \quad \lambda_o = \frac{c}{\nu_o} = c \cdot \frac{h}{eU_{ap}}, \quad (3)$$

$$I = \int_{\lambda_o}^{\infty} I(\lambda) d\lambda \approx k \cdot I_a \cdot Z \cdot U_{ap}^2, \quad (4)$$

$$\eta = k \cdot U_{ap} \cdot Z. \quad (5)$$

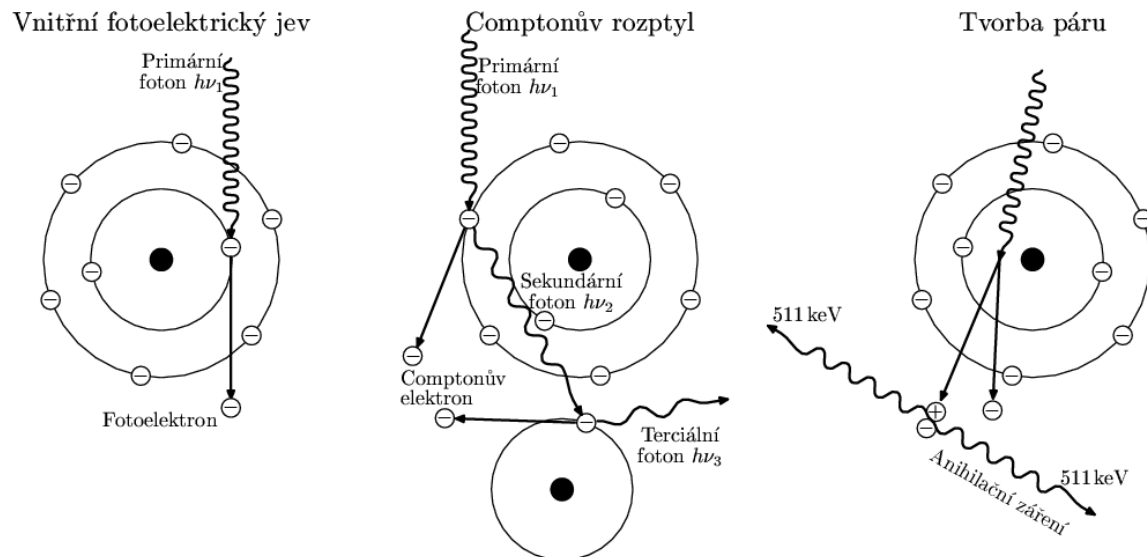
3.1 Prostorová modulace signálového radiačního toku

Obraz primárního parametrického pole je vytvářen v důsledku zeslabení rentgenového záření, procházející přes zobrazovanou strukturu. Modulace hustoty toku fotonů je ovlivňována čtyřmi jevy:

1. **Koherentní (Rayleighův) rozptyl** – nastává při nízké energii dopadajících fotonů. Během tohoto procesu interaguje nízkoenergetický foton s elektronovým obalem atomu jako celkem a předá mu svou veškerou energii. Důsledkem toho začnou všechny elektrony terčového atomu oscilovat se stejnou fází. Oscilující mrak

elektronů však téměř okamžitě vyzáří svou získanou energii ve formě fotonu. Ten má stejnou energii jako foton, který oscilaci vyvolal, avšak jeho směr je odlišný. Odlišnost směru se zvětšuje s klesající energií dopadajícího fotonu. Při této interakci není uvolněn žádný elektron z obalu atomu a nedochází tedy k jeho ionizaci.

2. **Vnitřní fotoelektrický jev** - fotoelektrický jev či fotoefekt je fyzikální jev, při němž jsou elektrony uvolňovány (vyzařovány, emitovány) z látky (nejčastěji z kovu) v důsledku absorpce elektromagnetického záření - fotonu. Tento jev se nejvíce vyskytuje u nízkých energií a prvků s vysokým atomovým číslem. Jedná se o interakci fotonu s elektronem vázaným v elektronovém obalu atomu. Foton při něm předá svou veškerou svou energii elektronu. Nejčastější interakce fotonu (který má dostatečnou energii) s elektronem na slupce K. Elektron je z atomového obalu uvolněn s energií rovnající se rozdílu energie dopadajícího fotonu a vazbové energie elektronu. Prázdné místo v elektronovém obalu je ihned obsazeno elektronem z vyšších slupek obalu. Přebytečná energie je vyzářena ve formě elektromagnetického záření – charakteristické rentgenové záření.
3. **Nekoherentní (Comptonův) rozptyl** - část energie fotonu rtg záření je předána slabě vázanému elektronu na vnější slupce atomu. Elektron je vyražen z obalu a atom je ionizován. Foton při této interakci ztratí pouze část své energie a dojde ke změně jeho dráhy šíření. Comptonův rozptyl se vyskytuje u prvků s nízkým atomovým číslem a při vysokých energiích rtg záření.
4. **Tvorba iontových párů** – při energiích fotonu vyšších než 1,022 MeV se může foton přeměnit na elektron a pozitron. Pozitron následně interaguje s elektronem, čímž vzniká anihilační záření (vznik dvou kvant) s energií 2 x 511 keV šířící se opačným směrem.



Obr. 3.1 Základní mechanismy interakce fotonů ionizujícího záření s hmotou. Vnitřní fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a tvorba iontových párů (převzato z [1])

Největší zastoupení mechanismů u rtg záření má vnitřní fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl.

4. Primární parametr projekčního rtg zobrazení

Pravděpodobnost interakce fotonu rtg záření s výše uvedenými jevy závisí na energii, protonovém čísle materiálu a jeho hustotě. Primárním parametrem, kterým se hodnotí zeslabení rtg záření v zobrazované scéně je **lineární součinitel zeslabení** μ (cm^{-1}) rov. (6). Pro daný materiál je definován poměrem $(dN/N)/dl$, kde dN/N reprezentuje množství částic, které dosáhnou při průchodu materiálem vzdálenosti dl (viz [1])

$$\mu = -\frac{1}{N} \frac{dN}{dl} \quad (6)$$

Lineární součinitel zeslabení se skládá ze tří složek rov. (7) - zeslabení fotoelektrickým jevem, zeslabení Comptonovým jevem a zeslabení tvorbou iontových párů

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa, \quad (7)$$

kde

- τ - zeslabení fotoelektrickým jevem,
- σ - zeslabení Comptonovým jevem,
- κ - zeslabení tvorbou iontových párů.

Tkáň	μ (cm^{-1}) pro 60 keV
Kost	0,528
Krev	0,208
Šedá hmota mozková	0,212
Bílá hmota mozková	0,213
Mozkomíšni mok	0,207
Voda	0,206
Tuková tkáň	0,185
Vzduch	0,0004

Tabulka 1: Hodnoty lineárního součinitele zeslabení μ (cm^{-1}) pro 60 keV pro dané tkáně

Lineární součinitel zeslabení závisí na atomovém čísle, hustotě prostředí a energii rtg záření (fotonů) μ (Z , ρ , E). Jestliže uvažujeme monoenergetické rtg záření, dochází při průchodu toku fotonů tloušťkou vrstvy k exponenciálnímu zeslabení. Při průchodu fotonového toku (fluence částic) I_0 homogenní vrstvou tloušťky x , lze výslednou intenzitu I vyjádřit vztahem. Viz [1], [2], [4] a [6].

$$I = I_0 e^{(-\mu \cdot x)}, \quad (8)$$

pro prostředí nehomogenní pak lze vztah modifikovat na

$$I = I_0 e^{\left[\int_0^D -\mu dx \right]}, \quad (9)$$

v diskrétné formě pak

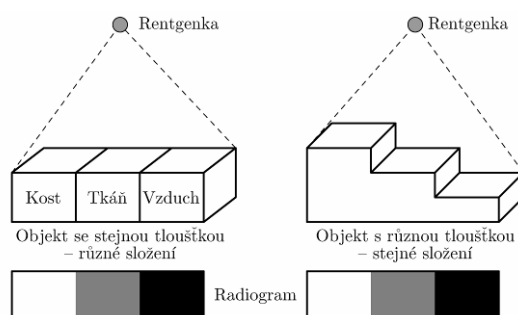
$$I = I_0 e^{-\left[\Delta x \sum_{i=1}^m \mu_i\right]}, \quad i = 1, 2, \dots, m, \quad (10)$$

kde jsou sčítány koeficienty zeslabení v daném směru v m-pixelech.

Ve skutečnosti má spektrum rtg záření spojitý charakter (je polyenergetické) a v důsledku energetické závislosti lineárního součinitele zeslabení dochází při průchodu scénou k posuvu těžiště spektra k vyšším energiím tzv. jev utvrzování svazku [2]. Tok hustoty fotonů (fluence) se tedy může měnit změnou hodnot dvou fyzikálních veličin:

- a) lineárního součinitele zeslabení a
- b) tloušťky vrstvy procházející svazek rtg záření.

Rtg zobrazení je tedy **dvojparametrické**, tzn. dvě různé scény se mohou jevit jako shodné. Shodného zobrazení se může dosáhnout se strukturou s různou hustotou tkáně (různý lineární součinitel) a strukturou stejné hustoty, ale různé tloušťky (viz obr. 4.1)

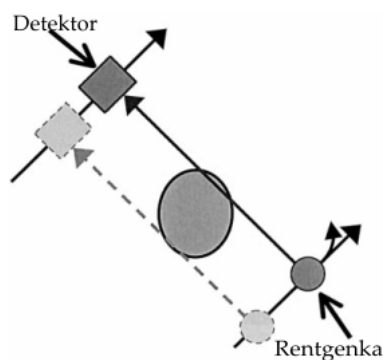


Obr. 4.1 Dvojparametričnost projekčního zobrazení (převzato z [2])

5. Technické principy CT

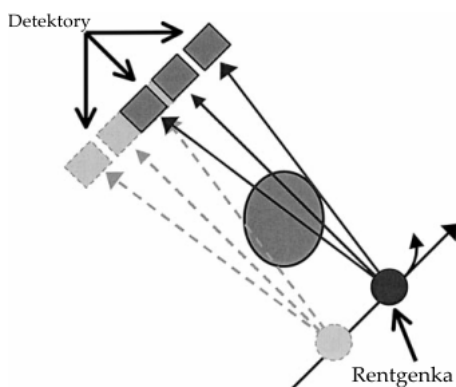
Z technického hlediska prodělaly CT RTG ZS přístroje od jejich prvního klinického použití

G. N. Hounsfieldem v roce 1972 několik „evolučních“ změn. V první generaci CT RTG ZS byl využíván tenký svazek rentgenového záření kolimovaný na jeden detektor. Jednotlivá projekce se získávala translací rentgenky spojené na detekčním rámu s detektorem přes vyšetřovaný objem. Poté se soustava rentgenka – detektor pootočila o příslušný úhlový inkrement a byla pořízena další projekce vyšetřovaného objemu (obr. 5.1).



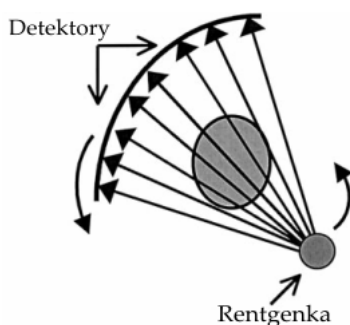
Obr. 5.1 Znárodnění funkce první generace CT (převzato z [15])

Tento postup bylo potřeba opakovat, dokud nebyly sejmuty všechny projekce pro celý vyšetřovaný objem. Ve snaze urychlit zdlouhavé vyšetření s CT RTG ZS první generace byly do praxe zavedeny CT RTG ZS přístroje druhé generace (obr. 5.2). Tyto přístroje využívaly rovněž translace rentgenky a tentokrát již většího množství detektorů. Používaný tvar svazku se změnil z velmi tenkého na částečně vějířovitý. Nadále však bylo třeba po získání jedné projekce pomocí translace pootočit soustavu rentgenka-detektory.



Obr. 5.2 Znárodnění funkce druhé generace CT (převzato z [15])

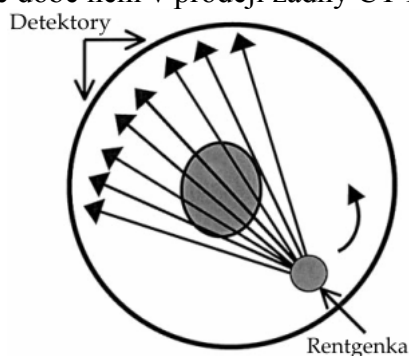
K dalšímu zkrácení vyšetření došlo po zavedení třetí generace CT RTG ZS přístrojů. Tyto již pracovaly s vějířovitým svazkem, který byl schopen obsáhnout celý vyšetřovaný objem, čímž odpadla nutnost translacního pohybu detektorů. Naproti rentgenke byla na společné rotační ose soustava detektorů uspořádaná do oblouku (obr. 5.3). Během vyšetření celý systém rentgenka – detektory rotoval okolo pacienta a jednotlivé projekce byly získávány buď pulsací rentgenového svazku nebo velmi rychlým vzorkováním signálu detektorů. Doba potřebná k získání projekcí v rozsahu 0° až 360° se postupně zkracovala. Díky pozdějšímu zavedení technologie slip-ring umožňující kontinuální rotaci rentgenky s detektory dosahují dnešní CT RTG ZS pracující na tomto principu doby rotace kolem 0,5 s.



Obr. 5.3 Znárodnění funkce třetí generace CT (převzato z [15])

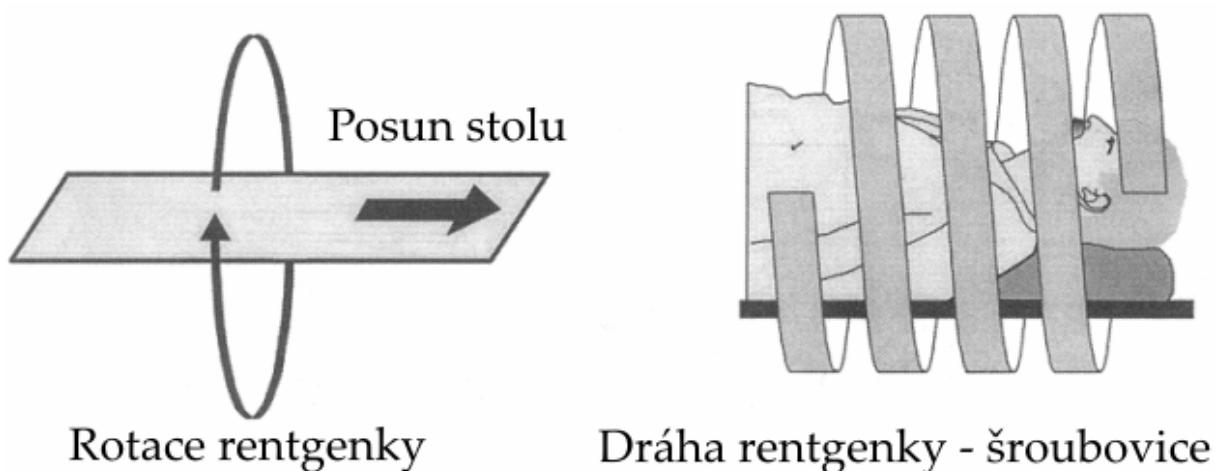
Téměř současně s třetí generací CT RTG ZS přístrojů byla uvedena generace čtvrtá (obr. 5.4). Rovněž zde byla eliminována nutnost používat translaci detektorů. Základem této generace přístrojů byla rotující rentgenka a stabilní prstenec detektorů po celém obvodu dráhy rotace rentgenky. V době svého vzniku byly časy potřebné k získání projekcí v rozsahu 0° až 360° obdobné jako u generace třetí. Nevýhodou čtvrté generace však bylo to, že větší část detektorů byla v každém okamžiku mimo rentgenový svazek, problémy rovněž způsobovalo i

složitější mechanické vyvážení rotující části systému. Tato vývojová větev CT RTG ZS se ukázala jako slepá a v současné době není v prodeji žádný CT RTG ZS čtvrté generace.



Obr. 5.4 Znáznornění funkce čtvrté generace CT (převzato z [15])

Z třetí generace CT RTG ZS přístrojů se vyvinula nová kategorie CT RTG ZS přístrojů – tzv. helikální nebo též spirální CT. Tento název přístroje získaly díky tvaru trajektorie rentgenky nad pacientem. Během vyšetření rentgenka kontinuálně rotuje kolem své osy a zároveň dochází k posouvání stolu s pacientem. Výsledná dráha rentgenky tvoří prostorovou křivku šroubovici (latinsky helix) jak je znázorněno na obr. 5.5. Vývoj helikálních CT RTG ZS přístrojů započal u jednovrstvého (single-slice) helikálního CT RTG ZS a v současné době pokračuje vývojem stále výkonnějších vícevrstevných (multi-slice) helikálních CT RTG ZS.



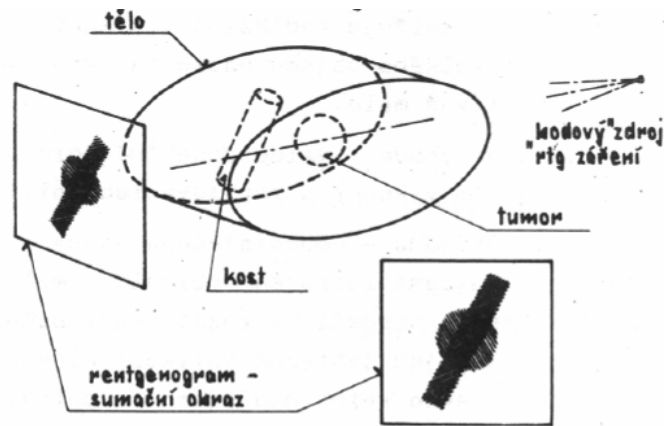
Obr. 5.5 Dráha rentgenky nad pacientem (převzato z [15])

Bližší informace o vývoji CT RTG ZS nalezneme viz [2] a [4].

6. Odlišnosti konvenční RTG ZS a CT RTG ZS

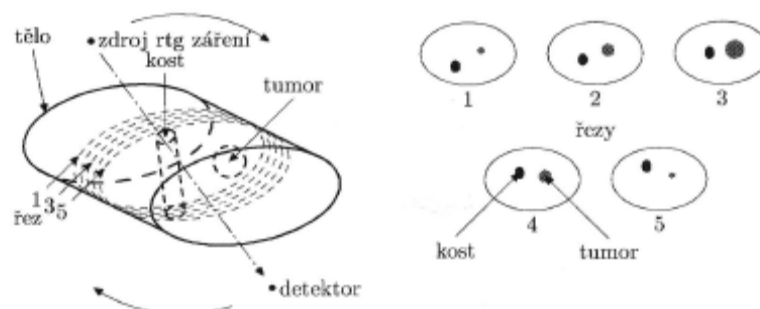
Základním rozdílem konvenčních RTG ZS proti CT RTG ZS je v dosažení akvizčního kontrastu. Rozdílnost spočívá v pořízení obrazu zobrazované scény. Konvenční RTG ZS vytváří z trojrozměrné distribuce primárního parametru pouze dvourozměrný obraz (sumační), čímž dochází ke ztrátě třetího rozměru (hloubky). Objekty uložené v několika rovinách nad sebou jsou superponovány do 2D obrazu (chybí informace o třetím rozměru), dochází tak k překryvu jednotlivých struktur uložených v různých hloubkách a následkem toho ke snížení kontrastu a částečnému zkeslení obrazové informace (obr. 6.1). Další

nevýhodou je i malá detekční účinnost a citlivost těchto systémů spojená s nízkým poměrem signál-šum, což vede k nízké energetické (kontrastní) rozlišovací schopnosti (nízkokontrastní rozlišení). Velká dynamika změny primárního pole je promítnuta do malé dynamiky změny výsledného pole. Poslední hlavní nevýhodou konvenčních RTG ZS je již výše zmiňovaná dvojparametričnost viz [2].



Obr. 6.1 Princip projekčního zobrazení (převzato z [2])

Nevýhody konvenčních systémů řeší systém tomografický CT RTG ZS. Rentgenová výpočetní tomografie vytváří výsledný obraz primární scény jako sérii tomografických řezů (obrazů). Snímání scény spočívá v sejmutí jednotlivých projekcí v různých úhlech polohy soustavy rentgenka – detektor v rozsahu 0-180 nebo 0-360 stupňů. Jednotlivé projekce jsou získány měřením zeslabení toku fotonů rtg záření tužkovým kolimovaným svazkem popř. vějířovým svazkem u MTSC (paprskovým integrálem) podél celé projekce. Soubor projekcí je dále využit pro rekonstrukci obrazu pomocí matematických metod (viz dále). Mezi výhody proti konvenční RTG ZS patří zejména zlepšení poměru signál-šum, dále **podstatně vyšší akviziční kontrast**. Na základě projekcí z různých úhlů je možné s použitím rekonstrukčních algoritmů vytvořit obraz předmětu v trojrozměrném zobrazení a získat tak komplexní pohled na struktury v různých hloubkách, které nejsou mezi sebou ovlivněny. 3D zobrazení umožňuje náhled zobrazovaného objektu v jakékoliv rovině (transverzální, sagitální, koronární).



Obr. 6.2 Zobrazení pomocí výpočetní tomografie (převzato z [2])

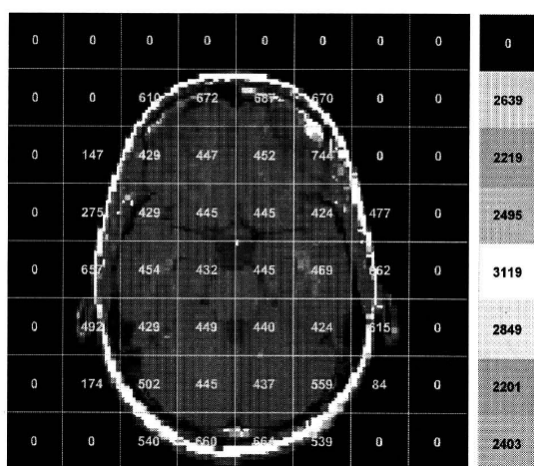
7. Akviziční kontrast

Rozdíl mezi projekčním a rekonstrukčním zobrazením je mimo jiné i v akvizičním kontrastu. Při konvenčním zobrazení je kontrast mezi dvěma sousedními pixely dán stupněm odlišnosti zeslabení rtg záření na dráze odpovídajících sousedních paprsků vymezených

velikostí pixelů a vzdáleností rentgenka-obrazový detektor. **Maximální kontrast konvenčních RTG ZS je dán nejmenší a největší hodnotou paprskových integrálů ve snímané scéně [2].** Maximální akviziční kontrast při rekonstrukčním zobrazení u CT RTG ZS je dán skutečným maximálním stupněm odlišnosti zeslabení rtg záření ve dvou voxidech snímané scény. Nepochází zde k ovlivnění zeslabení rtg záření mezi jednotlivými strukturami ležícími pod sebou. Zeslabení u CT RTG ZS ve voxidech je počítán metodami rekonstrukce obrazu z projekcí. Kontrast není na rozdíl u projekčního zobrazení ovlivněn tloušťkou vrstvy, kterou prochází rtg záření [2]. Jeho standardní definice kontrastu je (viz také [1])

$$K = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MAX} + L_{MIN}} \cdot 100 [\%], \quad (11)$$

kde L_{MAX} je maximální hodnota zeslabení a L_{MIN} je minimální hodnota zeslabení nacházející se v obraze.



Příklad:

Kontrast sumačního obrazu

$$K = \frac{3119 - 2201}{3119 + 2201} \cdot 100 = 17 \%$$

Kontrast rekonstruovaného obrazu CT RTG ZS

$$K = \frac{744 - 84}{744 + 84} \cdot 100 = 80 \%$$

Obr. 7.1 Akviziční kontrast – hodnoty CT jednotek v jednotlivých voxidech (vpravo), hodnoty paprskových průmětu sumačního obrazu (vlevo), (převzato z [2]).

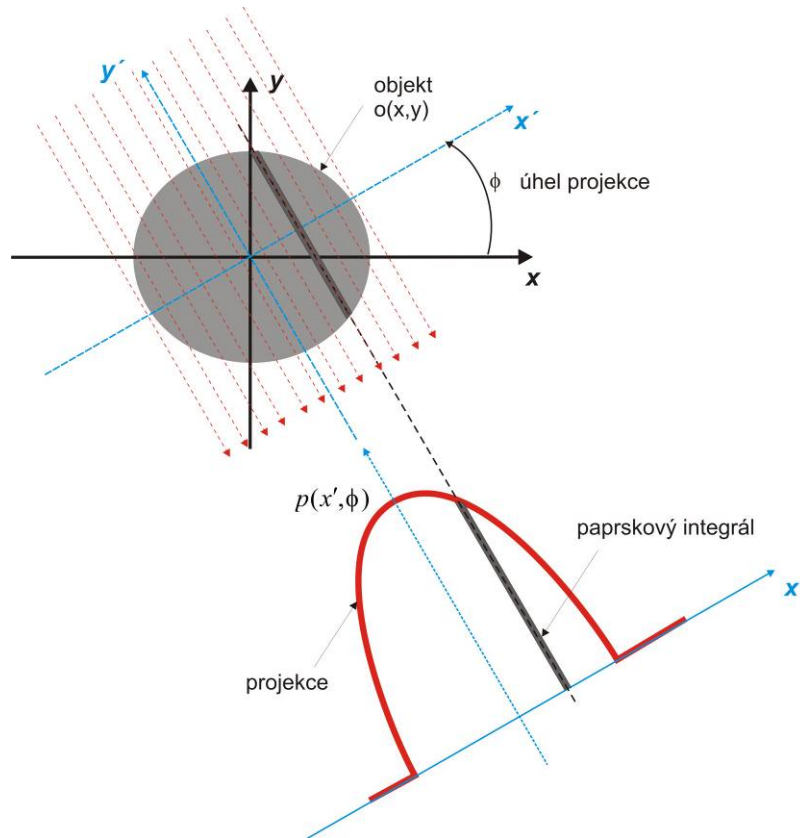
8. Základní principy rekonstrukce obrazu

Jak již bylo uvedeno výše, tomografický obraz vzniká rekonstrukcí z jednotlivých projekcí pořízených v různých úhlech vzhledem k objektu. Každé tomografické rovině rekonstruovaného obrazu přísluší soubor jednotlivých projekcí snímaný pod různými úhly. Existuje několik rekonstrukčních algoritmů, kterými můžeme získat požadovaný rekonstruovaný obraz a to:

1. Zpětná projekce
2. Filtrovaná zpětná projekce (Inverzní Radonova transformace)
3. Fourierova rekonstrukce
4. Iterativní rekonstrukce –ART

8.1 Projekce a Radonova transformace

Projekcí daného úhlu $p(x', \phi)$ zobrazovaného objektu $o(x, y)$ rozumíme soubor paprskových integrálů získaný z jednoho směru snímání. **Paprskový integrál** reprezentuje celkové zeslabení toku fotonů rtg záření měřený ve sloupci tkáně y' v daných pozicích osy x' (obr. 8.1).



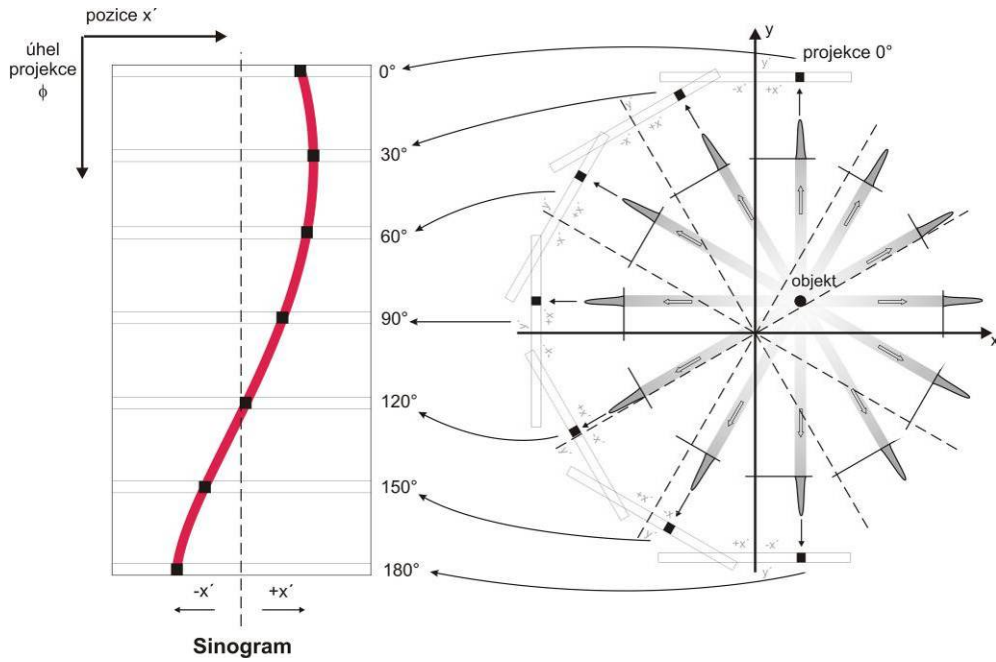
Obr. 8.1 Projekce, paprskový integrál

Jednotlivé projekce jsou ukládány do vymezené oblasti nazývané Radonův prostor. **Radonovou transformací** rozumíme postupné naplnění Radonova prostoru souborem projekcí snímaných pod měnícími se úhly ϕ . Radonův prostor je v podstatě obrazová matice $f(x, y)$, kde osa x reprezentuje jasovou výchylku (velikost hodnoty pixelu) příslušné projekce v místě měření vzdálené od středu osy x' , osa y představuje úhel pořízené projekce – vzniklý obraz se nazývá **sinogram**. Sinogram (Radonův prostor) slouží jako dočasné úložiště dat pro následnou rekonstrukci obrazu. Matematicky lze Radonovu transformaci ve spojitém tvaru zapsat (viz [2]):

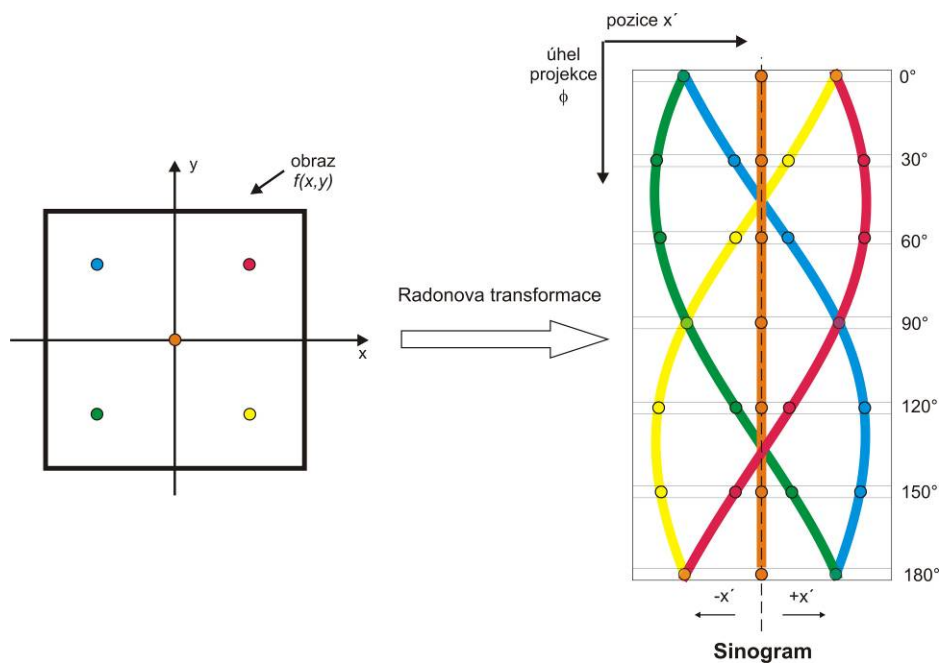
$$p_\phi(x') \equiv p(x', \phi) \equiv R[o(x, y)], \quad (12)$$

kde $R[o(x, y)]$ je Radonův operátor

$$R[o(x, y)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} o(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} o(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) dy'. \quad (13)$$



Obr. 8.2 Vznik sinogramu ze souboru projekcí

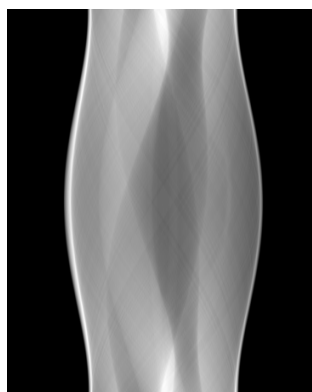


Obr. 8.3 Radonova transformace

Radonova transformace se provádí obvykle pro projekce snímané v úhlech $0 - 180$ stupňů $\langle 0, \pi \rangle$ nebo $0 - 360$ $\langle 0, 2\pi \rangle$. Ve větším rozsahu nemá význam projekce snímat, neboť projekce jsou periodické s periodou 2π . Na obr. 8.3 je ilustrován sinogram obrazu z 5-ti body různě rozmístěnými v matici obrazu. Na obrázku níže je znázorněn Shepp-Loganův fantom (obr. 8.4) a jeho sinogram (obr. 8.5) z pořízený CT přístrojem.



Obr. 8.4 Sheep-Logan fantom



Obr. 8.5 Radonova transformace Sheep-Loganova fantomu

8.2 Prostá zpětná projekce (SBP)

SBP (Simple Back Projection) je nejjednodušší metoda rekonstrukce obrazu. Využívá zpětného promítání jednotlivých projekcí z Radonova prostoru do prázdného prostoru (matice) pod úhlem pod němž vznikla ve směru nebo v protisměru. Prostým sečtením těchto prostorů (matic) získáme rekonstruovaný obraz. Ve spojitém tvaru lze matematický zápis vyjádřit

$$\hat{o}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} p_{\phi}(x \cdot \cos \phi + y \cdot \sin \phi) d\phi, \quad (14)$$

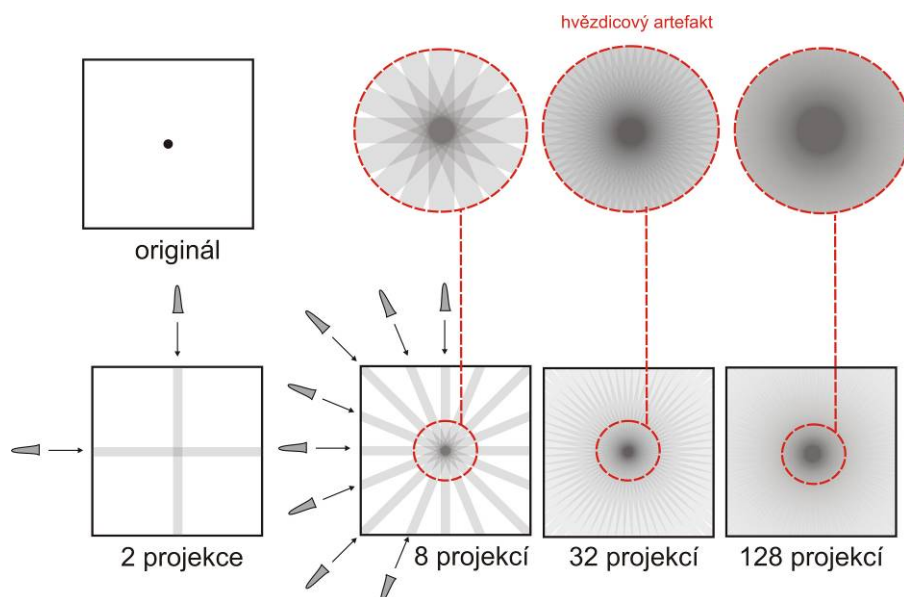
diskrétním tvaru pak

$$\hat{o}(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p(x \cdot \cos \phi_i + y \cdot \sin \phi_i, \phi_i), \quad (15)$$

kde $\hat{o}(x, y)$ je 2D obrazová funkce (rekonstruovaný obraz), N je počet projekcí a ϕ_i je úhel i -té projekce (viz [2], [5]).

Nevýhodou metody je jednak zvýšené pozadí a značné rozostření (zkreslení) obrazu, které je způsobeno promítáním jednotlivých projekcí přes celou oblast matice v daném směru označované jako **hvězdicový artefakt**. Hvězdicový artefakt lze minimalizovat vyšším počtem promítaných projekcí, avšak nelze ho odstranit dokonale. Na obrázku níže (obr. 8.6) je znázorněn postup při vytváření rekonstruovaného obrazu, kde je hvězdicový artefakt nejvíce zřetelný při malém počtu projekcí, při vyšším počtu projekcí je méně znatelný, přesto je obraz značně rozostřený.

Tato metoda se v praxi nevyužívá a její význam je pouze teoretický, avšak je základem pro další metodu - filtrovanou zpětnou projekci (Filtered Back Projection) nazývanou též inverzní Radonova transformace. FBP umožňuje zvýraznění hran (detailů) objektů v obraze vhodným „ostřicím“ filtrem, čímž se eliminuje hvězdicový artefakt (viz dále).

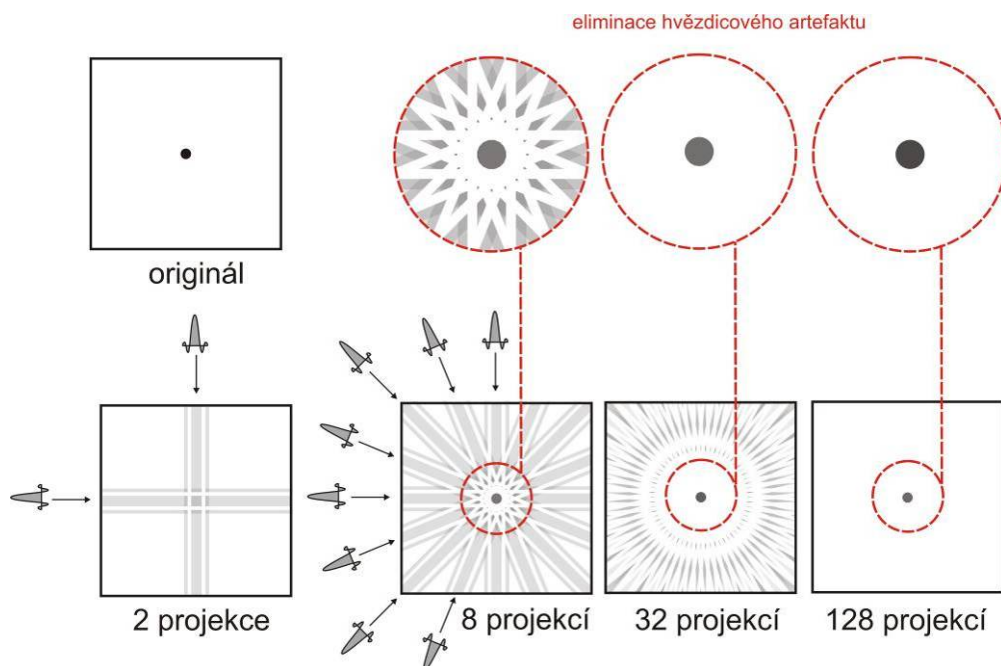


Obr. 8.6 Princip prosté zpětné projekce a vliv rekonstruovaného obrazu na počet projekcí

8.3 Filtrovaná zpětná projekce (FBP) – inverzní Radonova transformace

Jak již bylo výše zmíněno, metoda navazuje na SBP, odstraňuje však nevýhody prosté zpětné projekce. Odlišnost od předchozí metody spočívá v použití inverzní přenosové funkce H - filtru, kterým korigujeme zkreslení způsobené SBP. Hlavní úlohou filtru je minimalizovat zkreslení, zvýraznit detail (hran), zvýšit kontrast obrazu (obr. 8.7) avšak za cenu vyšší přítomnosti šumu. Filtr použitý při této metodě se nazývá **filtr ramp**.

Základním problémem filtru je jeho přenosová charakteristika, která narůstá do nekonečna se zvyšující se prostorovou frekvencí, což je fyzikálně nerealizovatelné. Proto se využívá pouze jeho aproximace a bývá často kombinován s uživatelským filtrem. Existuje celá řada modifikací ramp filtrů, mezi nejznámější patří Ramp-Lak, Sheep-Logan, Hamming filtr (obr. 8.8) aj.



Obr. 8.7 Princip filtrované zpětné projekce a vliv rekonstruovaného obrazu na počet projekcí

Filtrace projekcí je obvykle prováděna v prostorové oblasti, avšak je možné filtrovat i ve frekvenční doméně. Oběma metodami dostaneme naprosto shodný výsledek, jsou tedy revizibilní. Operace při níž filtrujeme příslušné projekce vybraným filtrem v prostorové oblasti nazýváme **konvoluce**, naproti tomu ve frekvenční doméně je to **násobení spekter filtru a obrazu**.

Konvoluce se používá při studiu odezvy systémů na libovolný signál $f(x)$, známe-li impulsní odezvu systému $h(x)$. Výstup $g(x)$ je pak dán pomocí sumy.

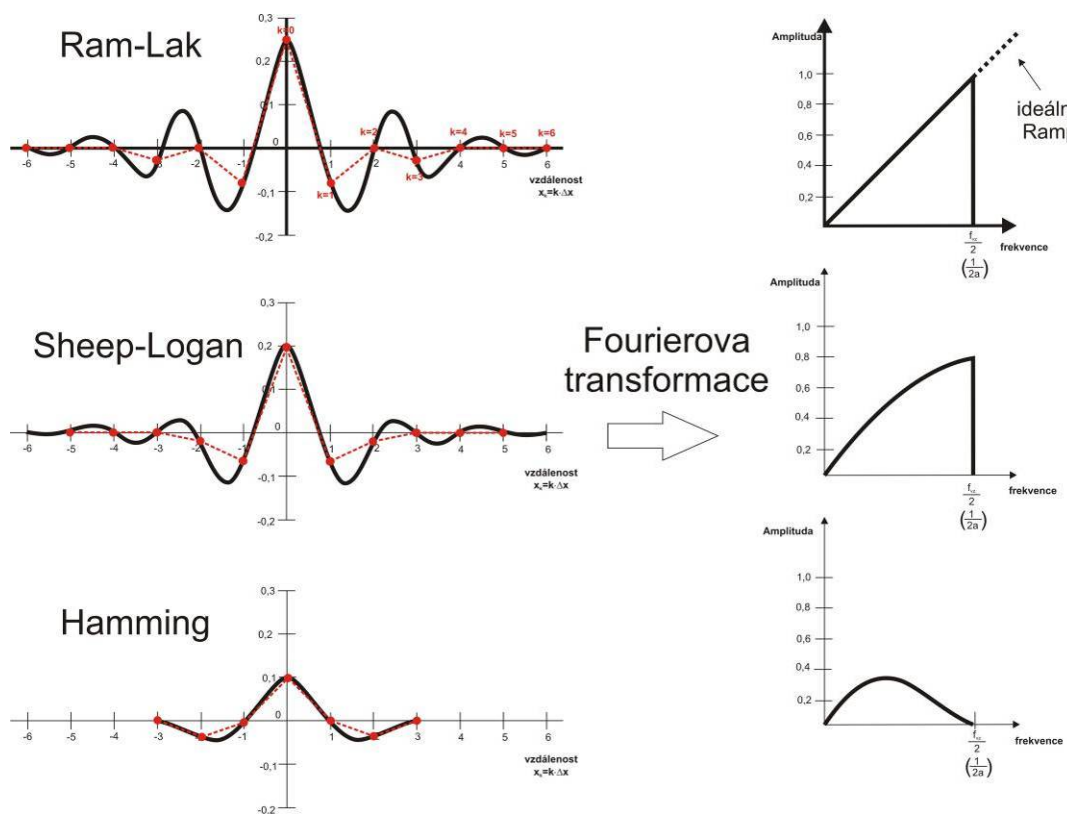
Při 1D konvoluci se vstupní signál $f(x)$ transformuje za pomoci konvolučního jádra $h(x)$ na výsledný signál $g(x)$ (pro 2D signál - vstupní signál $f(x,y)$, konvoluční jádro $h(x,y)$, výstupní signál $g(x,y)$). Pro spojitý signál můžeme zapsat vztah (viz [2], [4],[5])

$$g(x) = f(x) * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\alpha) \cdot g(x - \alpha) d\alpha, \quad (16)$$

v diskrétní podobě

$$g(x) = f(x) * h(x) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} f(j) \cdot h(x - j). \quad (17)$$

Postup konvoluce jedné projekce s konvolučním jádrem filtru ramp je znázorněn na obr.8.9.



Obr. 8.8 Impulsní a spektrální charakteristiky RAMP filtrů

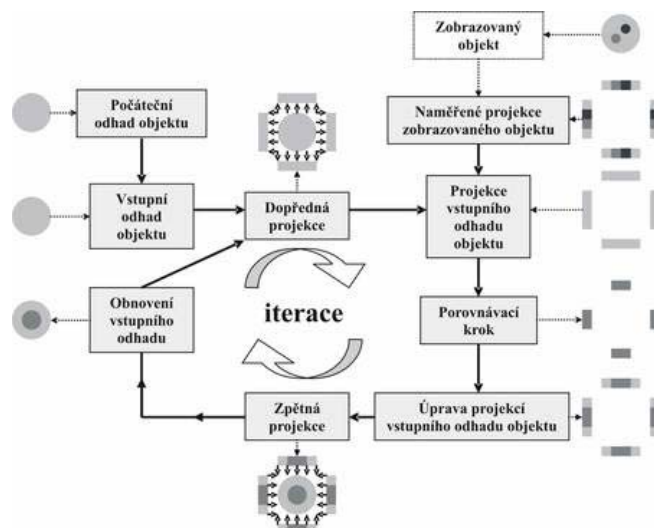
3. 2D spektrum je převedeno z polárních do kartézských souřadnic (převzorkování je možné provést také až v rekonstruovaném obraze).
4. Zpětnou 2D Fourierovou transformací obdržíme rekonstruovaný obraz rov. (18) (viz [2], [5]),

$$\hat{o}(x, y) = F_{2D}^{-1}[O(w_x, w_y)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} O(w_x, w_y) e^{j(xw_x + yw_y)} dw_x dw_y = \hat{o}(r, \phi) dt . \quad (18)$$

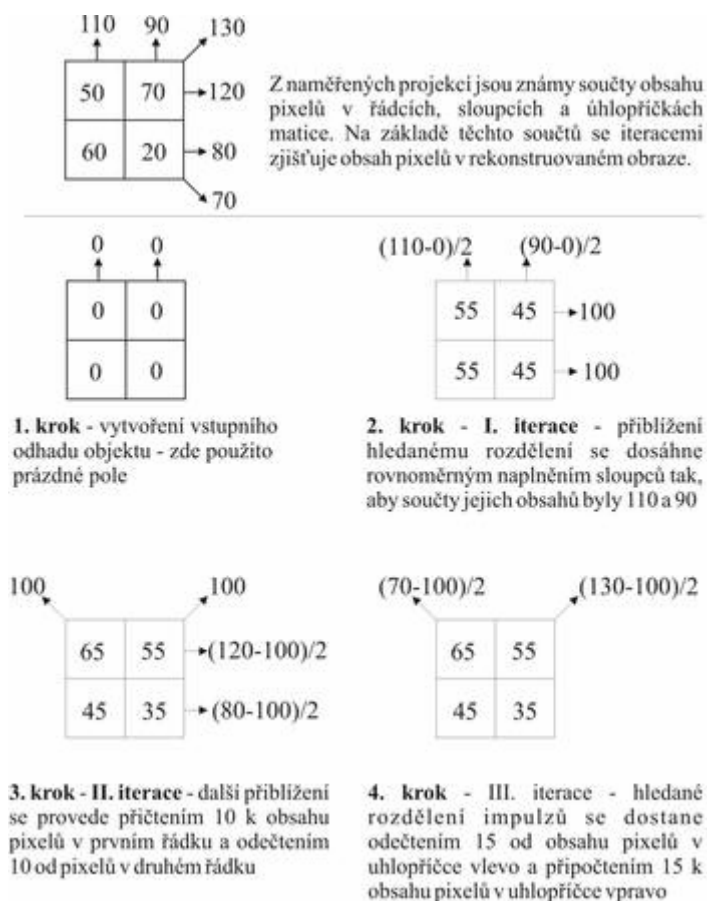
8.5 Algebraická rekonstrukce (ART)

Iterativní metoda je matematický postup založený na hledání nejvěrnějšího obrazu postupnými aproximacemi výchozího odhadu. Základem je aplikování korekcí na libovolné počáteční hodnoty denzit objemových elementů (voxelů) tak, abychom dosáhli shody s naměřenými daty (projekcemi). Celý postup provádíme tak dlouho, dokud není dosaženo požadované přesnosti. Výhoda ART metody proti FBP je, že je možné lépe modelovat fyzikální podstatu zobrazování (zeslabení, rozlišení, šum). Dále umožňuje lépe pracovat s jednotlivými případy naměřených dat (oříznutí projekcí, tomografie pod omezeným úhlem). Některé algoritmy ART poskytují lepší šumové textury (rozdílný typ a korelace šumu). Taktéž výskyt hvězdicového artefaktu, který je částečně přítomen u FBP, nenalezneme u ART. Iterativní rekonstrukce obsahuje několik modelů: model obrazu, model systému a model dat. Díky těmto modelům lze poměrně snadno vzít do úvahy vliv statistických fluktuací, zeslabení, rozptyl apod., což FBP neumožňuje. Nastavení iterativní rekonstrukce poskytující dobrou kvalitu obrazu u jednoho přístroje není však obecně přenosné na jiný přístroj tak, aby byla zachována stejná kvalita zrekonstruovaného obrazu.

Jako výchozí odhad může sloužit obraz získaný filtrovanou zpětnou projekcí nebo prázdné pole. Dopřednou projekcí je tento výchozí odhad rozložen na jednotlivé projekce. Ty jsou porovnány s naměřenými projekcemi. Získané korekční faktory jsou aplikovány na projekce výchozího odhadu a z těch je zpětnou projekcí zrekonstruován nový obraz objektu. Ten slouží jako vstupní odhad do dalšího iteračního cyklu.



Obr. 8.11 Schématický digram ART rekonstrukce (převzato z [17])



Obr. 8.12 Princip ART rekonstrukce (převzato z [17])

Podle tohoto zjednodušeného obrázku probíhá iterativní rekonstrukce v několika krocích:

1. volba nulté aproximace - obraz získaný pomocí FBP nebo jen prázdné pole,
2. porovnání matematicky simulovaných (dopřednou projekcí) projekcí obrazu z kroku 1 se skutečně nasnímanými projekcemi zobrazované oblasti pod jednotlivými úhly a stanovení příslušné odchylky pro jednotlivé pixely obrazu,
3. na základě porovnání v kroku 2 se podle zjištěných diferencí se opraví obraz a získá se první aproximace,
4. kroky 2 a 3 se cyklicky opakují a výsledný obraz se postupně zpřesňuje.

Díky velké flexibilitě je iterativní rekonstrukce schopná poskytnout lepší výsledky než filtrovaná zpětná projekce, avšak míra tohoto zlepšení velmi závisí na statistice dat vytvářejících obraz. Volba příliš malého množství iterací (nebo efektivních iterací) může vést k obrazům se špatným kontrastem (zvláště u objektů menších rozměrů). Naopak příliš velké množství efektivních iterací může zesílit vliv šumu v obraze.

Existují dva základní typy ART metody:

1. aditivní

$$f_{ij}^l = f_{ij}^{l-1} + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N f_{ij}^{l-1}}{N}, \quad (19)$$

2. multiplikativní

$$f_{ij}^l = f_{ij}^{l-1} \cdot \frac{g_j}{\sum_{i=1}^N f_{ij}^{l-1}}, \quad (20)$$

kde

f_{ij}^l je odhad i -tého voxelu podél j -tého paprsku během l -té iterace,

g_j je skutečný paprskový součet podél j -tého paprsku,

N - počet objemových elementů (voxelů) podél j -tého paprsku.

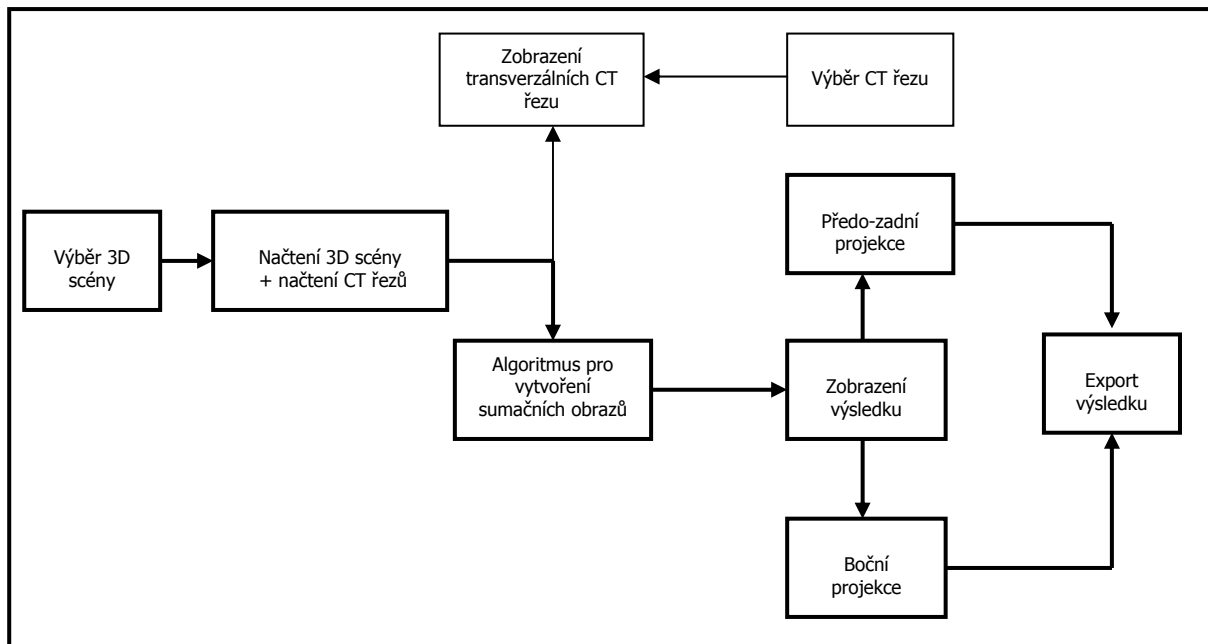
Bližší informace nalezneme v [5], [14]).

9. Řešení programu - popis jednotlivých bloků

Cílem diplomové práce bylo vypracovat program v prostředí MATLAB jako laboratorní úlohu, který by umožňoval modelovat proces projekčního a projekčně – rekonstrukčního zobrazení s přihlédnutím na různé faktory, které proces ovlivňují. Hlavní částí úlohy bylo porovnání dosažitelného akvizičního kontrastu mezi projekčním zobrazení, tedy konvenčním RTG ZS a tomografickým zobrazovacím systémem CT RTG ZS v závislosti na vlastnostech scény a na akvizičních případně rekonstrukčních parametrech. Mimo tuto hlavní část jsou součástí programu i úlohy zabývající se hodnocením kvality CT RTG ZS a modelováním projekčního zobrazení s použitím reálných obrazových dat sloužící jako demonstrační prezentace. Obsahem této kapitoly bude podrobný popis řešení jednotlivých bloků programu. Níže je uveden přehled bloků se stručným komentářem.

1. **Projekční zobrazení** - umožňuje simulovat zjednodušený model konvenčního RTG ZS, na základě zvolené scény.
2. **Projekčně – rekonstrukční zobrazení** – modeluje proces sběru a rekonstrukce obrazových dat u CT RTG ZS. Tento blok je součástí i následujících úloh.
3. **Hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v rekonstruovaném obraze** – provádí kvantitativní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v rekonstruovaném obraze.
4. **Hodnocení závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu** – hodnotí se závislost kontrastu na velikosti léze v rekonstruovaném obraze při definovaných akvizičních a rekonstrukčních parametrech.
5. **Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení** – hlavní úloha DP. Porovnává se akviziční kontrast sumačního a rekonstruovaného obrazu při jmenovitém kontrastu scény při různých akvizičních a rekonstrukčních parametrech.

9.1 Blok „Projekční zobrazení“



Obr. 9.1 Ideové schéma bloku „Projekční zobrazení“

Obr. 9.1 ukazuje ideové schéma velmi zjednodušeného modelu konvenčního RTG ZS. Slouží jako ukázková prezentace procesu projekčního zobrazení, při kterém jsou využívána reálná obrazová data (CT tomografické řezy pacienta).

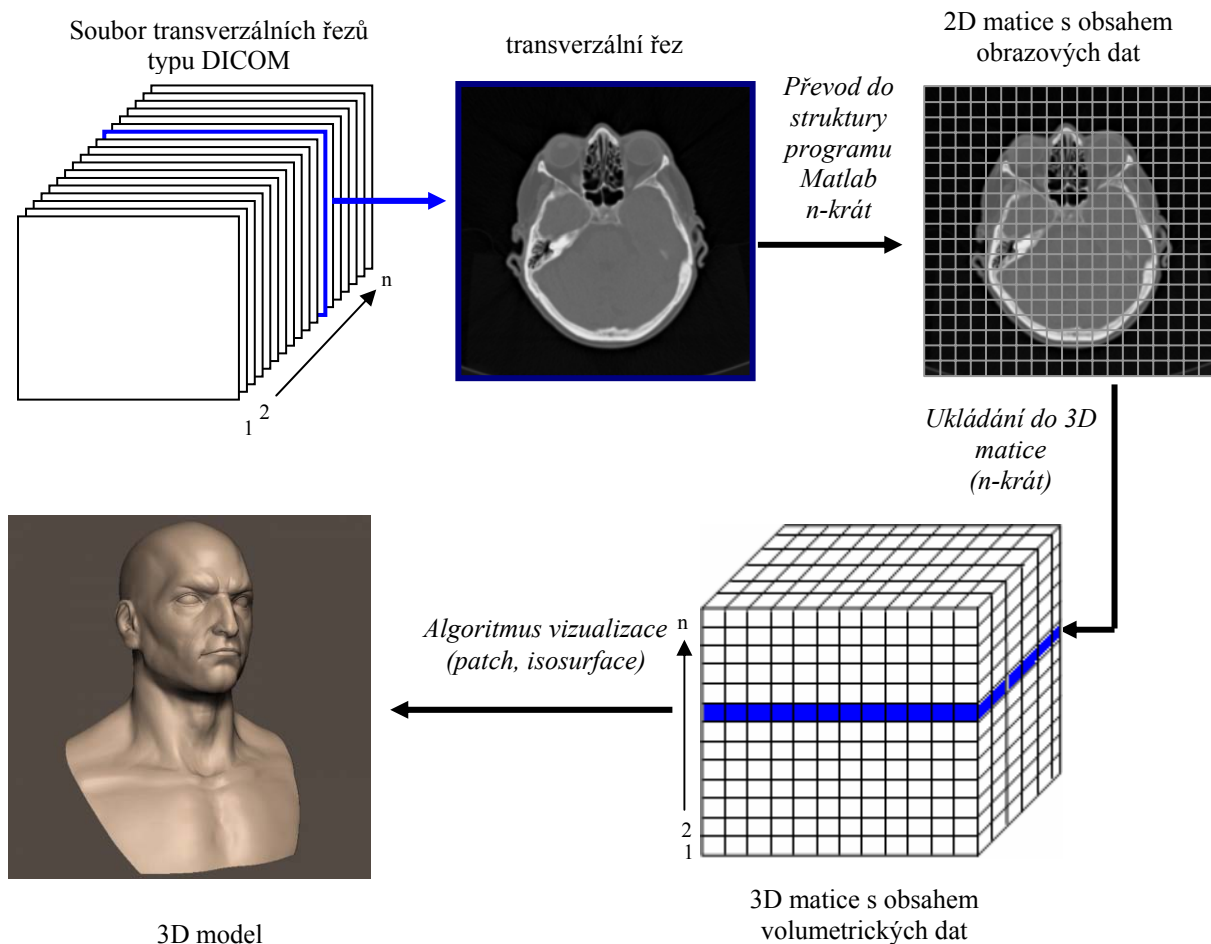
Program obsahuje databázi několika modelů různých partií lidského těla. Každý model zahrnuje sadu transverzálních řezů ve formátu DICOM. Sestavení trojrozměrného modelu vyžaduje použití dostatečného množství tomografických řezů ve vhodném vzdálenosti od sebe v podélné ose a současně aplikování vhodného algoritmu pro jeho grafické vykreslení. Realizace v prostředí Matlab je následující: každý tomografický řez je ukládán do dvourozměrné matice, které jsou pak vkládány v předem stanoveném pořadí do deklarované trojrozměrné matice. Výsledkem je voxelová síť reprezentující volumetrický model. Tento postup je znázorněn na obr. 9.2.

O vizuální stránku se stará vestavěná knihovna (Toolbox) *3-D Visualization-Volume Visualization*, která obsahuje sadu skriptů pro vizualizaci dat.

Jednou z funkcí, která je při vizualizaci použita je funkce **patch**. *Patch* je grafická tzv. low-level funkce, vytvářející objekty *patch*, která není použita přímo, ale ve spojení s jinou funkcí – **isosurface** (viz dále). Příkaz `Patch(x, y, z, c)` vytváří objekt *patch* v souřadnicích 3D. Za dvojicemi x, y (pro 3D za trojicemi x, y, z) mohou následovat dvojice parametrů *PropertyName/PropertyValue*, které určují další vlastnosti objektu *patch*. Jednou z použitých vlastností je *Facecolor*, která definuje barvu čela objektu a *EdgeColor* specifikující barvu hrany objektu *patch*. Dalšími vlastnostmi, které upravují vzhled jsou *Lighting* (osvětluje objekt), *Material* (definuje typ materiálu povrchu objektu), *Camlight* (směr osvětlení) a *Shading* – stínování atd...

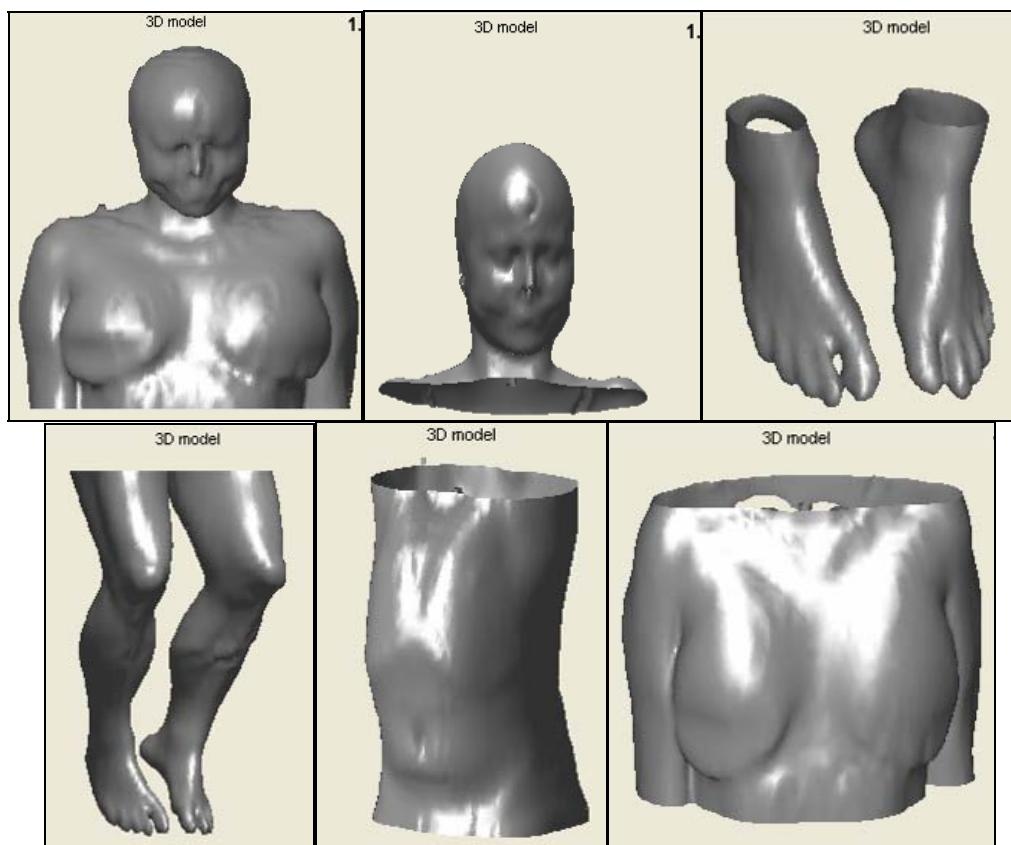
Funkce **isosurface** slouží pro definování tzv. izoplochy. Umožňuje použití pro mnoho účelů, například při tvorbě objektů vytvořených z poréznych materiálů (použití šumových funkcí), vytváření povrchů modulovaných nějakou další funkcí (hrboly, vlnky) atd. Funkce vyžaduje specifikovat takzvanou prahovou hodnotu (threshold), pomocí něž se ze všech bodů vyberou ty, které na isoploše leží – v podstatě se prahovou hodnotou vybírá některá ekvipotenciální plocha. Změnou prahové hodnoty se do značné míry dá ovlivňovat tvar

výsledné isoplochy. Prahování je jednoduchá metoda segmentace, v našem případě se jedná o segmentaci volumetrických dat. Prahováním volumetrických dat izolujeme ty části dat, jejichž hodnota je větší (popř. menší) než hodnota prahu. Jednou z možností jak zobrazit takovou segmentaci je zobrazení iso-plochy ve 3D (nebo pro 2D případ iso-čáry ve 2D). Tyto plochy (nebo křivky) spojují body se stejnou hodnotou zkoumané veličiny (prahová hodnota) a tím oddělují jednotlivé podmnožiny získané prahováním. Ze vzhledu iso-ploch (nebo iso-čar) vidíme určitou část informace obsažené ve volumetrických datech. Iso-plocha ve 3D je ekvivalentem iso-čáry, nebo-li vrstevnice ve 2D.



Obr. 9.2 Ilustrace postupu vytváření 3D modelu

Na obr. 9.3 jsou ilustrovány některé modely vytvořené v prostředí Matlab s využitím souboru transverzálních řezů a použitých výše popsaných funkcí. Po vygenerování vybraného modelu program umožňuje pomocí posuvného jezdce náhled na transverzální řezy obsažené v trojrozměrném modelu.



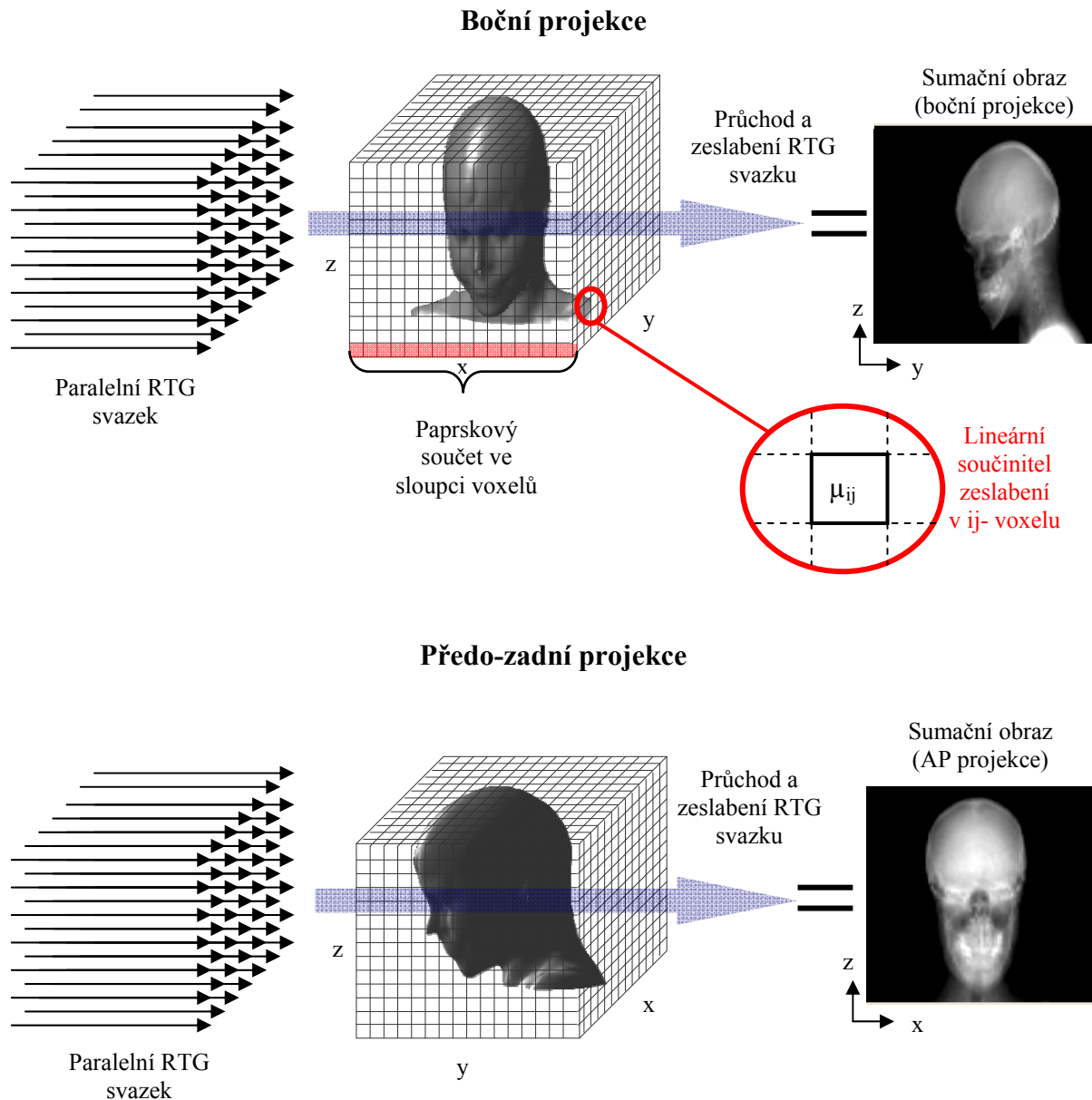
Obr. 9.3 Programem vytvořené modely v prostředí Matlab na základě CT tomografických řezů

9.1.1 Vznik projekcí – sumační obraz

Při projekčním zobrazení jsou vytvořeny dva sumační obrazy - **projekce předozadní AP** (v rovině x,z) a **projekce boční – laterální** (v rovině y,z) viz obr. 9.4. Při obou projekcích se neuvažuje rozbíhavost rtg svazku tzn., že rentgenka je umístěna v nekonečné vzdálenosti vzhledem ke scéně a pomyslné paprsky rtg záření na dráze rentgenka-detektor tvoří paralelní svazek. Detektory jsou rozmístěny těsně za objektem tvořící dvourozměrnou mozaiku. Jak již bylo uvedeno na začátku kapitoly, je tento blok velmi zjednodušený a mnoho aspektů, které proces ovlivňují je zanedbáno. Níže jsou uvedeny zásadní odlišnosti a zjednodušení oproti reálnému konvenčnímu RTG ZS:

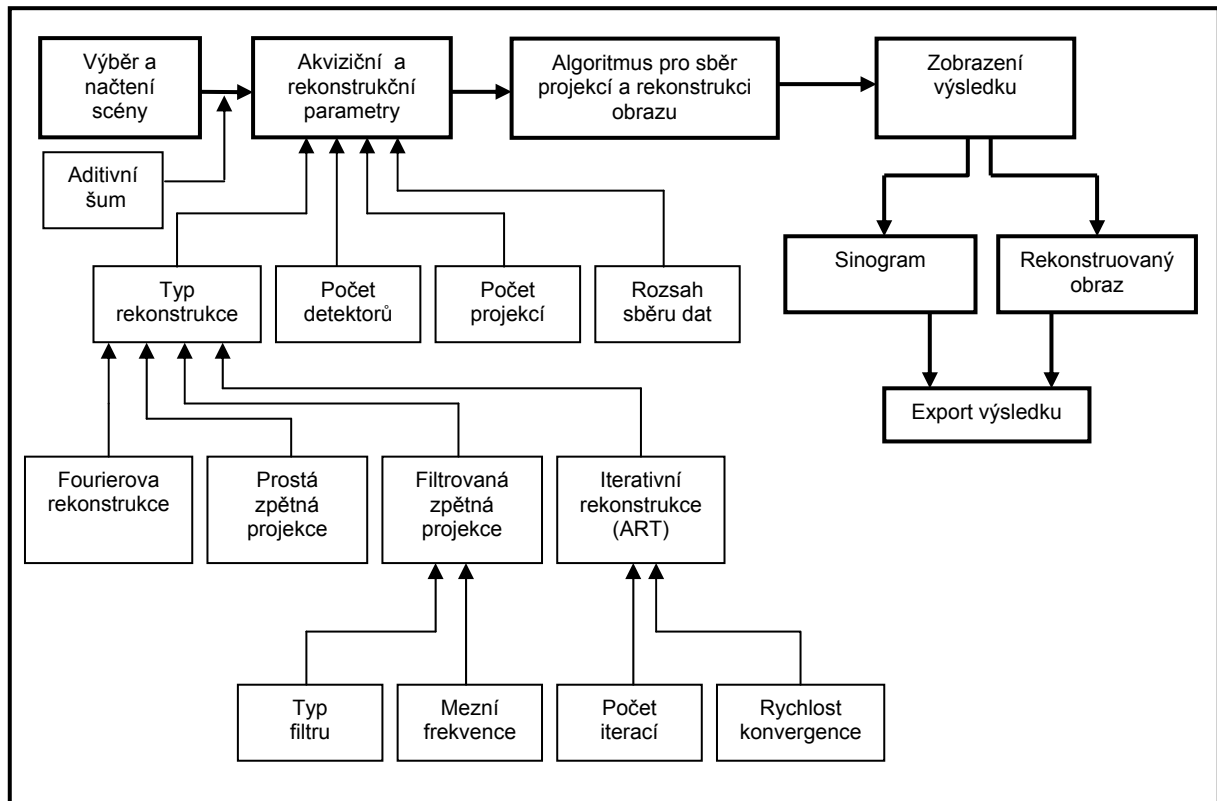
- neuvažuje se rozbíhavost svazku;
- zanedbán provozní režim rentgenky (změny napětí a proudu) ovlivňující kvalitu obrazu;
- hustota jednotlivých tkání je v celém objemu modelu jednotná;
- zanedbány artefakty vlivem jevu utvrzování svazku;
- zanedbány artefakty vlivem pohybu scény;
- zanedbány artefakty způsobené odlišné citlivosti detekčních kanálů;
- zanedbány nelinearity převodu pozičních souřadnic;
- zanedbán vznik artefaktů kovových částí;

Sumační obraz vzniká na základě celkového zeslabení rtg svazku procházejícího všemi vrstvami tkáně na dráze rentgenka-detektor. Zeslabení v podobě celkového lineárního součinitele zeslabení je v obraze modulován mírou zčernání/jasu. V tomto případě je celkový lineární součinitel zeslabení dán sumou všech hodnot na příslušné trajektorii mezi rentgenkou a detektorem (není zde uvažována tloušťka vrstvy). Počet paprskových integrálů/součtů je určen počtem voxelů diskretizované scény na ploše kolmé ke svazku.



Obr. 9.4 Vznik sumační obrazů v bloku projekčního zobrazení

9.2 Blok „Projekčně - rekonstrukční zobrazení“

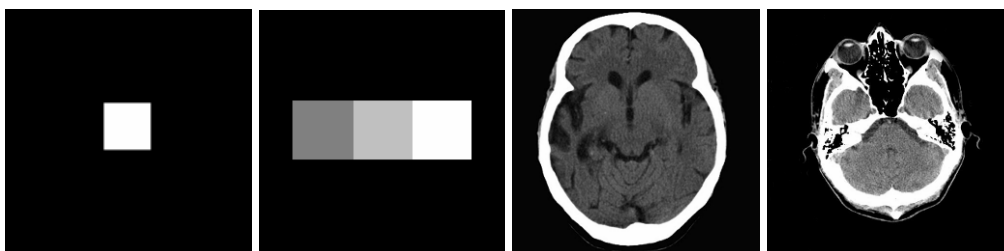


Obr. 9.5 Ideové schéma bloku „Projekčně - rekonstrukční zobrazení“

Blok modeluje proces projekčně – rekonstrukčního zobrazení na základě zvolené scény. Proces zahrnuje sběr obrazových dat tzv. Radonovu transformaci a rekonstrukci obrazu s použitím některých z rekonstrukčních metod. Blok mimo jiné obsahuje nastavení akvizičních i rekonstrukčních parametrů, kterými lze ovlivňovat kvalita rekonstruovaného obrazu. V další části textu podrobně rozebereme jednotlivé dílčí bloky uvedené v ideovém schématu.

9.2.1 Scéna

Scéna se volí z aktuálního adresáře prostřednictvím tlačítka a následným výběrem z dialogového okna. Adresář obsahuje několik testovacích obrázků společně některými reálnými snímky např. tomografický řez CT mozku. Formát všech obrázků je v podobě bitmapové mapy (BMP) v šedotónové stupnici (grayscale). Pozn. u všech scén se uvažuje 2D centrální řez, z původní trojrozměrné scény.



Obr. 9.6 Vybrané typy scén

9.2.2 Akviziční parametry

Volba počtu detektorů - udává počet detektorů v řadě na jednu snímanou projekci a odpovídá počtu paprskových integrálů. Jejich počet ovlivňuje prostorovou rozlišovací schopnost v rekonstruovaném obraze a vzorkovací kmitočet. Je možné volit v rozsahu 10 až 500 detektorů.

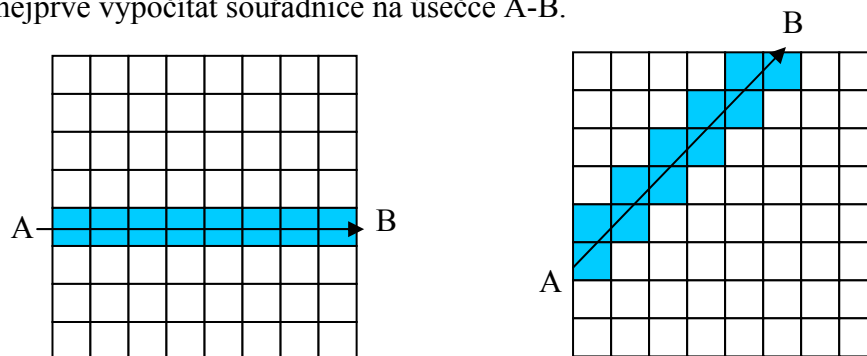
Počet projekcí - udává počet snímaných projekcí, které jsou jednotlivě pořízeny s úhlovým inkrementem v definované úhlovém rozsahu. Minimální počet projekcí je 10 maximální 180 projekcí pro 180° akvizici a 360 projekcí pro 360° akvizici.

Úhlový rozsah sběru - určuje úhlový rozsah snímání projekcí soustavou rentgenka-detektor. Volit se může mezi $0^{\circ} - 180^{\circ}$ nebo $0^{\circ} - 360^{\circ}$.

9.2.3 Sběr obrazových dat – Radonova transformace

Počátkem kapitoly je nutné se zmínit, že ke snímání scény je využíván paralelní svazek - simulace 1. generace CT RTG ZS (translace-rotace), o které je pojednáno v kapitole 5. - *Technické principy CT*. V zásadě je při sběru využívána soustava (řada) detektorů, snímání paralelním svazkem zůstává. Při snímání se získávají paprskové integrály v celém rozsahu jedné projekce, poté je soustava rentgenka – detektor otočena o úhlový inkrement a opětovněm sejmuto scény.

Poněvadž každá scéna je diskretizována v podobě dvourozměrné matice je důležité při snímání scény z různých úhlů získat správné souřadnice dráhy jednotlivých paprskových integrálů. Diskretizovaný prostor se liší od reálných tím, že je definován pouze v diskrétních souřadnicích (celá čísla), což znesnadňuje určení hodnot mezilehlých bodů při výpočtu paprskového integrálu/součtu v jiných než v pravoúhlých směrech tzn. projekce z úhlů 0° , 90° , 180° a 270° . Paprskový součet je operace sumy jednotlivých hodnot mezi počátečním a koncovým bodem (A-B) (obr. 9.7). Pro získání hodnot mezi těmito body (obr. 9.7 vpravo) musíme nejprve vypočítat souřadnice na úsečce A-B.



Obr. 9.7 Dráha paprskového součtu při 90° (vlevo) je jasně definována řadou pixelů, vpravo při 140° nutno dopočítat mezilehlé body a jejich hodnoty modré výseče

Poté využijeme 2D interpolaci k nalezení potřebných hodnot nových souřadnic, sloužící k vyhledání přibližné hodnoty v nějakém intervalu, známe-li hodnoty v některých jiných bodech tohoto intervalu. V našem případě se jedná o nalezení hodnot přes který prochází paprskový integrál pod daným úhlem. Existuje několik metod interpolací, které se liší především přesností a rychlostí výpočtu.

1. 'nearest' - nejbližší soused (po částech konstantní plocha)

Nejjednodušší a nejméně přesnou je interpolace metodou nejbližšího souseda, tedy po částech konstantní plochou.

2. 'linear' - bilineární interpolace

Používá jednoduše čtyři nejbližší sousední pixely (2 x 2) a z nich vypočítá váženým průměrem nový pixel uprostřed nich. Tato metoda má silný anti-aliasing účinek a výsledek je proto mnohem jemnější než nejbližší soused. Ani tato metoda nedosahuje u složitějších ploch dobré výsledky

3. 'cubic' - bikubická interpolace

Výpočet mezilehlých bodů plochy při bikubické interpolaci je odvozen z kubické konvoluce, která se používá pro interpolaci digitálního obrazu při změně jeho velikosti. Algoritmus kubické konvoluce počítá hodnotu nového bodu jako vážený průměr z 16 nejbližších okolních bodů. Největší váha se přiřazuje nejbližším bodům a nejmenší naopak bodům nejvzdálenějším. Dosahuje lepších výsledků než bilineární interpolace za cenu delší doby výpočtu.

Po vlastním vyzkoušení jednotlivých interpolačních metod jsem vyhodnotil jako nejvhodnější **bikubickou interpolaci**.

Postup výpočtu v prostředí Matlab

Nejprve si zvolíme úhel snímané projekce θ (počáteční úhel 0^0). Jako další krok je výpočet souřadnic drah všech paprskových integrálů podél celé projekce podle vztahu definující geometrickou transformaci

$$\begin{aligned} p &= x \cdot \cos \theta - y \cdot \sin \theta \\ q &= x \cdot \sin \theta + y \cdot \cos \theta, \end{aligned} \quad (21)$$

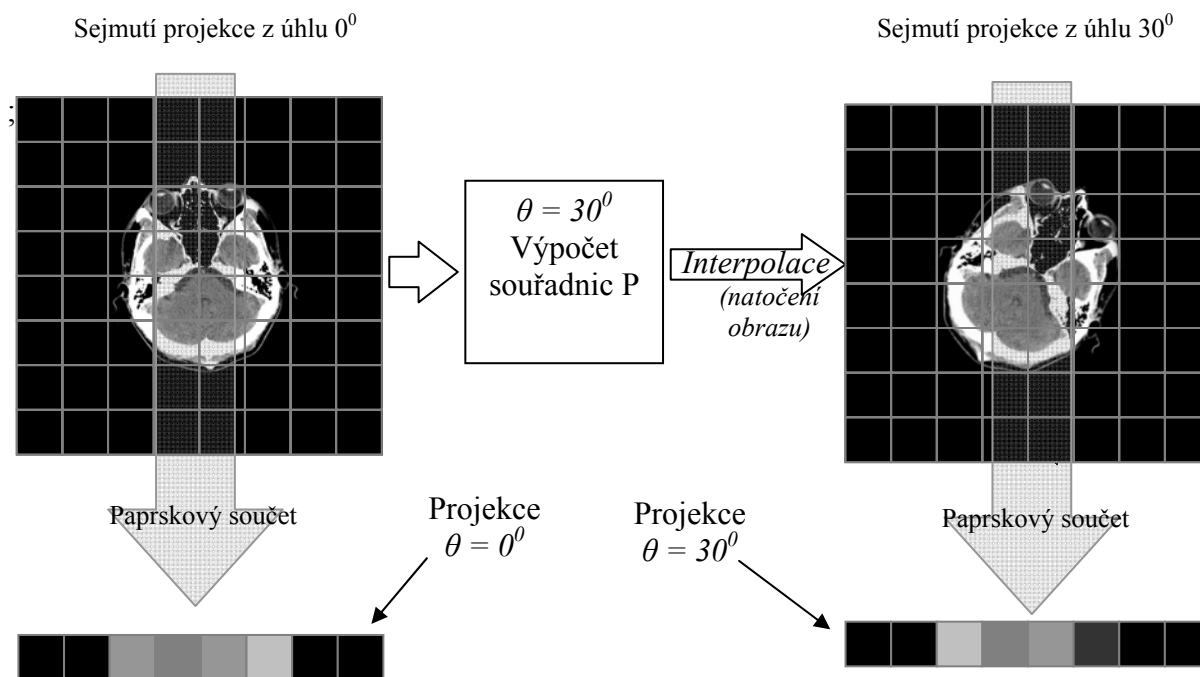
maticově můžeme zapsat

$$\begin{bmatrix} p \\ q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, \quad (22)$$

kde x resp y jsou matice obsahující počáteční souřadnice vstupního obrazu (scény) a p, q jsou matice nových souřadnic (vztahy vycházejí z definice Radonové transformace viz kap. 8.1). Poté pomocí 2D interpolační metody aproximujeme vstupní obraz do nových souřadnic. Zápis funkce v programu Matlab vypadá takto:

```
img_interp=interp2(x,y,img_original,p,q,'bicubic',0);
```

V principu dojde k natočení obrazu o zvolený úhel. Výslednou projekci získáme jako soubor sumy všech hodnot pixelů ve sloupci obrazu. Celý proces se opakuje pro každý úhel. Situaci lépe ozřejmí následující obrázek (obr. 9.8).



Obr. 9.8 Postup při snímání projekcí v jednotlivých úhlech

Obdobně se postupuje při rekonstrukci obrazu s tím rozdílem, že jsou jednotlivé projekce vyčítány zpět do rekonstruovaného obrazu.

9.2.4 Rekonstrukce obrazu a rekonstrukční parametry

V aplikaci jsou naprogramované čtyři rekonstrukční metody:

1. Prostá zpětná projekce (SBP)
2. Filtrovaná zpětná projekce (FBP)
3. Algebraická rekonstrukce (ART)
4. Fourierova rekonstrukce

Ad. 1) Prostá zpětná projekce

Metoda neposkytuje další prostředky pro nastavení parametrů. Jedná se o jednoduchou metodu založenou na přímé a zpětné Radonové transformaci. Postup vysvětlen v kapitole 8.2 Metoda vykazuje značné artefakty v rekonstruovaném obraze (dané způsobem výpočtu) známé pod pojmem „hvězdicový efekt“ (star efekt).

Ad. 2) Filtrovaná zpětná projekce

Metoda, při níž jsou projekce před rekonstrukcí filtrována některým z filtrů dostupných z nabídky. Dostupné jsou tyto filtry: Ram-Lak, Sheep - Logan, Hamming a Hann. U každého filtru je možné nastavit jejich mezní frekvenci (v relativních jednotkách), vzhledem ke vzorkované scéně. Tlačítka lze zobrazit jejich impulsní a frekvenční charakteristiky v jednorozměrné i dvourozměrné dimenzi. Filtrace projekcí je realizována ve frekvenční oblasti násobením jejich spekter, projekce jsou pak zpětně převedeny (IFT) do oblasti prostorové. Filtrované projekce jsou následně jednotlivě vyčítány do prázdné obrazové matice přes sebe vždy pod úhlem, pod kterým byly snímány. Tím vytvoříme rekonstruovaný

obraz. Pozn. všechny matematické operace spojené s pořízením projekcí a rekonstrukcí obrazu tj. Radonova transformace, filtrace projekcí a rekonstrukce obrazu jsou vsazeny v přesné posloupnosti do jedné skriptovací funkce, což znamená, že jediným stiskem tlačítka jsou vykonány výše uvedené úlohy. Podrobnější informace o metodě FBP nalezneme v kapitole 8.3.

Nastavení filtru u FBP

Mezní frekvenci (cut off) definuje hranici, za kterou jsou všechny složky frekvenčního pásma obsažená v obraze potlačeny. V praxi to znamená, že mezní frekvenci ovlivňujeme detaily, ale také šum v obraze. Nastavíme-li hodnotu mezní frekvence směrem k nižším prostorovým frekvencím, způsobí to ztrátu prostorového rozlišení (potlačení vyšších frekvencí) a tedy ztrátu detailů – obraz bude více „rozmazán“, současně se sníží šum v obraze. V opačném případě pokud nastavíme mezní frekvenci rovnající se max. frekvence obsažená v obraze (Nyquistův limit) budou v obraze zastoupeny i složky s vyšší frekvencí, které ovlivňují detaily (malé objekty) a šum. Samozřejmě svou roli v kvalitě obrazu hraje i samotná charakteristika filtru, nejen mezní frekvence. Každý filtr potlačuje nebo naopak zesiluje amplitudy jednotlivých frekvencí s různou vahou, což se projeví ve výsledné rekonstruovaném obraze a jeho poměru SNR. Příkladem je filtr ramp, který lineárně zesiluje amplitudy směrem k vyšším frekvencím. S ním existují i různé modifikace lišící se přenosovou charakteristikou.

Ad. 3) Algebraická rekonstrukce (ART)

Algoritmus používající aditivní způsob výpočtu (viz kap. 8.5). Jedná se o metodu vycházející z představy aproximace výchozího odhadu k nalezení nejvěrnějšího obrazu původní scény. Celý proces je opakován v několika krocích (iteracích), jejich počet je možné volit (1 – 30), implicitně nastaveny 3 iterace. S narůstajícím počtem iterací se prodlužuje doba výpočtu, avšak nemusí vždy vést k uspokojivému výsledku. Závisí na vlastnostech scény. Druhým parametrem, který můžeme ovlivňovat kvalitu rekonstruovaného obrazu je *rychlost konvergence*. Parametr ovlivňující rychlost s jakou se přiblížíme ke skutečné scéně (rozsah 0,1 – 1,5). Nižší hodnota znamená pomalejší konvergenci. Pro dokonalejší obraz vyžaduje pak více iteračních cyklů. Implicitně je nastavena na hodnotu 1,0. Vyšší hodnotou se rychleji blížíme ke skutečné scéně (nevyžaduje mnoho iterací), ale nemusí to být vždy podmínkou a v kombinaci s vyšším počtem iterací může způsobit degradaci kvality obrazu až jeho úplnou ztrátu. Vše závisí na zobrazované scéně a akvizčních parametrech.

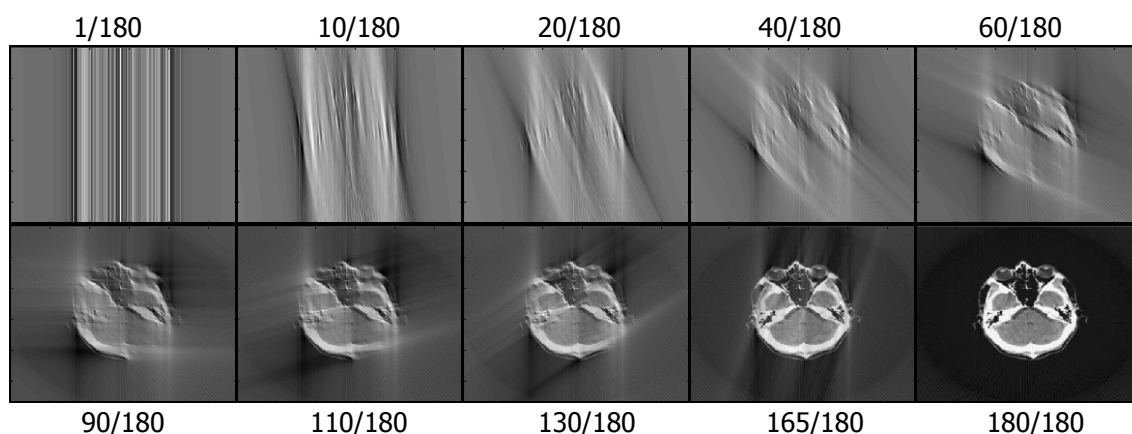
Ad. 4) Fourierova rekonstrukce

Realizace výpočtu v prostředí matlab je následující. Radonovou transformací získáme jednotlivé projekce. V dalším kroku je každá projekce matematicky zpracována pomocí Fourierovy transformace z oblasti obrazové do frekvenční domény. Jednotlivé projekce jsou vkládány do dvourozměrného prostoru pod úhlem v jakém byly získány Radonovou transformací. Vytvoříme tím 2D Fourierův signál v polárních souřadnicích, který se dále konvertuje do pravoúhlé sítě. Posledním krokem je zpětná Fourierova transformace, kterou získáme požadovaný rekonstruovaný obraz. Nedostatky metody jsou zejména v převodu mezi polárními a kartézskými souřadnicemi, při kterých vlivem interpolačních postupů vznikají artefakty v obraze. Více informací o metodě nalezneme v kapitole 8.4. Rekonstrukční metoda žádné dodatečné nastavení neobsahuje.

9.2.5 Doplnkové funkce

Video mod

Jedná se funkci, která zobrazuje proces Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu v reálném čase jako videosekvence. Funkce se aktivuje „zaškrťávacím“ tlačítkem „Video mod“. Při aktivaci dojde počátkem rekonstrukční procedury k otevření nového aplikačního okna, ve kterém lze sledovat naplnění Radonova prostoru projekcemi a vývoj rekonstruovaného obrazu s informací o průběhu rekonstrukce uloženou v titulku aplikačního okna. Tlačítka „1“, „2“, „3“ je pak možné videosekvence opětovně přehrávat, nebo mohou být uloženy do AVI souboru. Např. FBP, počet projekcí 180, počet detektorů 200, filtr Ram-Lak, mezní frekvence 1.0, rotace 0° - 180° – rekonstrukce začíná první zobrazenou projekcí (1/180), v dalším kroku je obraz složen z 1. a 2. projekce, v 3. kroku 1., 2. a 3. projekce atd. V titulku je současně aktualizován stav rekonstrukce (aktuální vkládaná nebo zpracovávaná projekce). Funkce je dostupná pro prostou, filtrovanou zpětnou projekci a algebraickou metodu. Fourierova rekonstrukce neumožňuje tuto funkci využít vzhledem k jinému způsobu zpracování signálu. Pro představu je na obrázku 9.9 níže zobrazena sekvence vybraných fází rekonstrukce obrazu u FBP.



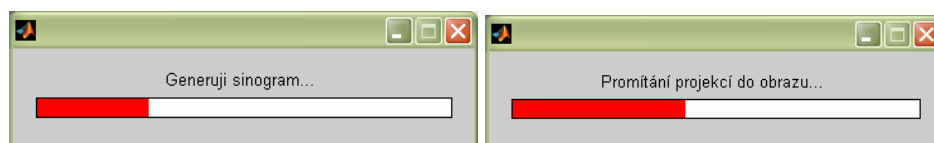
Obr. 9.9 Sekvence vybraných fází rekonstrukce obrazu z projekcí (FBP)

Progress bar

Jedná se o vestavěnou „matlabovskou“ funkci doplněnou uživatelským kódem, která informuje o průběhu jakékoliv matematické operace (např. cyklický algoritmus apod.) grafickým znázorněním v podobě stavového okna.

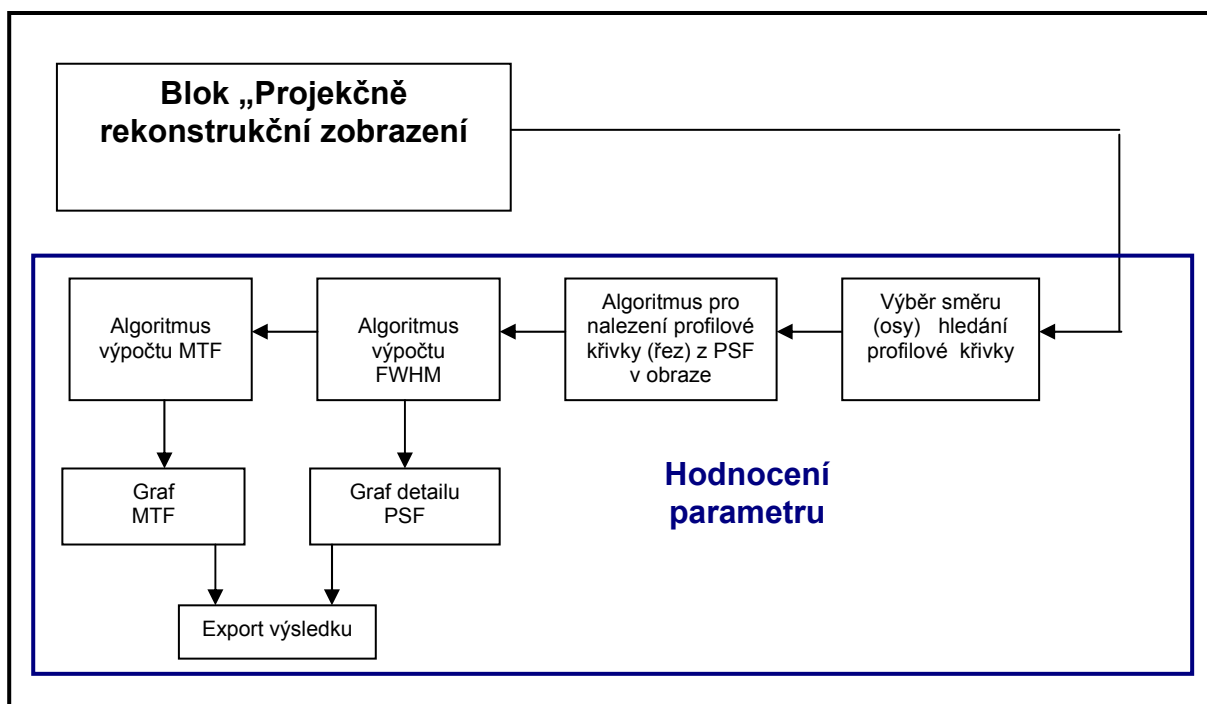
V našem případě je funkce progress bar zabudována do algoritmu Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu SBP, FBP a algebraické rekonstrukce. Informuje o průběhu pořízení a zpracování projekcí během Radonovy transformace popř. váhových koeficientů v případě ART nebo filtrací projekcí u FBP. Zobrazuje průběh promítání jednotlivých projekcí do výsledného rekonstruovaného obrazu, u ART aproximace výsledného obrazu doplněn o aktuální iterační cyklus.

Progress bar je užitečný nástroj z pohledu uživatele tím, že „vidí“ v jaké fázi výpočtu se daná úloha nachází a co se aktuálně provádí. Uplatní se především při časově náročných operacích (např. při ART rekonstrukci nebo při vyšším počtu detektorů či projekcí).



Obr. 9.10 Progress bar - Radonova transformace (vlevo), zpětné promítání projekcí u FBP (vpravo)

9.3 Blok „Kvantitativní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti“



Obr. 9.11 Ideové schéma hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti

9.3.1 Teoretický rozbor

Prostorová rozlišovací schopnost v rekonstruovaném obraze je jedním z kritérií kvality zobrazovacího systému. U CT RTG ZS je označován jako **vysokokонтрастní (prostorové) rozlišení**. U CT RTG ZS se hodnotí prostorové rozlišení v ose x,y a v ose z .

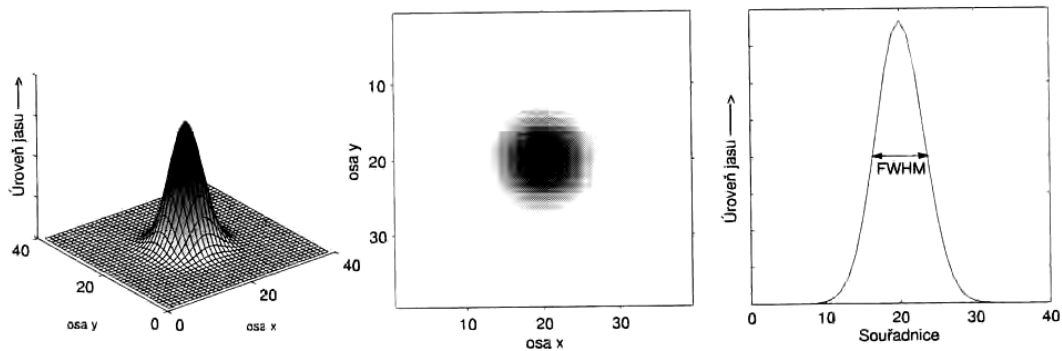
V ose z je se hodnotí objektivně PSF charakteristika, jako odezva na model Diracovi funkce. Stanovuje se tzv. citlivostní profil. Při realizaci se používají speciální fantomy např. Ramp fantom s tenkým plíškem kovu nebo Delta fantom obsahující tenký kovový disk tvořící model δ funkce. Kvantitativní vyhodnocení se stanovuje pomocí FWHM (Full Width at Half Maximum).

V rovině (x,y) je možné hodnotit prostorovou rozlišovací schopnost buď **objektivně** nebo **subjektivně** na základě psychosenzorického vjemu pozorovatele.

Při subjektivním hodnocení se používají speciální fantomové modely jejichž obsahem jsou prostorové frekvence typu „čára-mezera“ – LP (Line Paire), u kterých se stanovuje velikost bodu, který je v obraze ještě zřetelně rozpoznatelný. Fantomová struktura umožňuje převod do frekvenční oblasti a lze tak stanovit nevyšší vyhodnotitelnou prostorovou frekvenci „čára-mezera“ ze vztahu $LP/cm = 1/2d$, kde d je velikost bodu.

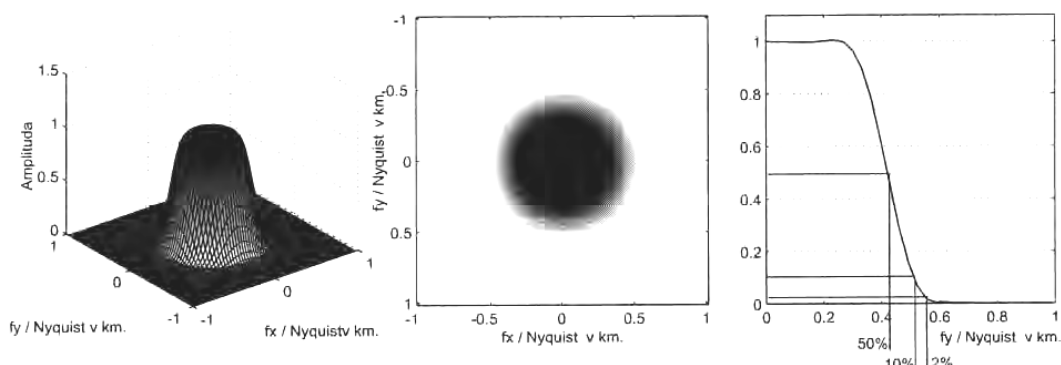
Nejvíce pozornosti bude věnováno objektivnímu hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v rovině (x,y) , neboť tento parametr je zakomponován v laboratorní úloze. Dosažené prostorové rozlišení závisí na mnoha aspektech, počínaje konstrukcí skenované jednotky, akviziční geometrií, akvizičními a rekonstrukčními parametry atd. Objektivně můžeme hodnotit buď v **prostorové** nebo ve **frekvenční oblasti**.

V prostorové oblasti se realizuje model Diracovy δ funkce, obvykle velmi tenkým drátkem s vysokým lineárním součinitelem zeslabení μ umístěným uprostřed zorného pole ve směru kolmém na skenovanou rovinu. Rekonstruovaný obraz reprezentuje odezvu zobrazovacího systému, tzv. impulsní charakteristiku PSF (Point Spread Function), na Diracův impulz. Kvantitativně se vyhodnocuje měřená šířka PSF v poloviční výšce – **FWHM (mm)**. Moderní CT RTG ZS dosahují FWHM pod 0,4 mm [2].



Obr. 9.12 Prostorové zobrazení PSF (vlevo), jasové zobrazení (uprostřed), hlavní řez PSF (vpravo). (obrázek převzat z [2]).

Hodnocení ve frekvenční oblasti se určuje pomocí **modulační přenosové funkce MTF**, která charakterizuje účinnost přenosu kontrastu jednotlivých prostorových frekvencí procesem zobrazení. Využívá se vzájemného vztahu PSF a MTF. Podmínkou je, aby PSF byla funkce sudá (symetrická kolem počátku), pak MTF je Fourierovou transformací PSF ($FT\{PSF\}$). Pozn. MTF má z hlediska hodnocení lepší vypovídací hodnotu než PSF. Definuje se jmenovitá úroveň účinnosti přenosu kontrastu a stanoví se odpovídající prostorová frekvence (LP/cm).



Obr. 9.13 Prostorové zobrazení MTF (vlevo), jasové zobrazení (uprostřed), hlavní řez MTF (vpravo). (obrázek převzat z [2]).

V úloze je model Diracovy funkce definován obrazem s malým bodem uprostřed s vysokým kontrastem. Obraz (scéna) je vzorkován s rozlišením 500x500 pixelů. Pomocí bloku „Projekčně rekonstrukčního zobrazení“ můžeme měnit akviziční a rekonstrukční parametry a lze tak sledovat jejich vliv na dosažené prostorové rozlišení.

9.4 Blok „Hodnocení závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu“

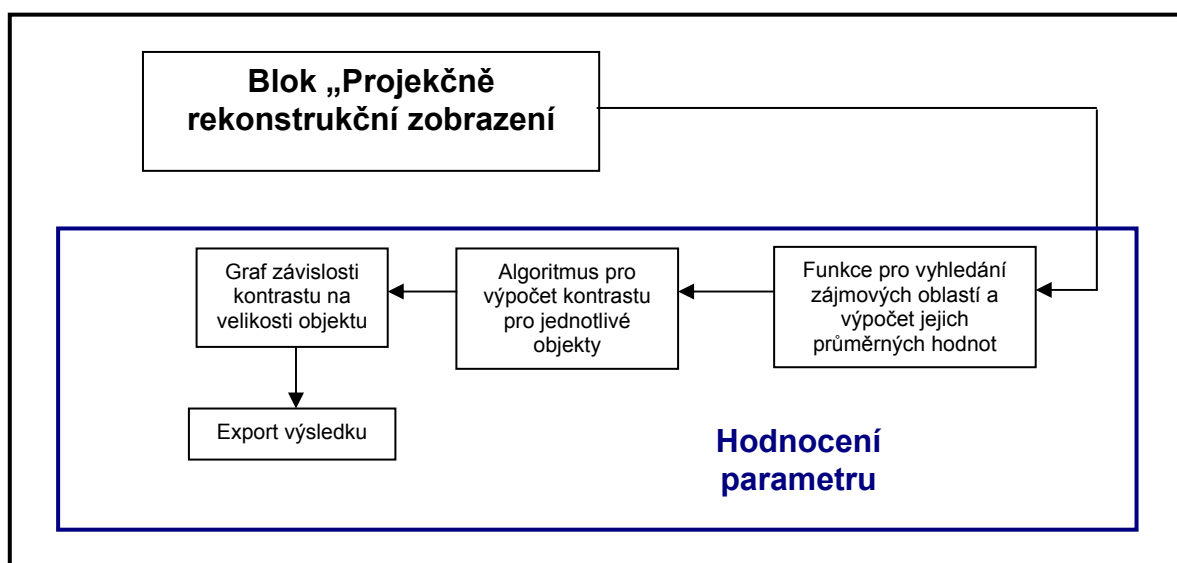
Tento blok je zaměřen na hodnocení akvizičního kontrastu v závislosti na velikosti zobrazovaného objektu a při použití různých akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Výsledkem je graf znázorňující účinnost přenosu kontrastu různě velkých objektů (lézí) ze scény do rekonstruovaného obrazu. V jistém smyslu může grafická závislost vyjadřovat účinnost přenosu kontrastu na prostorových frekvencích, neboť velikost objektu a jeho tvar jsou definovány ve frekvenční oblasti dominancí jistých prostorových frekvencí (amplitudou). U velkých struktur s oblým tvarem budou dominovat nízké prostorové frekvence harmonického rozkladu, zatímco vysoké frekvence budou zastoupeny jen nepatrně (tj. s

nízkou amplitudou). U malých objektů s ostrým profilem bude relativní zastoupení vyšších harmonických frekvencí mnohem vyšší.

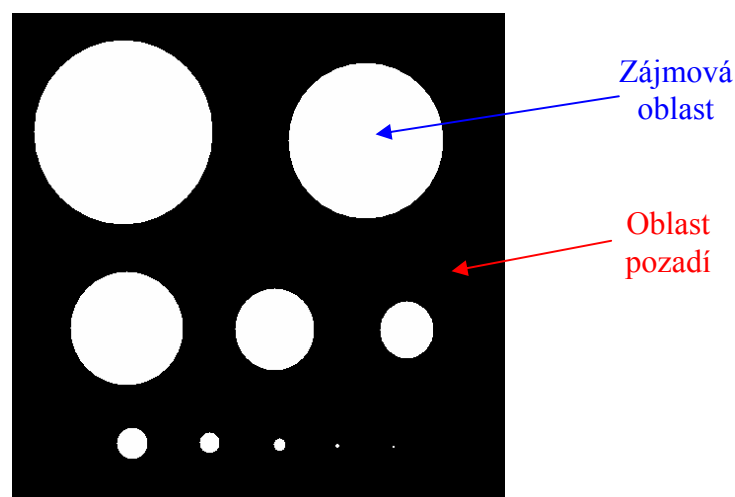
Scéna je vzorkována s rozlišením 500x500 pixelů. Je složena z deseti různě velkých lézí (kruhů) s vysokým kontrastem obklopená pozadím (obr. 9.15). V prvním kroku jsou uživatelem nastaveny požadované akviziční a rekonstrukční parametry, dále se provede sběr dat a rekonstrukce obrazu. Posledním krokem je vyhodnocení akvizičního kontrastu u všech objektů vůči pozadí. Akviziční kontrast je vypočítán podle vztahu uvedeného v [1]:

$$K = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MAX} + L_{MIN}} \cdot 100 \text{ [%]} \quad (23)$$

kde, L_{max} resp. L_{min} jsou průměrné hodnoty v zájmové oblasti a pozadí.

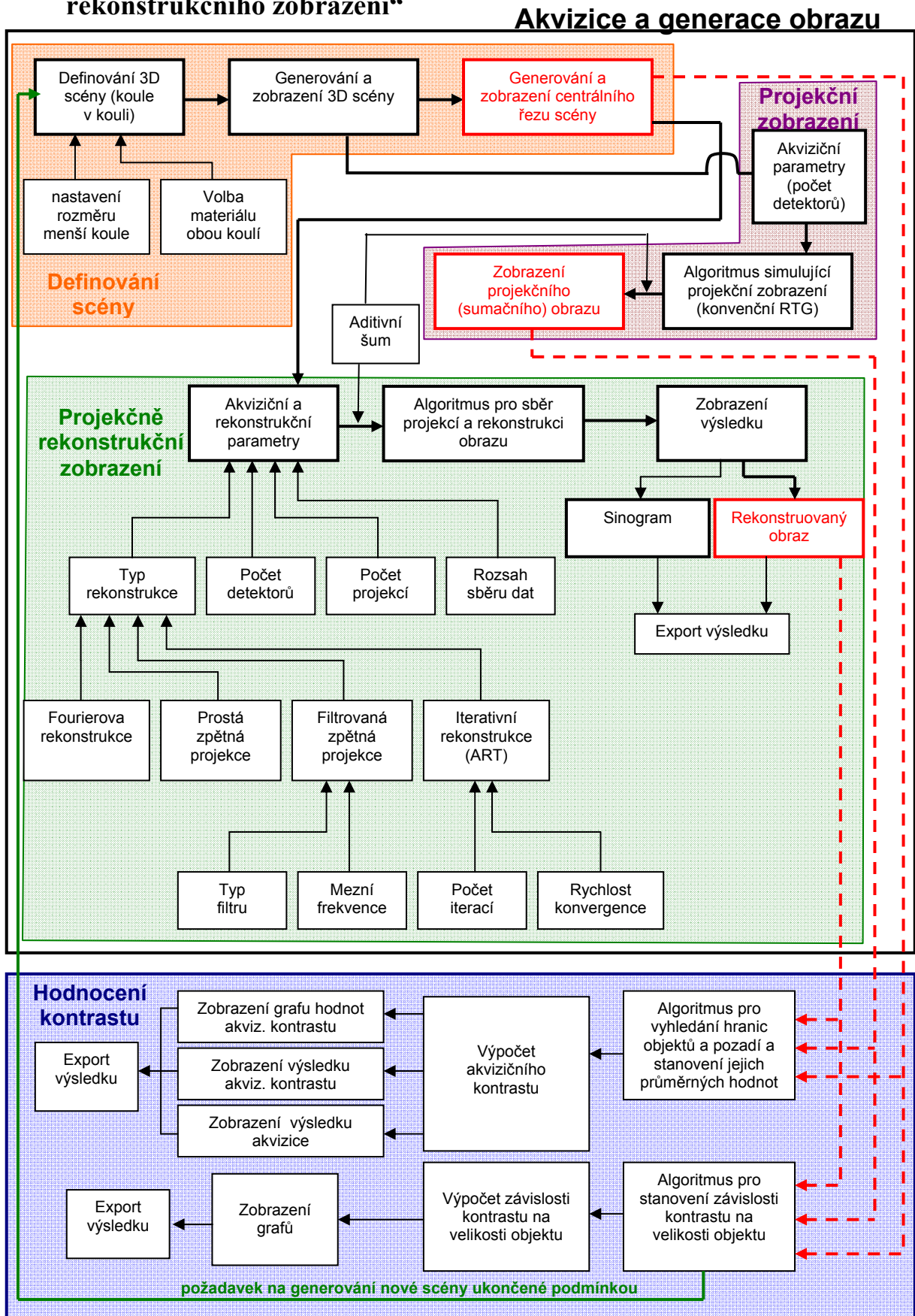


Obr. 9.14 Ideové schéma pro hodnocení závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu



Obr. 9.15 Scéna – fantom pro hodnocení kontrastu sestavený z 10-ti kulovitých objektů různých průměrů s vysokým kontrastem

9.5 Blok „Hodnocení akvizičního kontrastu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení“

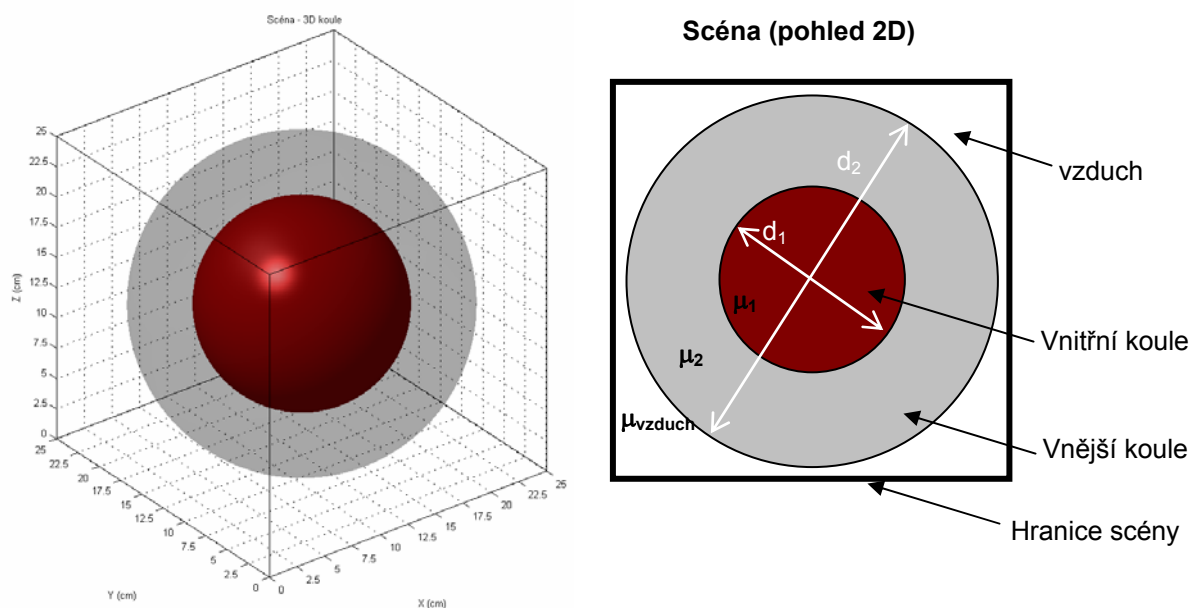


Obr. 9.16 Ideové schéma bloku pro hodnocení akvizičního kontrastu

Tento blok je hlavním úkolem diplomového projektu a je zaměřen na hodnocení kontrastu scény a akvizičního kontrastu projekčního a projekčně – rekonstrukčního zobrazení s cílem jejich vzájemného srovnání v závislosti na akvizičních popř. rekonstrukčních parametrech.

9.5.1 Definování scény

Srovnání kontrastu scény a akvizičního kontrastu mezi metodami projekčního a projekčně – rekonstrukčního zobrazení vyžaduje definovat vhodnou scénu, která by poskytla vzájemnou podobnost jejich výsledných obrazů. Jako řešení se nabízí tvarově homogenní objekt – koule. Snímání koule při projekčním zobrazení poskytne obraz velmi podobný rekonstruovanému obrazu i scéně. Při výpočtu akvizičního kontrastu potřebujeme vždy dvě zájmové oblasti, ze kterých jsou hodnoty odečítány. Definovaná scéna v tom případě bude obsahovat dvě koule – vnitřní a vnější tzv. „koule v kouli“. Scéna je vzorkována do trojrozměrné matice 500x500x500 voxelů. Velikost scény v reálných podmínkách má rozměry 25x25x25 cm. Průměr vnější koule d_2 je pevně určen rozměrem 24 cm a průměr vnitřní koule d_1 je možné volit v rozsahu 0,5 – 20 cm. Každá z koulí má vlastní materiálové složení definováno v podobě lineárního součinitele zeslabení pro svazek **monoenergetického rtg záření s energií 73 keV**. Poznamenejme, že lineární součinitel zeslabení pro vodu při této energii je $\mu_{voda} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$. Prostor mezi vnější koulí a hranicemi definované scény je vyplněn vzduchem. Jeho lineární součinitel zeslabení pro tuto energii je velmi nízký, proto uvažujeme tedy $\mu_{vzduch} \cong 0 \text{ cm}^{-1}$.



Obr. 9.17 Scéna – volume rendering v prostředí Matlab (vlevo), 2D zobrazení (vpravo)

Při takto vzorkované scéně a její skutečném měřítku lze snadno odvodit hodnotu lineárního součinitele zeslabení pro jeden obrazový element – voxel. Například pro vodu ($\mu_{voda} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$) bude hodnota μ_{voda} pro jeden voxel 0,0095, neboť scéna je vzorkována 500x500x500 voxelů a reálná velikost 25x25x25 cm, z čehož snadno vypočítáme rozměry jednoho voxelu ($25^3/500^3 = 0,05 \times 0,05 \times 0,05 \text{ cm}$), pro který stanovíme lineární součinitel zeslabení pro vodu jednoduchým výpočtem $\text{rozměr_voxelu} \times \mu_{voda} \text{ (cm}^{-1}\text{)}$.

Při výpočtu jakéhokoliv lineárního součinitele vycházíme ze skutečnosti, že CT čísla vody a vzduchu (0 HU a -1000 HU) tvoří na Hounfieldově stupnici dva pevné body nezávislé na energii rtg záření. Známe-li CT číslo typické tkáně, můžeme s využitím vztahu pro výpočet CT čísla [2] snadno odvodit vztah pro výpočet lineárního součinitele v daném prostředí

$$CT_{\text{číslo}} = K \cdot \frac{(\mu_{\text{tkáně}} - \mu_{\text{vody}})}{\mu_{\text{vody}}} [HU] \Rightarrow \mu_{\text{tkáně}} = \frac{(CT_{\text{číslo}} + K) \cdot \mu_{\text{voda}}}{K} [cm^{-1}]. \quad (24)$$

Hodnoty CT čísel jsou voleny od vzduchu po rozsah skutečných lidských tkání tj. v rozmezí od -1000 do 1000 při kontrastním faktoru $K=1000$. V tabulce níže jsou uvedeny nejběžnější typy tkání, jejich CT hodnoty a příslušný lineární součinitel zeslabení pro monoenergetický rtg svazek (73 keV).

	CT číslo	μ (cm ⁻¹)
kompaktní kost	1000	0,380
pórovitá kost	100	0,209
játra	60	0,201
krev	55	0,200
ledviny	30	0,196
voda	0	0,190
tuk	-100	0,171
plíce	-750	0,048
vzduch	-1000	~0,000

Tabulka 2. CT čísla a odpovídající lineární součinitel zeslabení (73 keV rtg záření) pro dané tkáně

9.5.2 Definice akvizičního kontrastu

Kontrast můžeme definovat jako bezrozměrnou veličinu popisující stupeň odlišnosti dvou oblastí resp. dvou bodů v zájmové oblasti.

Akviziční kontrast u **projekčního zobrazení** je dán maximálním stupněm odlišnosti zeslabení rtg záření na dvou drahách paprsků vymezené velikostí pixelů. Zeslabení rtg svazku je určen výsledným lineárním součinitelem zeslabení na odpovídající dráze paprsku rentgenka-detektor. Celkový lineární součinitel zeslabení je pak v tomto případě determinován celkovou tloušťkou materiálu všech struktur (sumační obraz), kterým projde svazek na příslušné dráze. Hodnota jednoho pixelu v sumačním obraze vyjadřuje celkový lineární součinitel zeslabení (integrace μ) na dráze rentgenka-detektor. Podle standardní definice (viz. níže) je akviziční kontrast sumačního obrazu reprezentován maximální a minimální hodnotou celkového lineárního součinitele zeslabení (paprskový integrál) ve dvou zájmových oblastech. Vzhledem k vlastnostem sumačního obrazu neposkytuje projekční zobrazení dostatečný akviziční kontrast, neboť orgány uložené v několika rovinách nad sebou jsou navzájem superponovány.

U **projekčně - rekonstrukčního zobrazení** je akviziční kontrast definován rozdílně v porovnání s projekčním zobrazením. Zásadní rozdíl je spojen s odlišným sběrem a vyhodnocením obrazových dat. Právě tento důvod je příčinou vyššího akvizičního kontrastu. U projekčně – rekonstrukčního (tomografického) zobrazení je dán akviziční kontrast skutečným maximálním stupněm odlišnosti zeslabení rtg záření dvou voxelů v dané oblasti (zeslabení je vypočteno různými metodami rekonstrukčních algoritmů - viz kapitola 8.). Toto zeslabení je pak definováno lineárním součinitelem zeslabení pouze v daném voxelu a jeho

hodnota není ovlivněna sousedními elementy ani tloušťkou tkáně. Znamená to, že zeslabení rtg záření v jednotlivých voxidech odráží skutečné hodnoty lineárního součinitele zeslabení, které nejsou ovlivněny okolními strukturami ani tloušťkou vrstvy tkáně. Na základě těchto skutečností by měl být akviziční kontrast srovnatelný s kontrastem scény. Tuto úvahu můžeme akceptovat pouze ve zjednodušeném případě, neboť výsledný rekonstruovaný obraz je ovlivňován mnoha dalšími faktory v procesu zobrazení, které negativně ovlivňují kvalitu obrazu a ke skutečné scéně se pouze blíží. Stejně tak i akviziční kontrast ke kontrastu scény. I přesto je však akviziční kontrast u metody projekčně – rekonstrukčního zobrazení podstatně vyšší ve srovnání s projekčním zobrazením, jehož nedostatkem je ztráta informace o hloubce (vznik sumačního obrazu).

Pro výpočet akvizičního kontrastu existuje několik matematických výrazů:

$$K = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MAX} + L_{MIN}} \cdot 100 [\%], \quad (25)$$

$$K = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MAX}} \cdot 100 [\%], \quad (26)$$

$$K = \frac{L_{MAX} - L_{MIN}}{L_{MIN}} \cdot 100 [\%], \quad (27)$$

$$K = \frac{L_{MAX}}{L_{MIN}} \cdot 100 [\%], \quad (28)$$

$$K = \frac{L_{MIN}}{L_{MAX}} \cdot 100 [\%], \quad (29)$$

Kde L_{MAX} resp. L_{MIN} jsou hodnoty v zájmové oblasti resp. pozadí.

Tyto definice mohou být použity obecně pro výpočet akvizičního kontrastu jakéhokoliv obrazu. Všimněme si prvních dvou a čtvrtého vztahu. U těchto definic může kontrast nabývat maximální hodnoty 100%. Zatímco u třetího a pátého vztahu může dosahovat hodnot vyšších než 100%, čímž se více zdůrazní výsledek. Poslední definice nevystihuje reálnou hodnotu akvizičního kontrastu, pouze invertuje hodnotu čtvrtého vztahu. Další definice, které jsou níže uvedeny se vztahují pro hodnocení kontrastu CT RTG ZS obrazu (viz [2]). Jednou z definic kontrastu CT RTG ZS obrazu je řešena jako prostá difference CT hodnot - HU jednotky (rov. 30)

$$K = HU_a - HU_b, \quad (30)$$

kde HU_a resp. HU_b jsou hodnoty CT jednotek v cílové oblasti (terč) A a okolí B. Mnohem častěji se však využívá poměrné vyjádření kontrastu v procentech

$$K = \frac{HU_a - HU_b}{HU_b - HU_{vzduch}} \cdot 100 [\%]. \quad (31)$$

V laboratorní úloze jsou pro vyjádření akvizičního kontrastu zařazeny první čtyři vztahy rov. (25) až (28). **Hodnoty L_{MAX} a L_{MIN} jsou průměrné hodnoty lineárního součinitele zeslabení z oblasti vnitřní resp. vnější koule**, které jsou v hodnocení výsledků pro přehlednost normalizovány .

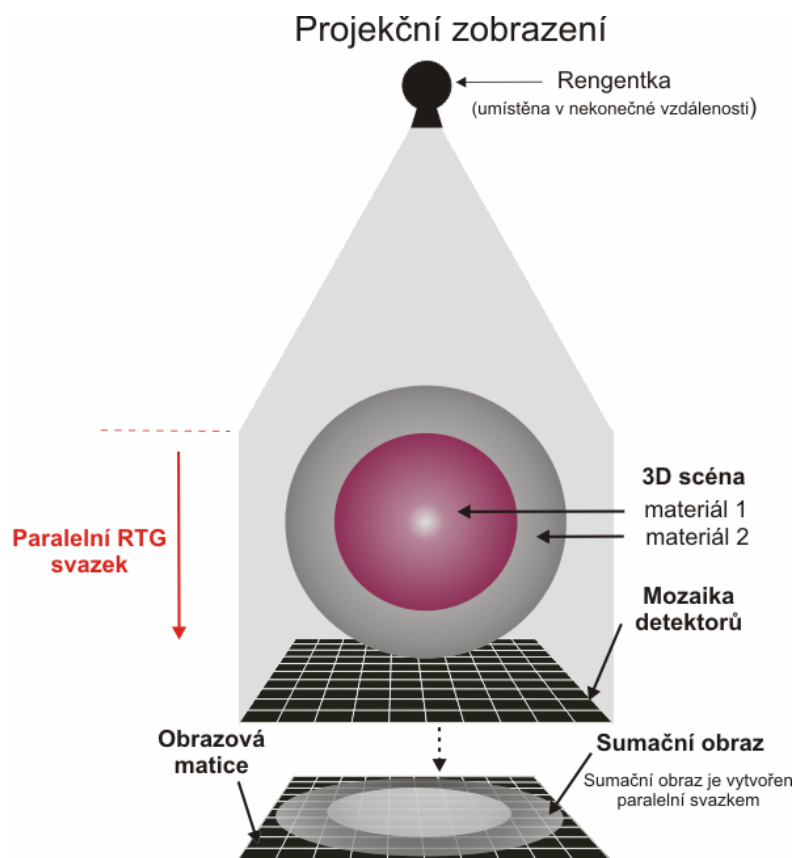
9.5.3 Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu (vnitřní koule) při jmenovitém kontrastu scény.

Úloha obsahuje funkci pro grafické vyjádření závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu (vnitřní koule) s ohledem na akviziční a rekonstrukční parametry. Je zde přehledně ukázáno chování akvizičního kontrastu při geometrických změnách objektu při daných akvizičních a rekonstrukčních parametrech.

9.5.4 Sběr a vyhodnocení dat

Projekční zobrazení

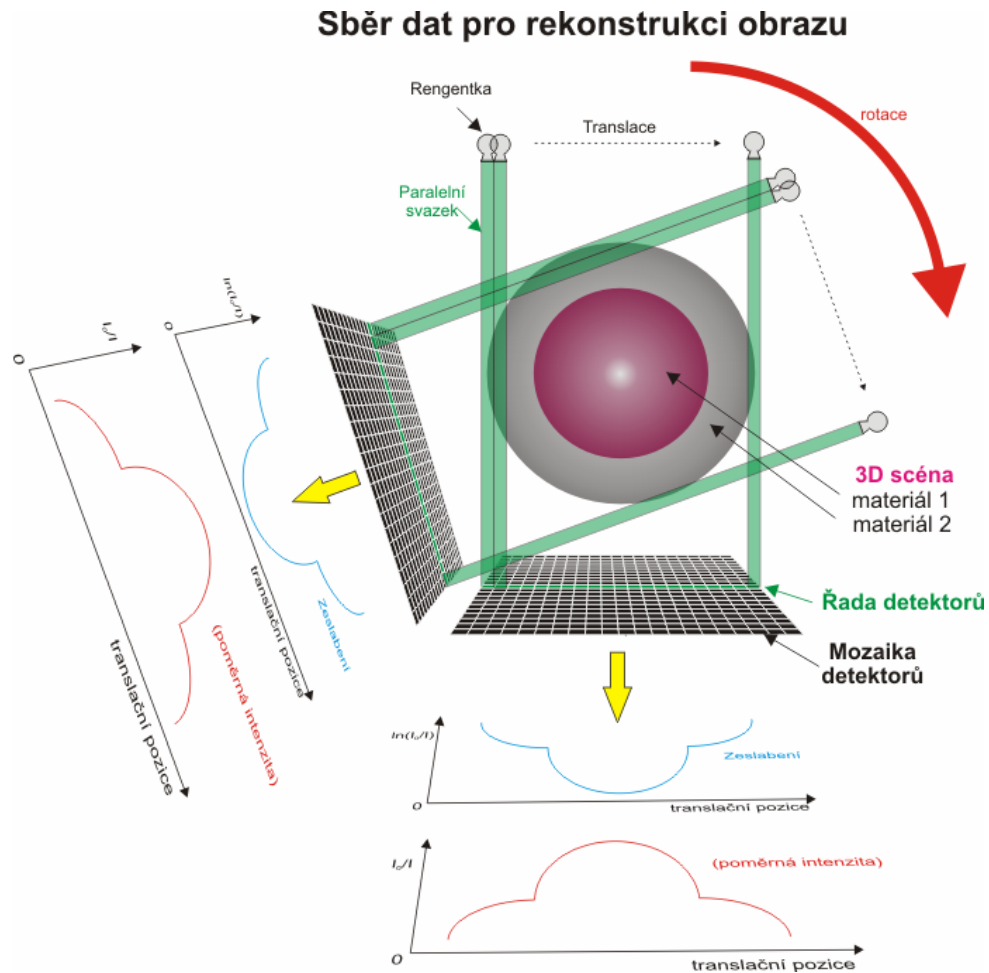
Při projekčním zobrazení je scéna snímána paralelním rtg svazkem z jednoho směru, kde počet paprskových integrálů/součtů je dán počtem voxelů vzorkované scény na ploše kolmé ke svazku tj. 500x500 paprskových průmětů. Uvažujeme tedy zdroj záření (rentgenku) umístěny v nekonečné vzdálenosti a detektory v těsné blízkosti za scénou (obr. 9.18). Detekční část tvoří mozaiku detektorů, kterou lze volitelně nastavit (10x10 až 500x500). Průchod rtg svazku je zde ovlivněn lineárním součinitelem zeslabení a tloušťkou vrstvy tkáně, kterou svazek prochází.



Obr. 9.18 Projekční zobrazení

Projekčně - rekonstrukční zobrazení

Podrobně popsáno v kapitole 9.2. Snímání projekcí je prováděno v centrálním řezu scény kolmém na podélnou osu pomocí paralelního svazku jako u procesu projekčního zobrazení. Sběr dat se liší tím, že počet paprskových integrálů/součtů je dán počtem voxelů vzorkované scény v centrální řadě kolmé ke svazku (500 paprskových průmětů). Tloušťka tomografické vrstvy je vymezena šířkou voxelu. Detekční část tvoří řada detektorů (viz obr. 9.19).



Obr. 9.19 Sběr dat při projekčně-rekonstrukčním zobrazení

Připomeňme jen, že při projekčním zobrazení snímáme trojrozměrnou scénu, ze které získáme dvourozměrný sumační obraz, při projekčně rekonstrukčním zobrazení snímáme pouze části snímané scény vymezenou tloušťkou tomografické vrstvy v podobě jednotlivých projekcích získaných z různých úhlů s úhlovým inkrementem v rozsahu 0-180 nebo 0-360 stupňů. Snímané projekce pak poslouží pro rekonstrukci obrazu. Rekonstruovaný obraz je orientován kolmo na podélný směr.

9.5.5 Zjednodušení modelu proti reálnému ZS

Musíme brát v úvahu, že některé aspekty spojené z procesem zobrazení ovlivňujícím výsledný obraz nejsou v koncepci laboratorního projektu zahrnuty. Zde je uvedeno několik zásadních odlišností od reálných systémů:

- není uvažována rozbíhavost svazku (pouze paralelní svazek);
- zanedbán je provozní režim rentgenky (změny napětí a proudu);
- hustota jednotlivých tkání je v celém objemu modelu konstantní;
- nejsou uvažovány artefakty vlivem jevu utvrzování svazku;
- nejsou uvažovány artefakty vlivem pohybu scény;
- nejsou uvažovány artefakty způsobené odlišnou citlivostí detekčních kanálů;
- nejsou uvažovány nelinearity přenosu poziční informace;
- není uvažován vznik artefaktů kovových částí;
- není uvažováno rozptýlené záření.

9.6 Doplnkové funkce

9.6.1 Videosekvence

Bylo zmíněno v kapitole 9.2.5.

9.6.2 Aditivní šum

Umožňuje přidávat do obrazu aditivní šum. Definuje se volbou střední hodnoty a variancí. Pokud jsou nastaveny nulové hodnoty, není šum do obrazu zanesen.

9.6.3 Barevná Look-Up Table

Umožňuje transformovat obraz s původními vstupními hodnotami na jiné výstupní hodnoty. Skutečná hodnota pixelu je pomocí vyhledávací LUT nahrazena jinou hodnotou podle zvolené barevné mapy. LUT plní funkci pseudobarevné (nepravé barvy) zobrazení. Na obrázku níže jsou uvedeny dostupné mapy.

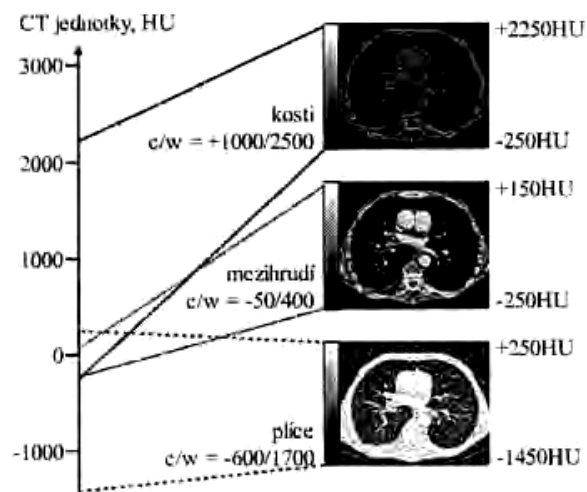


Obr. 9.20 Přehled barevných map v aplikaci

9.6.4 Využití metody zobrazení okna

Při obrazovém signálu s velkou dynamikou zobrazení na monitoru vede k nízké gradaci výsledného obrazu a vlivem omezené kontrastní citlivosti oka pozorovatel nerozezná malé kolísání signálu. Metodou zobrazení okna můžeme zobrazit výsledný obraz s vysokým kontrastem, u kterého může pozorovatel vnímat nejdůležitější změny. Ovládací prvky

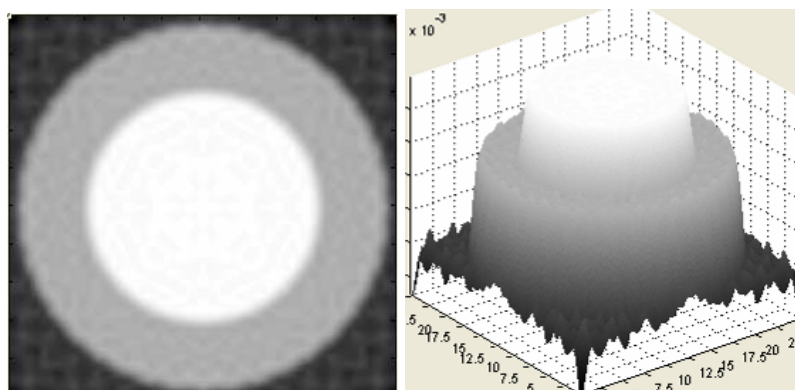
v aplikaci umožňují nastavit horní a dolní úroveň okna obrazu, přičemž jejich rozdíl definuje šířku okna.



Obr. 9.21 Využití metoda okna (převzato z [2])

9.6.5 Výchylkové a jasové zobrazení

Každý obraz v aplikaci lze zobrazit buď v jasové nebo ve vychylkové modulaci. Provádí se tlačítka umístěná vedle obrazu.



Obr. 9.22 Zobrazení v jasové (vlevo) a vychylkové modulaci (vpravo)

9.6.6 Export výsledků

Umožňuje exportovat obrazové výstupy do souboru v grafickém formátu TIFF. Dále je možné uložit videosekvenci Radonové transformace, filtrace projekcí nebo rekonstrukce obrazu do videoformátu AVI.

10. Přehled dosažených výsledků

10.1 Blok „Projekční zobrazení“



Obr. 10.1 3D model a projekce hlavy a hrudníku



Obr. 10.2 3D model a projekce chodidel



Obr. 10.3 3D model a projekce hrudníku a dutiny břišní

Úloha slouží pouze jako demonstrace projekčního zobrazení při použití 3D modelu scény. Na obrázcích výše jsou ilustrovány 3D modely a výsledné projekce při projekčním zobrazení.

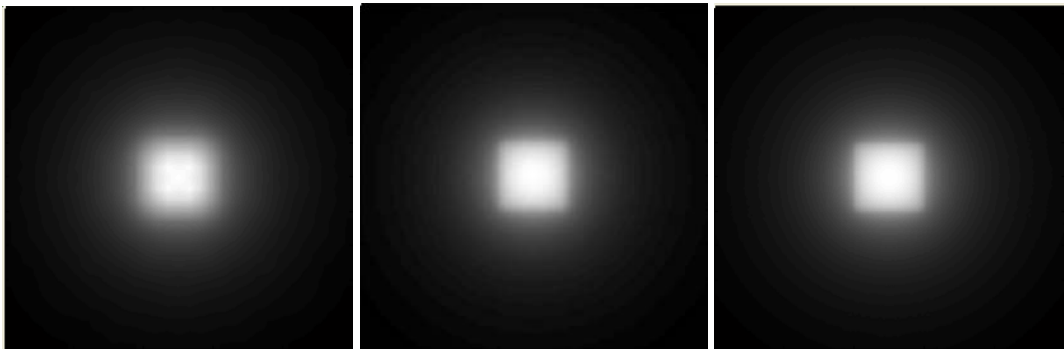
10.2 Blok „Projekčně - rekonstrukční zobrazení“

10.2.1 Vliv počtu detektorů na kvalitu obrazu při zvolené rekonstrukční metodě

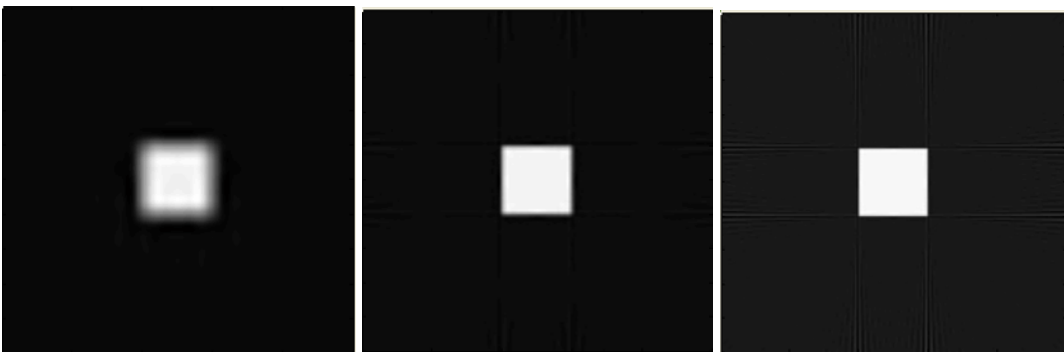
Modelujeme vliv vzorkování na kvalitu rekonstruovaného obrazu. Scéna je vzorkována 500x500 pixelů a představuje testovací obrazec s hranolem uprostřed s vysokým kontrastem vůči okolí.

Snížením počtu detektorů zapříčiní ztrátu prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze. V praxi to může způsobit sníženou detekovatelnost malých lézí nebo jejich úplnou ztrátu v obraze. Je zde uplatňován jev známý pod pojmem efekt částečného objemu (partial volume effect), který se vyskytuje také v rovině z při nevhodné tloušťce tomografické vrstvy. Nízký počet detekčních elementů má pozitivní vliv na dosažené energetické (kontrastní) rozlišení a na poměr SNR– zvýší se počet detekovatelných kvant rtg záření v jednom

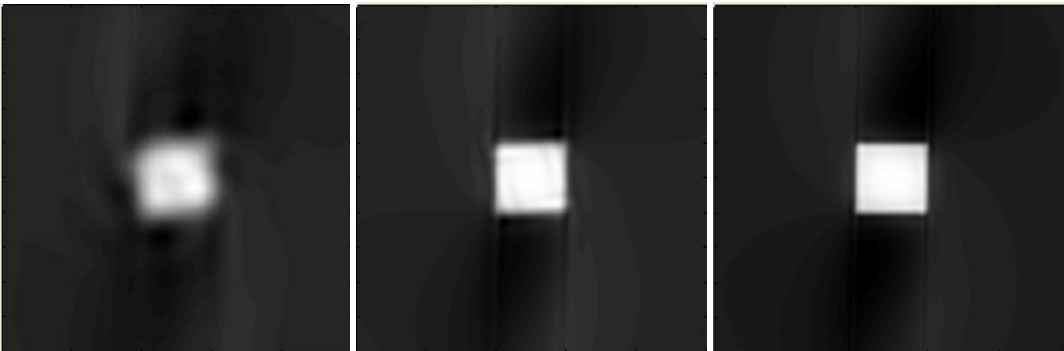
detekčním elementu, avšak za cenu ztráty detailů. Při vyšší vzorkovací frekvenci dosahujeme lepšího prostorového rozlišení, současně se projevuje zvýšený šum v obraze následkem malého počtu detekovatelných kvant rtg záření v jednom detektoru.



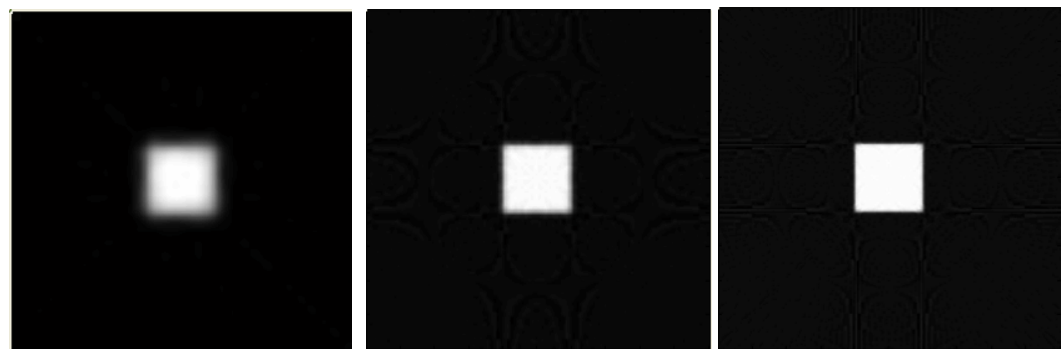
Obr. 10.4 Rekonstruované obrazy metodou SBP - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200



Obr. 10.5 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200



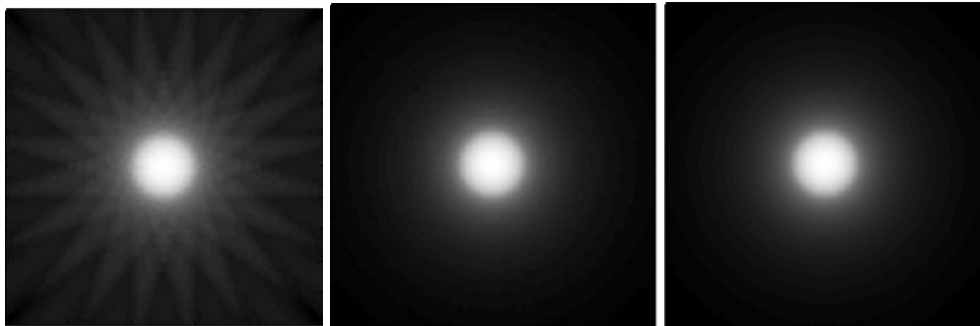
Obr. 10.6 Rekonstruované obrazy metodou ART - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200



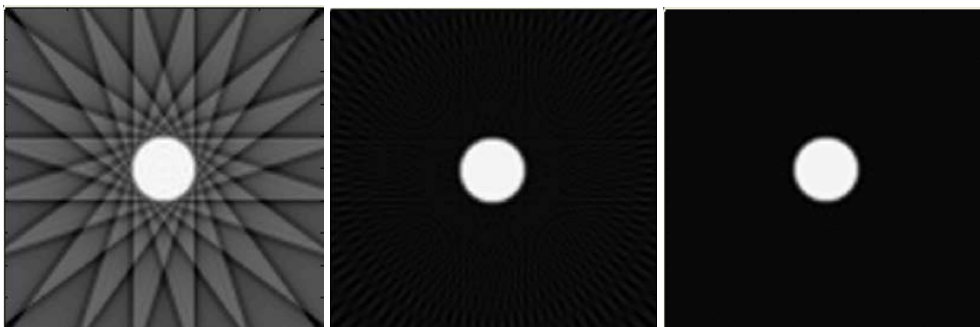
Obr. 10.7 Rekonstruované obrazy metodou Fourierova rekonstrukce - 100 projekcí, počet detektorů 30, 100, 200

Z obrázků (obr. 10.4 až obr. 10.7) jsou patrné změny v kvalitě obrazu vlivem vzorkování. Můžeme si povšimnout zvýraznění hran bílého hranolu se změnou počtu detektorů směrem k vyšším hodnotám. U SBP jsou tyto změny nejméně patrné vzhledem k charakteru rekonstrukce, u které se projevuje značné rozostření. U FBP a Fourierovy rekonstrukce jsou tyto rozdíly nejvíce patrné. Při rekonstrukci ART jsou přítomny známky nehomogenit obrazu v oblasti pozadí. Zlepšení kvality lze dosáhnout změnou počtu iterací, popř. hodnotou rychlosti konvergence.

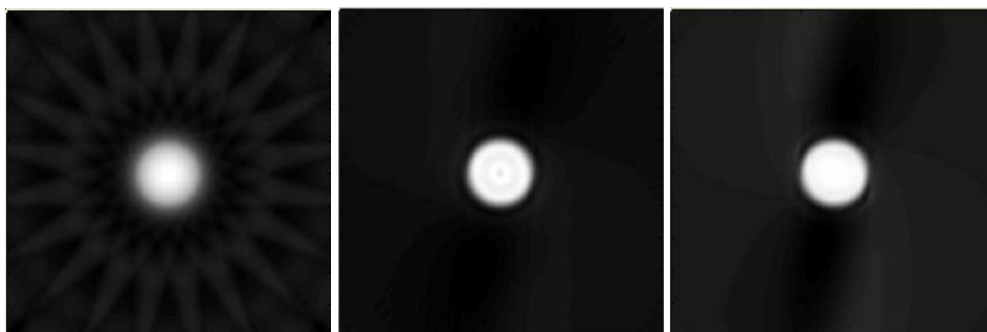
10.2.2 Vliv počtu projekcí na kvalitu rekonstruovaného obrazu



Obr. 10.8 Rekonstruované obrazy metodou SBP - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200



Obr. 10.9 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200

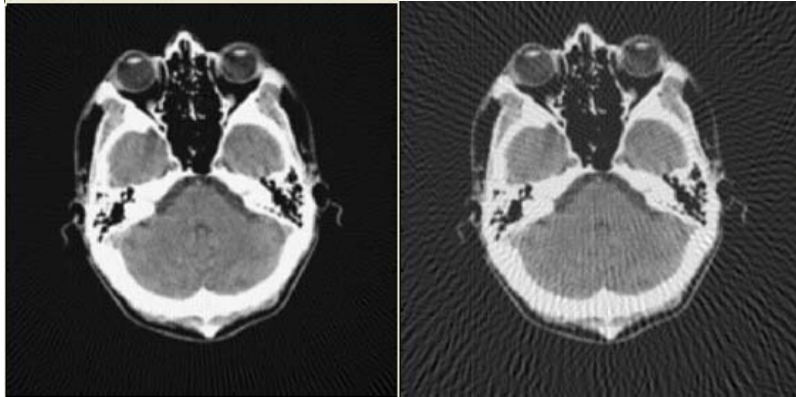


Obr. 10.10 Rekonstruované obrazy metodou ART - 100 detektorů, počet projekcí 30, 100, 200

Počet použitých projekcí při rekonstrukci obrazu ovlivňuje jeho kvalitu. Zejména při nízkém počtu projekcí se projevuje hvězdicový artefakt patrný u obrazů rekonstruovaných při použití 10-ti projekcí. To má za následek značné kolísání CT hodnot v obraze. Při zvýšeném počtu projekcí jsou tyto hvězdicové artefakty eliminovány a má pozitivní vliv na dosažitelné nízkokontrastní rozlišení (viz [2]). Poznamenejme, že reálný CT RTG ZS snímá scénu z 800 až 2000 projekcí, takže se zde hvězdicový artefakt téměř neuplatňuje.

10.2.3 Vliv rozsahu sběru dat na kvalitu obrazu

Sběr souboru projekcí může být proveden buďto v rozsahu 0° - 180° nebo 0° - 360° . Při zachování stejného počtu projekcí bude rozdíl v úhlovém inkrementu snímaných projekcí a hvězdicový artefakt se více projeví u rekonstrukční akvizice 0° - 360° . V případě stejného úhlového inkrementu počet projekcí v rozsahu 0° - 360° se zdvojnásobí, v rekonstruovaném obraze se to projeví zvýšením SNR o faktor $\sqrt{2}$ [2].



Obr. 10.11 Rekonstruované obrazy metodou FBP - 100 detektorů, počet projekcí 180, rozsah snímání 0° - 180° (vlevo), 0° - 360° (vpravo)

10.3 Blok „Hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze“

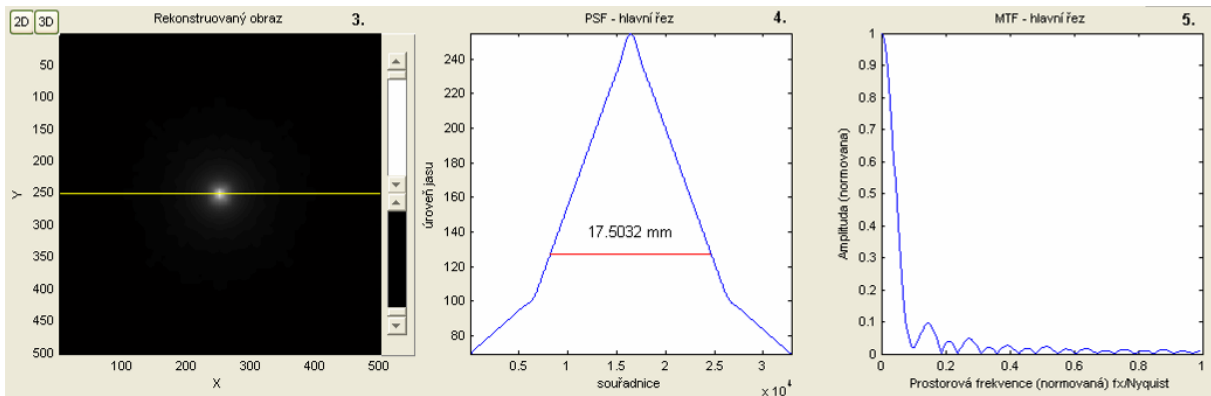
10.3.1 Vliv počtu detektorů na prostorové rozlišení (FWHM a MTF)

Prostorová rozlišovací schopnost je měřena pro každou rekonstrukční metodu ve dvou případech:

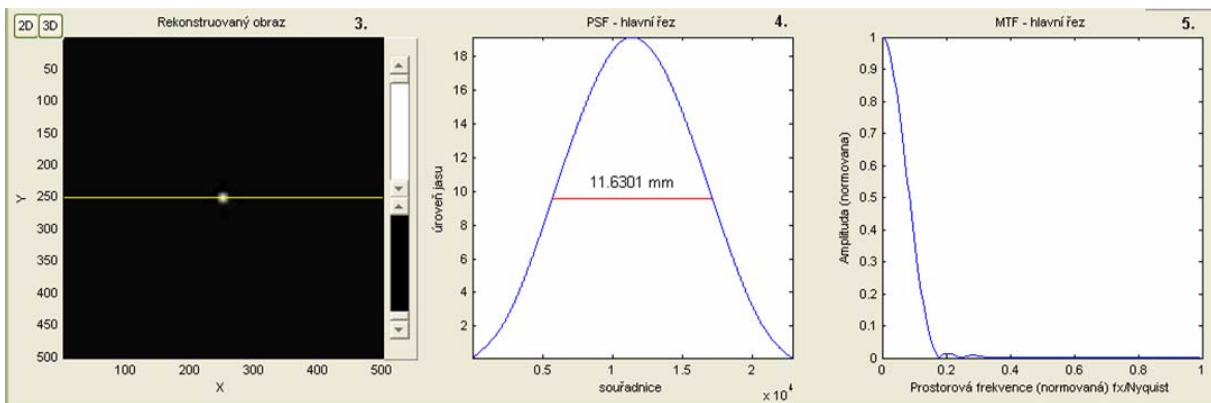
1. s nízkým počtem detektorů (50)
2. s vysokým počtem detektorů (500)

V obou případech jsou ostatní akviziční parametry ponechány shodné: počet projekcí 100, rozsah snímání 0° - 180° . FBP – filtr Ram-Lak (1,0), ART - 3 iterace, rychlost konvergence 1,0. Metody SBP a FR neumožňují dodatečnou konfiguraci.

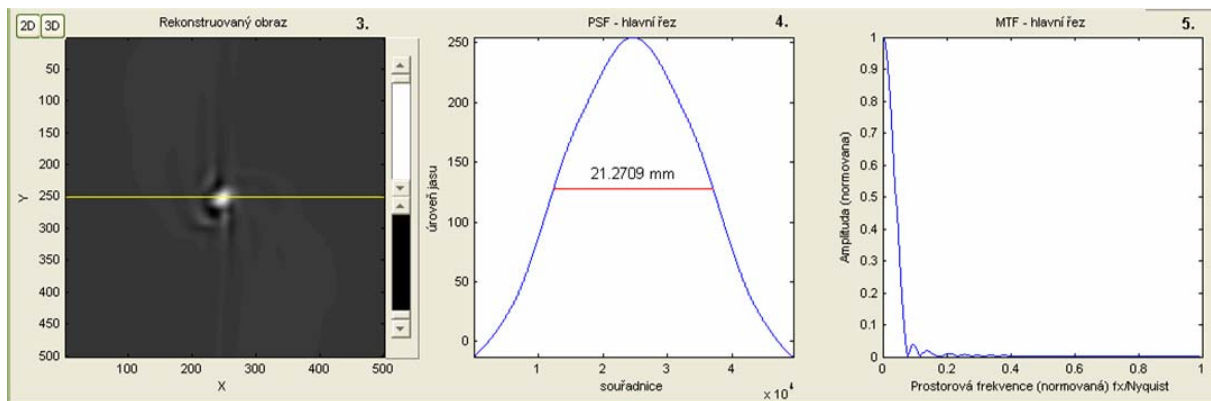
Ad 1) Při tomto nastavení akvizičních parametrů dosahuje nejlepších výsledků (obr. 10.12 až obr. 10.15) metoda FBP (FWHM = 11,63 mm), což lze vysvětlit použitím Ram-Lak filtru, který zesiluje vyšší prostorové frekvence jak je vidět i z MTF. Naopak nejhorší výsledek je zaznamenán u metody ART (FWHM = 21,27 mm), vzhledem ke značné degradaci obrazu je i odezva na δ funkci dosti zkreslená. Z grafů MTF lze usoudit, že průběhy u metod SBP, ART a Fourierova rekonstrukce jsou si do jisté míry hodně podobné – pokles k nulové hodnotě. U SBP jsou sledovány patrné zákmity vyšších prostorových frekvencí, které mohou být způsobeny ostrými přechody v průběhu PSF.



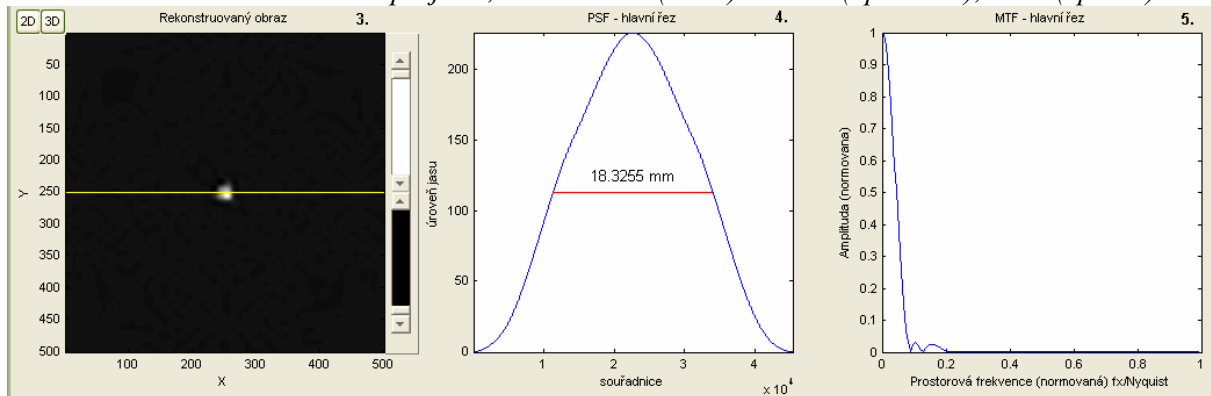
Obr. 10.12 Obraz SBP-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)



Obr. 10.13 Obraz FBP-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)

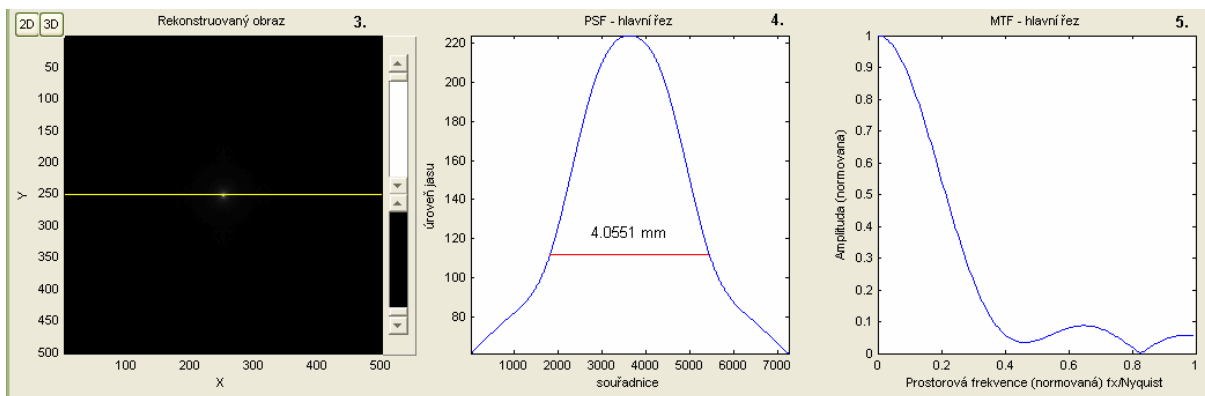


Obr. 10.14 Obraz ART-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)

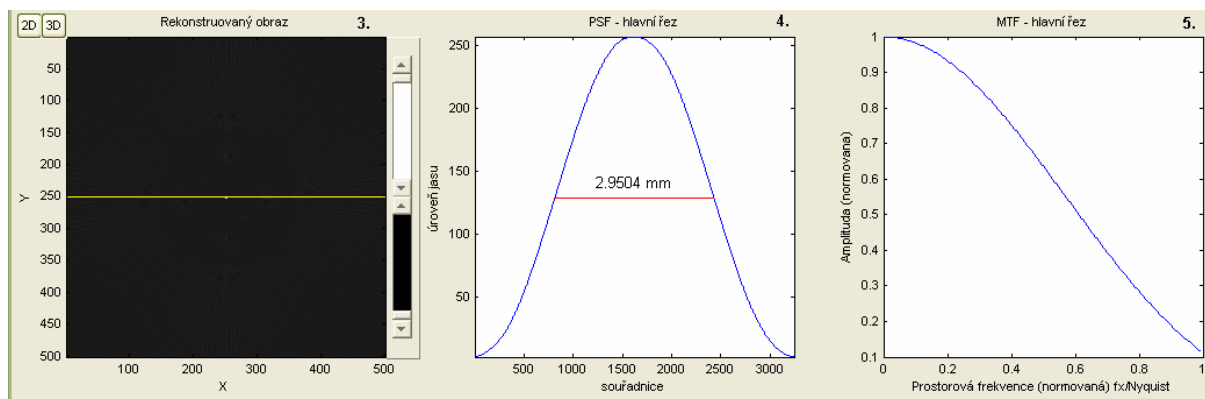


Obr. 10.15 Obraz Fourierovy rekonstrukce-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)

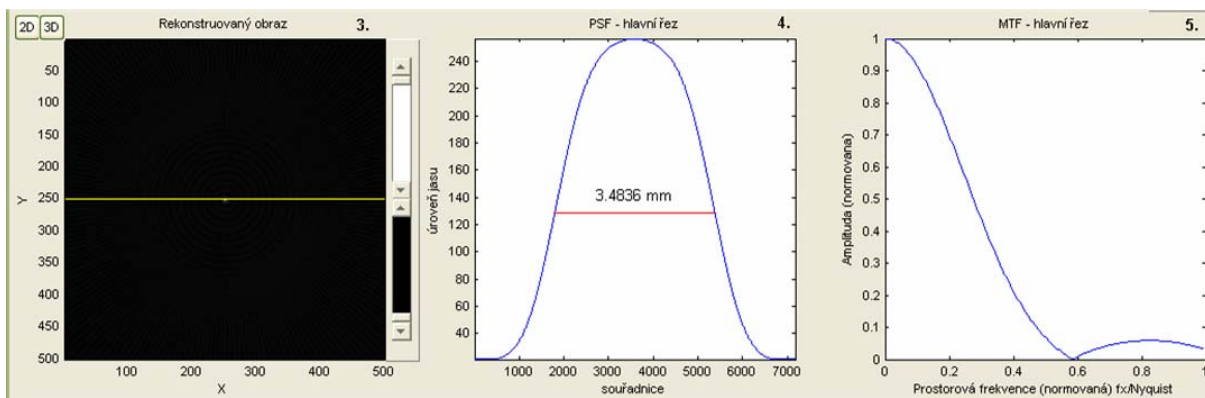
Ad. 2) Stejně jako v předchozím případě nejlepší prostorové rozlišovací schopnosti (FWHM) (obr. 10.16 až obr. 10.19) dosahuje metoda FBP (2,95 mm) (obr. 10.17), což je zřejmé i z charakteristiky MTF. Nejhorší naměřená hodnota byla zjištěna u SBP (4,06 mm) (obr. 10.16). U metody ART s využitím většího počtu detekčních jednotek dosahuje lepších výsledků v porovnání s předchozí situací a to jak v kvalitě obrazu, tak i při hodnocení FWHM. Všimněme si průběhů MTF, jejichž sestupný průběh ve všech případech je posunut směrem k vyšším prostorovým frekvencím ve srovnání s předchozím měřením, což dobře koreluje s vyšší naměřenou prostorovou rozlišovací schopností.



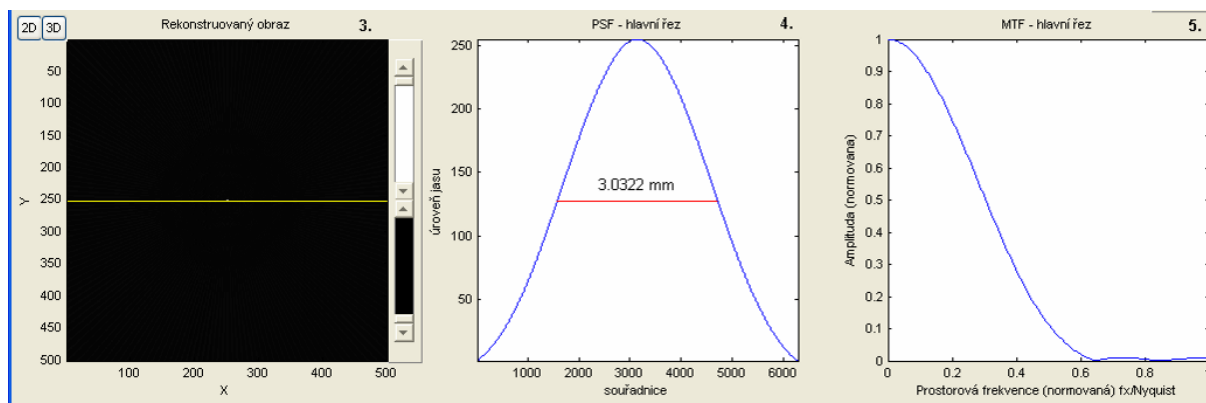
Obr. 10.16 Obraz SBP-100 projekcí, 500 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)



Obr. 10.17 Obraz FBP-100 projekcí, 500 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)



Obr. 10.18 Obraz ART-100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)



Obr. 10.19 Obrázek Fourierovy rekonstrukce -100 projekcí, 50 detektorů (vlevo) FWHM (uprostřed), MTF (vpravo)

10.3.2 Vliv počtu projekcí na prostorové rozlišení (FWHM a MTF)

Vliv změny počtu projekcí na dosažené prostorové rozlišení se téměř neprojevil. Jak je uvedeno v [2], změna počtu projekcí ovlivňuje zejména nízkokontrastní rozlišení – viz CDC křivka uvedeno v [2]. Proto se touto závislostí nebude dále zabýváno. Pozn. CDC křivka vyjadřuje závislost základních dosažitelných parametrů procesu zobrazení na skenovacích parametrech.

10.4 Blok „Hodnocení akvizičního kontrastu v rekonstruovaném obraze“

10.4.1 Vliv počtu detektorů na akviziční kontrast

Při měření bylo sledován vliv počtu detektorů (vzorkovací frekvence) na výsledný akviziční kontrast v závislosti na velikosti objektu. Zvolíme největší počet snímaných projekcí – 180 ve skenovacím rozsahu 0° - 180° , aby v rekonstruovaném obraze minimalizovali fluktuace hodnot v oblasti pozadí a v zájmových objektech, neboť jejich kolísání má negativní vliv na přesný odečet při hodnocení akvizičního kontrastu. Hodnoty L_{min} a L_{max} jsou stanoveny jako průměrné hodnoty v oblasti pozadí resp. objektů. Hodnocení kontrastu probíhá za těchto podmínek:

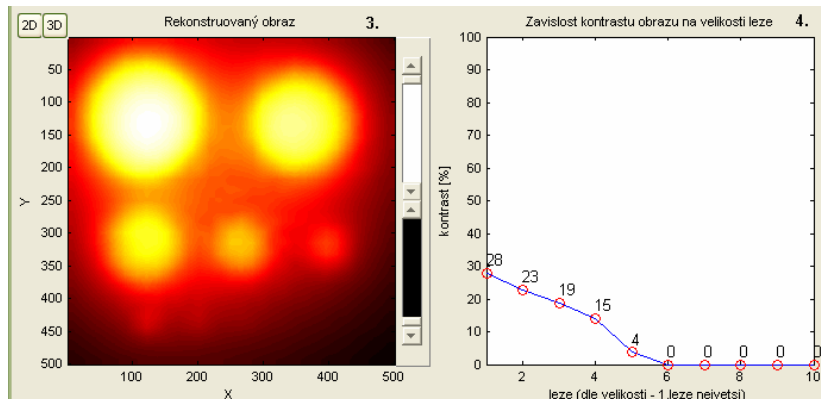
1. volba nízké vzorkovací frekvence / projekci (počet detektorů 40)
2. volba vysoké vzorkovací frekvence / projekci (počet detektorů 200)

Akviziční a rekonstrukční parametry jsou pro obě měření shodná: FBP – filtr Ram-Lak (1,0), ART – počet iterací 6, rychlost konvergence 0,2. Metody SBP a FR neobsahují dodatečnou konfiguraci.

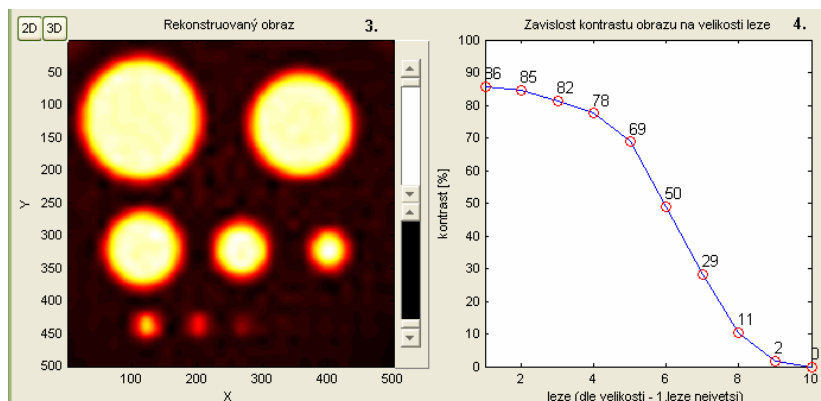
Ad. 1) Na snímcích (obr. 10.20 až obr. 10.23) je vyznačena závislost akvizičního kontrastu na velikosti léze při nízkém vzorkovacím kmitočtu jedné projekce (50 detektorů). Na obrazech lze pozorovat fluktuace hodnot v oblasti pozadí, které mají negativní vliv na objektivní hodnocení akvizičního kontrastu. Nejhorší výsledek byl zaznamenán u metody SBP, jejichž rekonstruovaný obraz trpí značnou nehomogenitou a rozostřením, což ovlivňuje akviziční kontrast zejména malých objektů (viz obr. 10.20). Její chování můžeme přirovnat k filtru typu dolní propust. Výsledný průběh potvrzuje, že metoda není z hlediska použití vhodná a tvoří pouze základ metody FBP. Rekonstruovaný obraz metody ART vykazuje taktéž značné

nehomogenity, které se promítají do dosaženého kontrastu. Nejlepší výsledek je pozorován u metod FBP a Fourierovy rekonstrukce. Kontrast malých objektů u FBP dosahuje nejvyšších hodnot v porovnání z ostatními metodami. Je to dáno především filtrací projekcí ostřicím filtrem Ram-Lak. Jak je vidět nízký vzorkovací kmitočet má podstatný vliv na viditelnost malých objektů, což se promítne v jejich nízkém akvizičním kontrastu. Pro lepší názornost a zdůraznění rozdílů jsou rekonstruované obrazy v barevné stupnici „hot“.

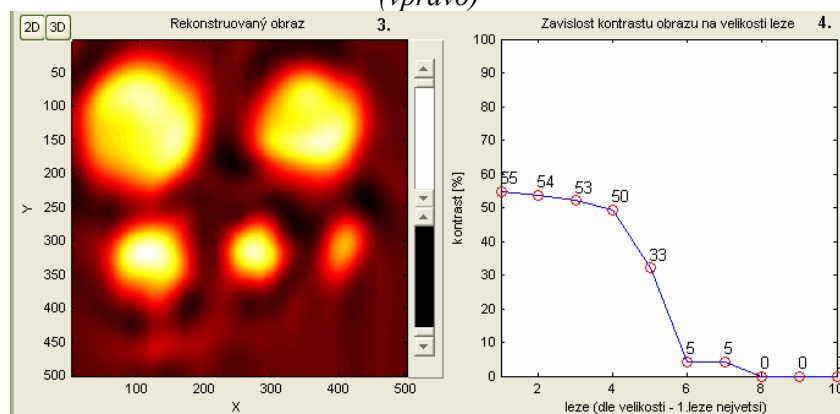
Pozn. při původní nastavení ART metody (3 iterace, rychlost konvergence 1,0) se nepodařilo obraz zrekonstruovat s přijatelnou kvalitou pro hodnocení (téměř prázdné pole), proto parametry byly voleny tak, aby obraz dosáhl přiměřené kvality. Nastavení jednotlivých parametrů ART rekonstrukce mohou výrazně ovlivnit kvalitu rekonstruovaného obrazu.



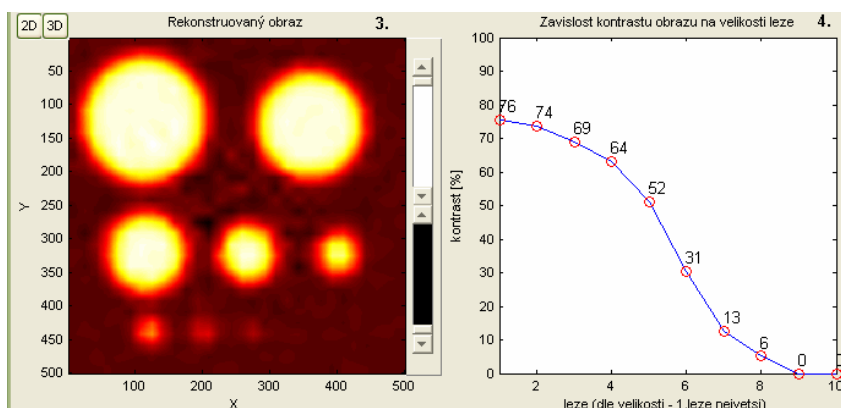
Obr. 10.20 Obraz SBP -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)



Obr. 10.21 Obraz FBP -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)

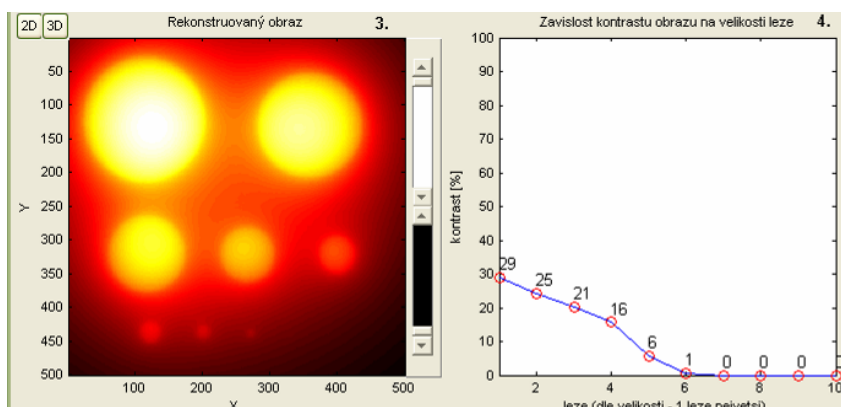


Obr. 10.22 Obraz ART -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)

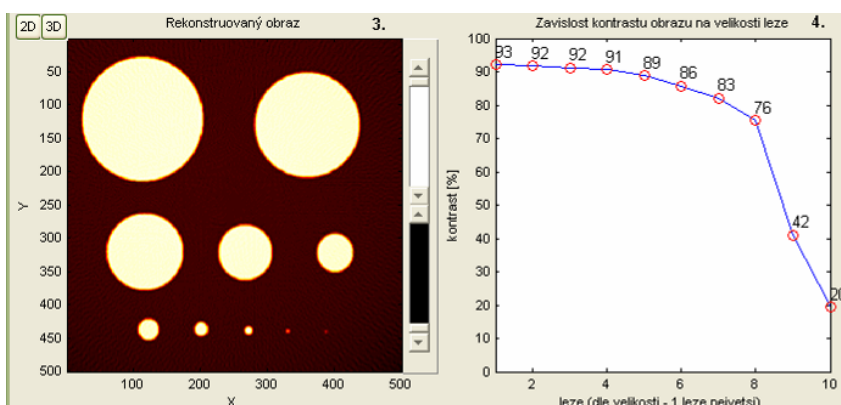


Obr. 10.23 Obráz Fourierovy rekonstrukce -180 projekcí, 40 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)

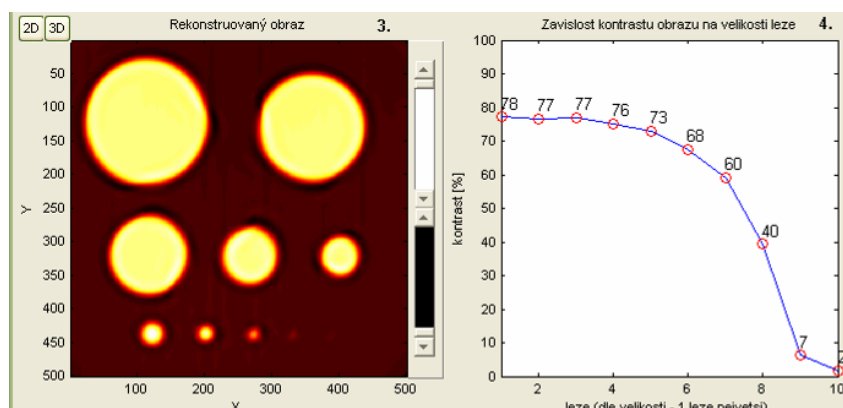
Ad.2) Z rekonstruovaných obrázků a jejich grafů (obr. 10.24 až obr. 10.27) lze pozorovat značné zlepšení akvizičního kontrastu u malých objektů ve srovnání s předchozími případy v bodě 1.. Je to dáno především vyšší vzorkovací frekvencí projekce. Výjimku tvoří metoda SBP, u které je výsledek podobný s předchozím případem. Grafická závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu dobře koreluje s charakteristikou MTF, tzn. přenosu modulace kontrastu scény do obrazu v závislosti na prostorové frekvenci. V tomto případě jednotlivé prostorové frekvence modelují různě velké objekty ve scéně.



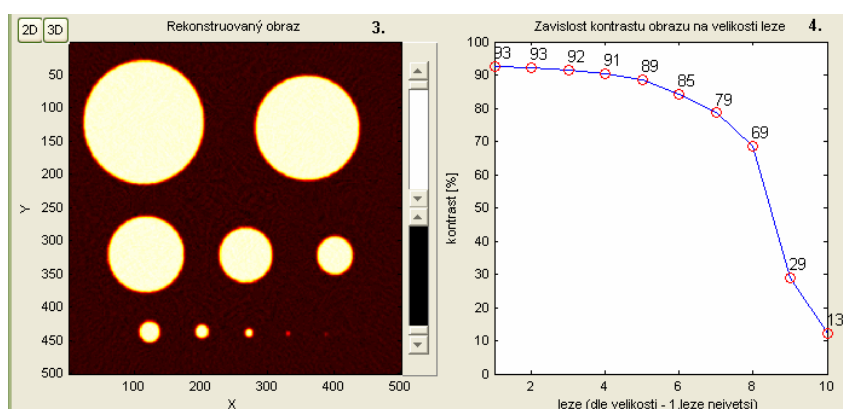
Obr.10.24 Obráz SBP -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)



Obr.10.25 Obráz FBP -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)



Obr. 10.26 Obrázek ART -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)



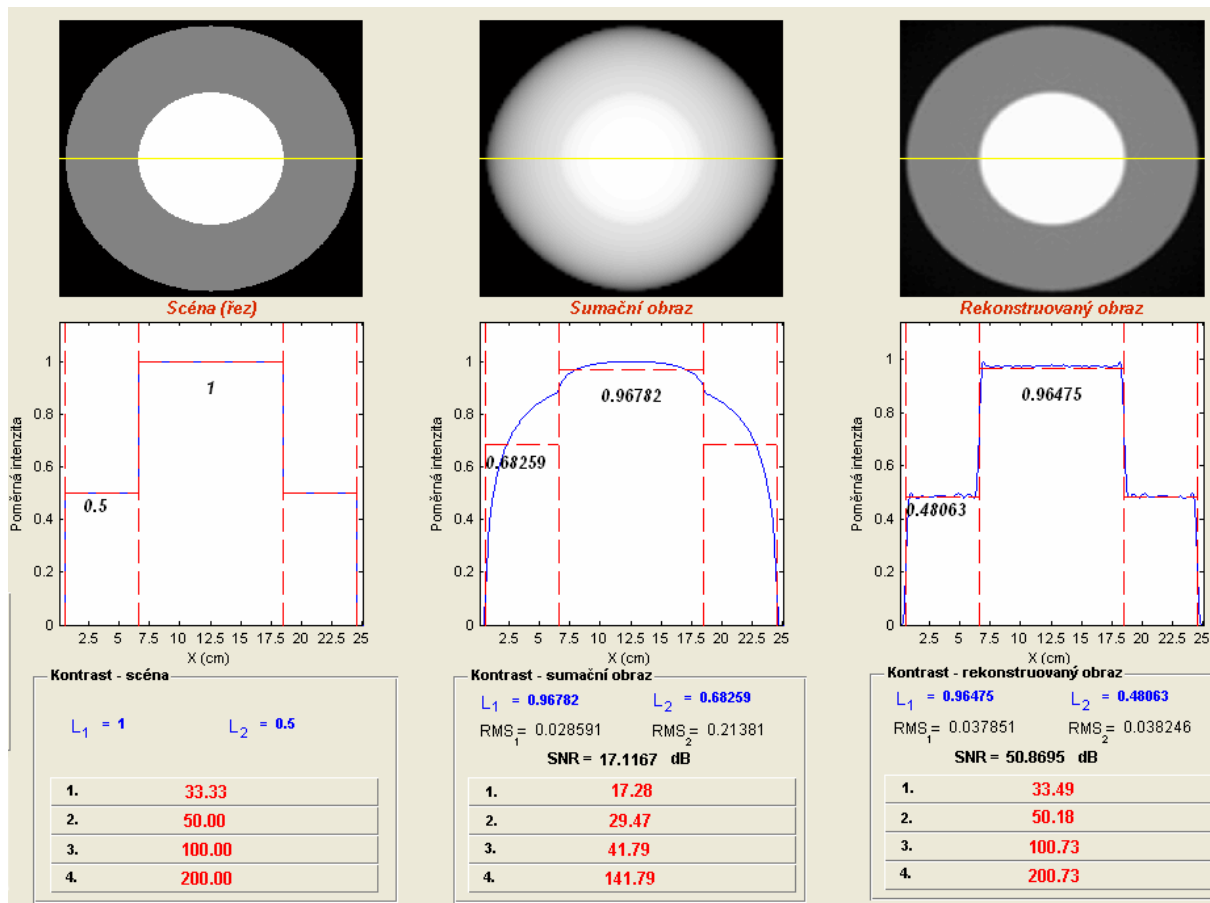
Obr.10.27 Obrázek Fourierovy rekonstrukce -180 projekcí, 200 detektorů (vlevo), závislost kontrastu na velikosti objektu (vpravo)

10.5 Blok „Hodnocení akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení“

10.5.1 Srovnání kontrastu scény s akvizičním kontrastem sumačního a rekonstruovaného obrazu

Bloku je věnován srovnání kontrastu scény s akvizičním kontrastem sumačního obrazu a rekonstruovaného obrazu. Kontrast byl hodnocen podle rovnic (25) až (28). Zde je uvedeno jen několik výsledků a srovnání kontrastu obou metod, neboť volitelnost jednotlivých parametrů a definování scény je široká. Pro přehlednost jsou výsledky kontrastu v textu uváděny pouze pro definici (25). Na obrázcích níže jsou výsledky jednotlivých definic kontrastu očíslovány 1 – 4, kde číslo 1 je výpočet podle vztahu (25), číslo 2 podle (26) atd..

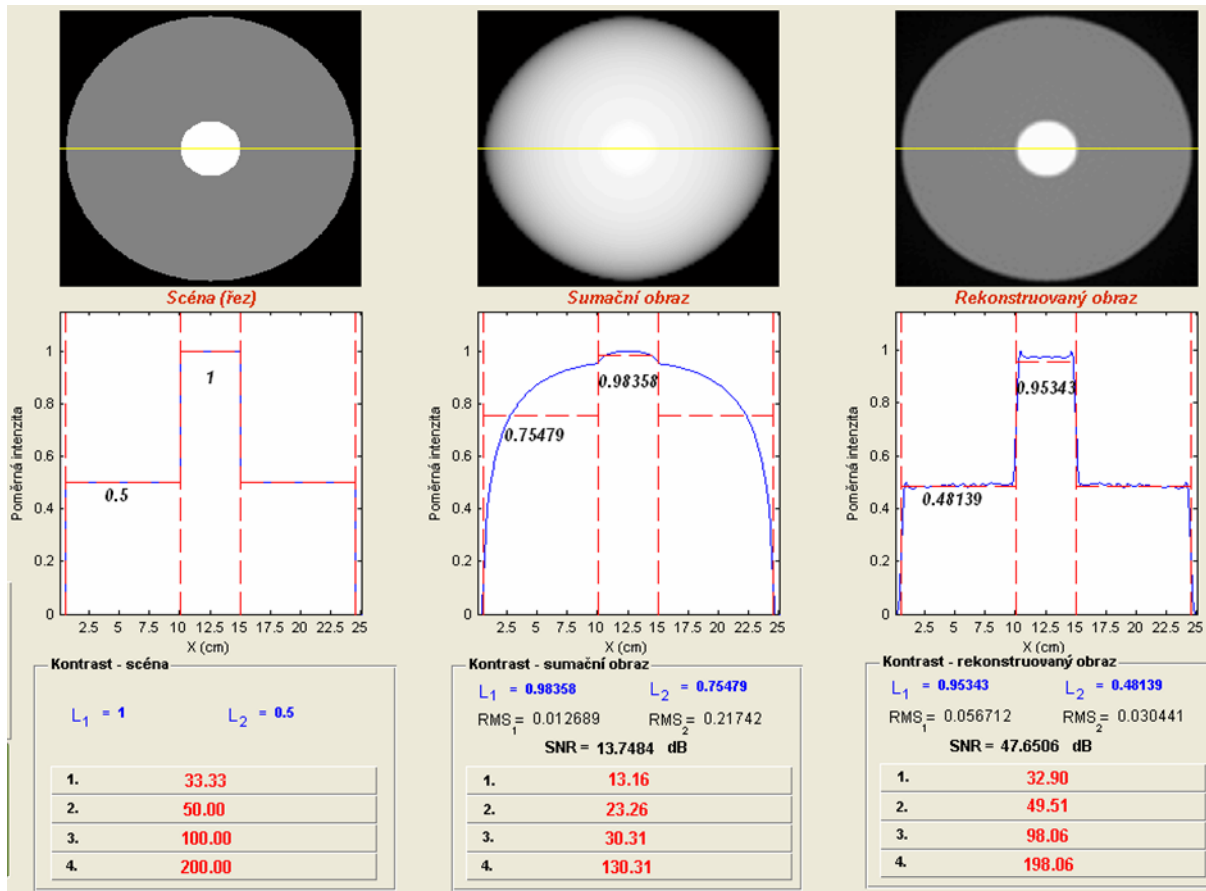
1. Na obrázku níže (obr. 10.28) je výsledek hodnocení akvizičního kontrastu za těchto podmínek: Scéna – průměr vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, průměr vnější koule 24 cm (konstantně nastaveno), $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$. Počet detektorů 100 (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů.



Obr.10.28 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$

Výsledky ukazují na nižší akviziční kontrast sumačního obrazu ($K=20,53\%$) podle vztahu (25), než v případě kontrastu scény ($K=33,33 \%$) a v rekonstruovaném obraze ($K=33,49\%$). Z profilu sumačního obrazu si můžeme všimnout, že výpočet průměrné hodnoty z oblasti vnější koule ($L_2=0,63339$) je zatížen velkou chybou v porovnání s rekonstruovaným obrazem, jak dokazuje hodnota střední kvadratické odchylky v této oblasti ($RMS_2=0,21381$). Tato chyba se promítá do (ne)presného určení akvizičního kontrastu. Akviziční kontrast v rekonstruovaném obraze dosahuje nepatrně vyšší hodnoty než je tomu u kontrastu scény, což je zapříčiněno fluktuací hodnot lineárního součinitele zeslabení kolem průměrné hodnoty, způsobené filtrací projekcí a nedostatečným počtem projekcí. Po vizuální stránce jsou vidět jasné rozdíly mezi sumačním a rekonstrukčním obrazem. V sumačním obraze je přechod mezi oblastmi vnější a vnitřní koule velmi rozostřený a nelze jasně rozeznat jejich hranice, což stěžuje viditelnost jednotlivých oblastí. Naproti tomu v rekonstruovaném obraze vidíme jasné ostré přechody mezi oběma oblastmi.

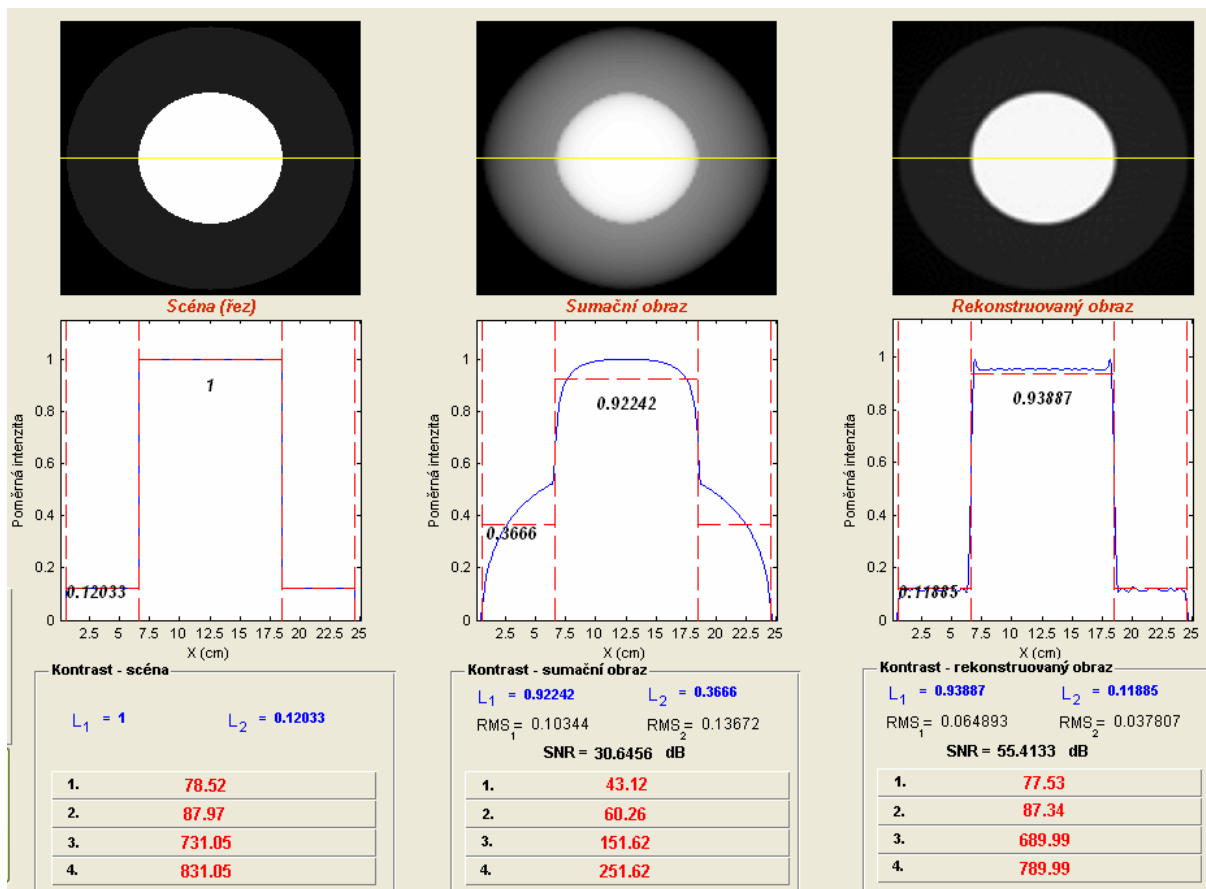
2. Scéna – průměr **vnitřní koule 5 cm**, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, průměr vnější koule 24 cm (konstantně nastaveno), $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$. Počet detektorů 100 (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů



Obr.10.29 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 5 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$

Na obrázku 10.29 jsou podmínky hodnocení kontrastu stejné jako v předchozím případě. Výjimku tvoří průměr vnitřní koule, která byla zmenšena na 5 cm. Můžeme pozorovat pokles kontrastu v sumačním obraze z původní hodnoty 17,28 % na 13,16 %. Akviziční kontrast v rekonstruovaném obraze se poněkud snížil, avšak ve srovnání s kontrastem scény je pokles zanedbatelný.

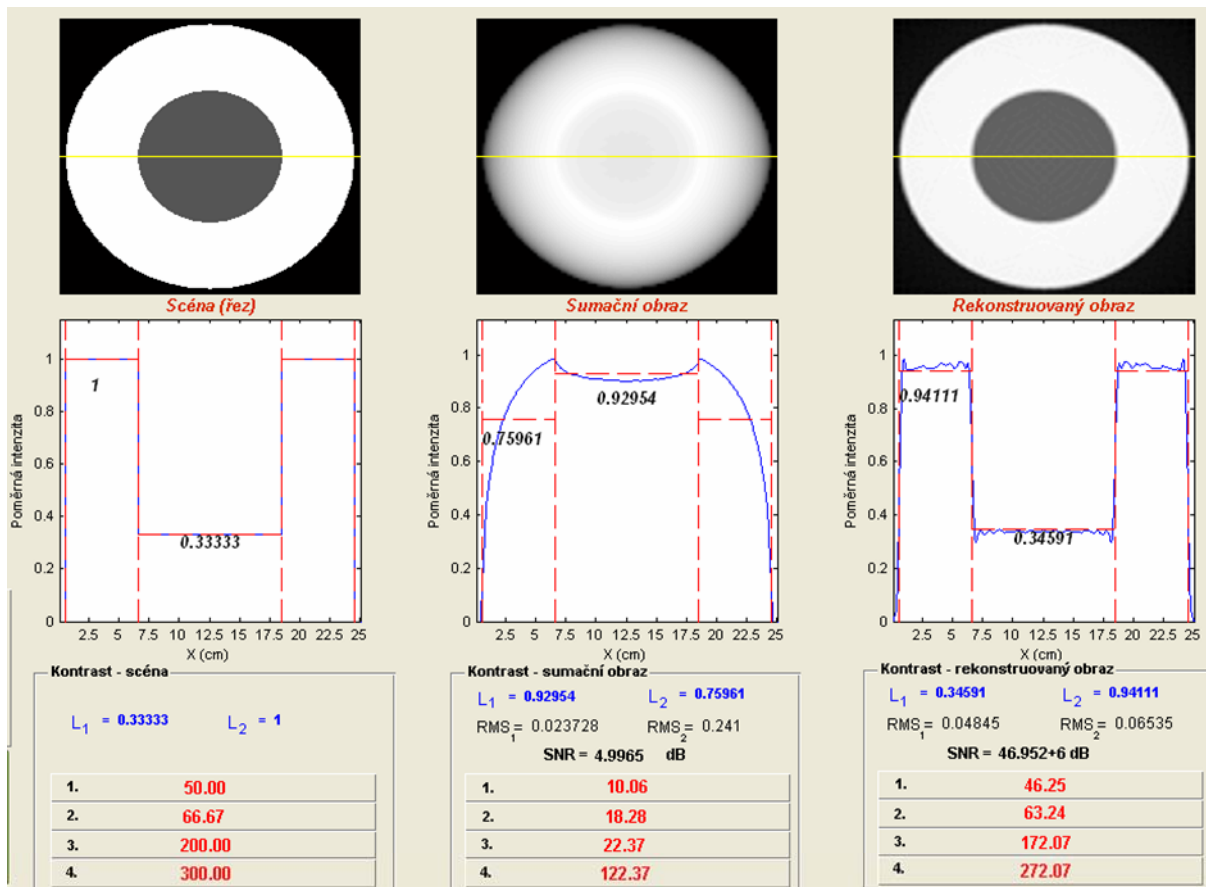
3. Scéna – průměr vnitřní koule 12 cm, $\mu_1 = 0,30 \text{ cm}^{-1}$, průměr vnější koule 24 cm (konstantně nastaveno), $\mu_2 = 0,036 \text{ cm}^{-1}$. Počet detektorů 100 (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů.



Obr.10.30 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,30 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,036 \text{ cm}^{-1}$

Další případ hodnocení akvizčního kontrastu (obr. 10.30) s jinými vlastnostmi definované scény. Lineární součinitel zeslabení: vnější koule $\mu_2 = 0,036 \text{ cm}^{-1}$, vnitřní koule $\mu_1 = 0,30 \text{ cm}^{-1}$. Výsledky prokazují i v tomto případě nižší akvizční kontrast v sumačním obraze ($K = 43,12 \%$) ve srovnání s kontrastem v rekonstruovaném obraze ($K = 77,53 \%$) a ve scéně ($K = 78,52 \%$).

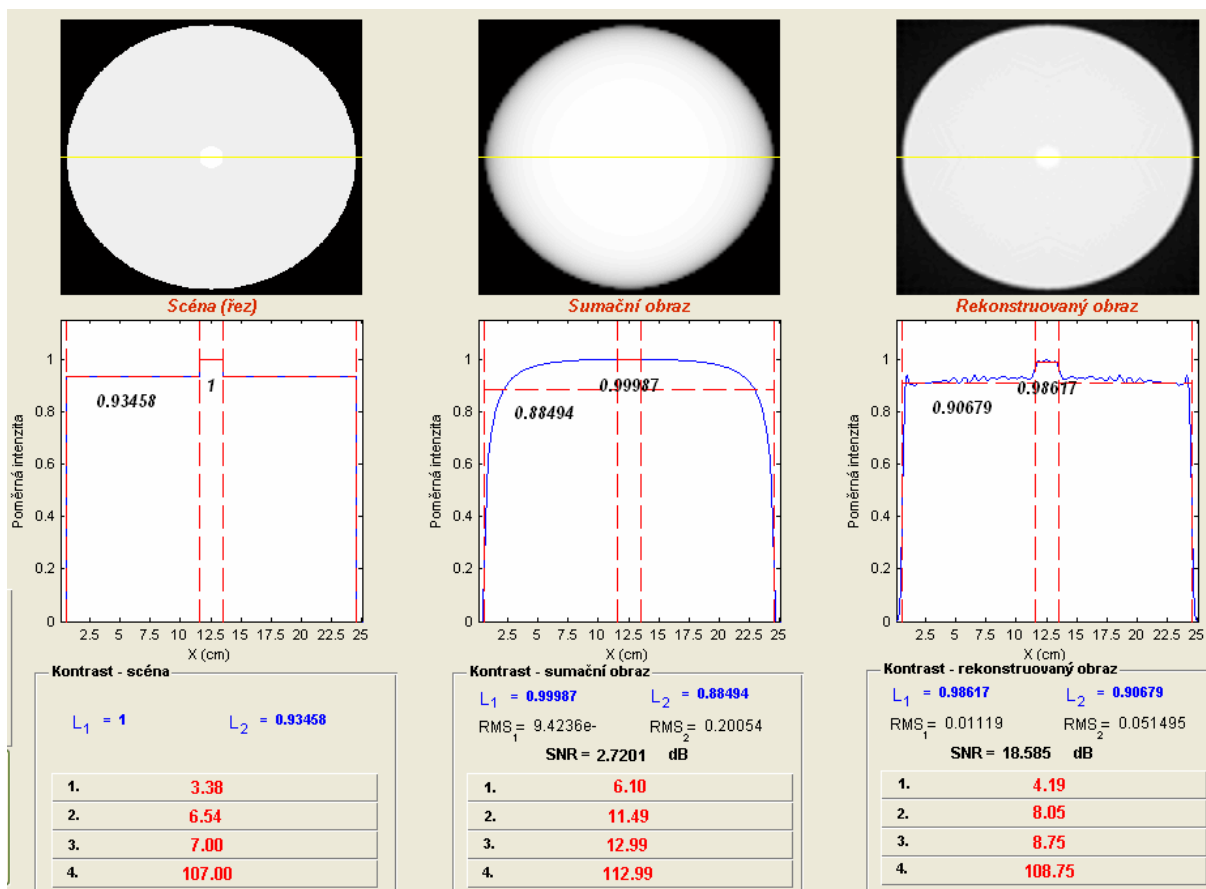
4. V tomto případě (obr. 10.31) je scéna definována vnitřní koulí s průměrem 12 cm, její materiálové složení má nižší lineární součinitel zeslabení $\mu_1=0,03 \text{ cm}^{-1}$, než vnější koule $\mu_2=0,09 \text{ cm}^{-1}$. Akviziční a rekonstrukční parametry jsou shodné s předchozími případy.



Obr.10.31 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,03 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,09 \text{ cm}^{-1}$

Výsledek ukazuje velmi nízký kontrast v sumačním obraze ($K = 10,06 \%$), kde je navíc průměrná hodnota vnitřní koule vyšší než v oblasti vnější koule. Takto získaný obraz podává velmi zkreslenou informaci o vlastnostech scény. Akviziční kontrast v rekonstruovaném obraze ($K = 46,25 \%$) je více než 4x vyšší než v sumačním obraze a téměř se blíží kontrastu scény.

5. V tomto případě (obr. 10.32) je modelová situace pro hodnocení nízkokontrastního rozlišení. Oblast vnitřní koule modeluje složení měkké tkáně (játra) s lineárním součinitelem zeslabení $\mu_1 = 0,203 \text{ cm}^{-1}$ (70 HU) a obsah vnější koule je voda $\mu_2 = 0,19 \text{ cm}^{-1}$ (0 HU).



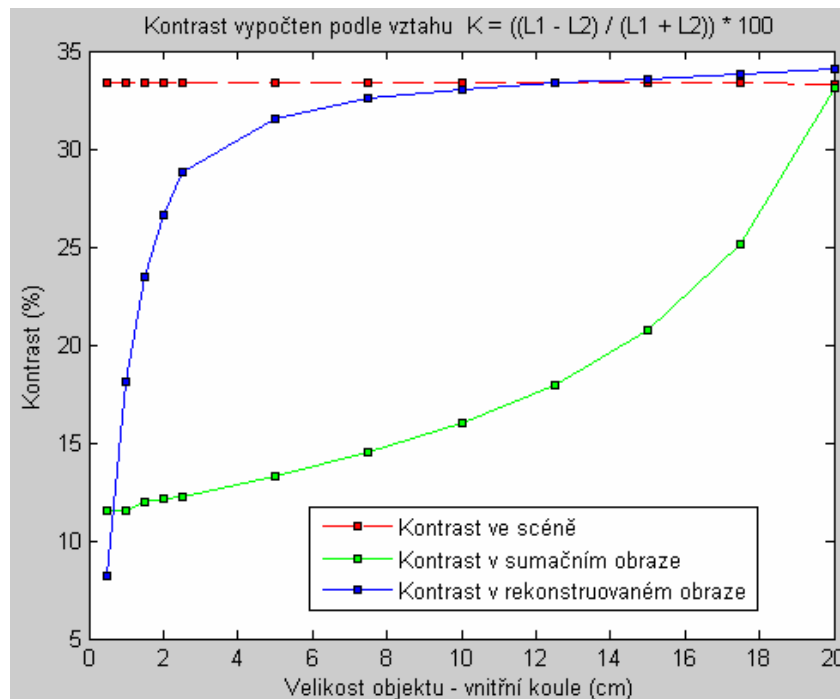
Obr. 10.32 Srovnání kontrastu scény, projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,203 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,19 \text{ cm}^{-1}$

Výsledek ukazuje (obr. 10.32) vyšší kontrast v sumačním obraze než ve scéně a rekonstruovaném obraze, avšak z hlediska psychosenzorického vjemu nelze rozeznat vnitřní kouli od vnější a jejich definované hranice jsou těžko rozlišitelné. To naznačuje i průběh profilu sumačního obrazu. Je to způsobeno hlavně velkou chybou při stanovení průměrné hodnoty lineárního součinitele zeslabení vnější koule, kde je značný rozptyl hodnot, jak dokazuje střední kvadratická odchylka vypočítaná z této oblasti ($rms_2 = 0,2$). Výsledný kontrast je pak velmi zkrácený. V rekonstruovaném obraze je kontrast nepatrně vyšší než ve scéně, což můžeme přisoudit chybám vzniklým při rekonstrukci a nevhodnému nastavení akvizitních parametrů (nízký počet projekcí, nízká vzorkovací frekvence projekce). Ve srovnání se sumačním obrazem je rozlišitelnost vnitřní koule v rekonstruovaném obraze srovnatelná se scénou z hlediska psychosenzorického vjemu.

10.5.2 Závislost dosaženého kontrastu na velikosti objektu (léze)

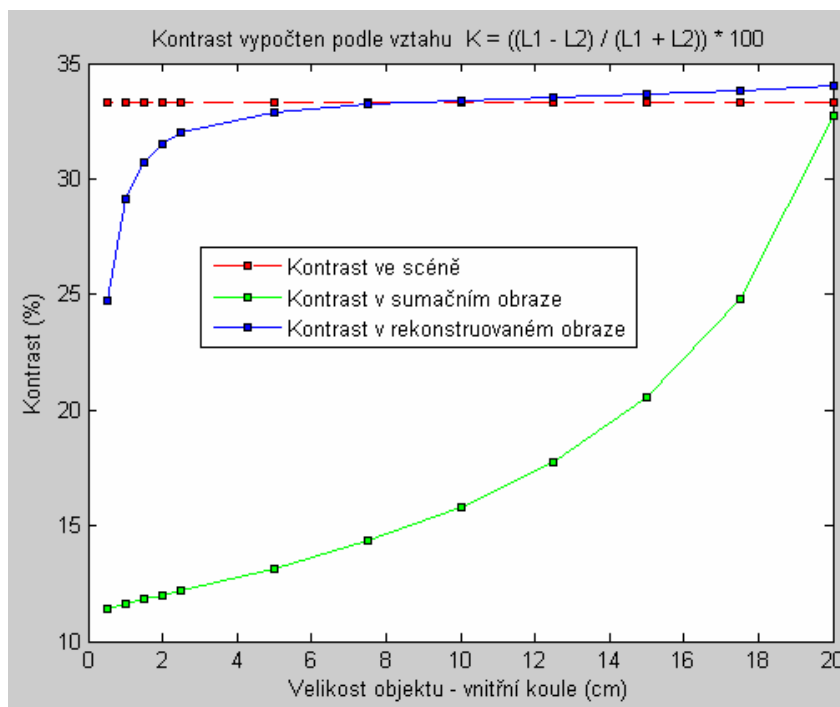
Závislost je hodnocena za těchto podmínek: vnitřní koule $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, vnější $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$. Akvizitní kontrast je počítán podle vztahu (25). Závislost je testovaná ve třech případech, v každém je volen jiný počet detektorů (vzorkovací frekvence).

1. **Počet detektorů 30** (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů.



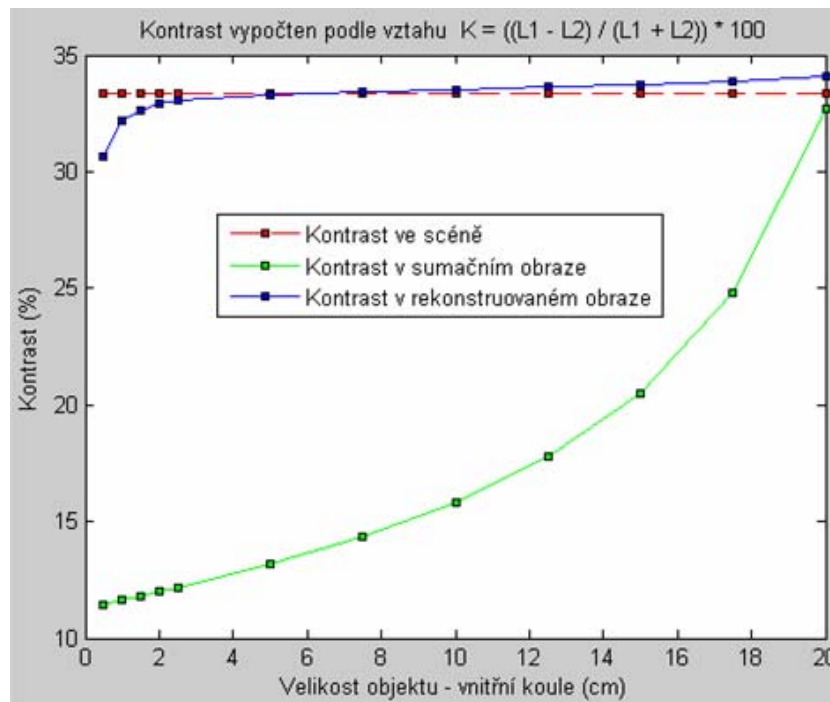
Graf 1. Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 30

2. **Počet detektorů 100** (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů.



Graf 2. Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 100

3. Počet detektorů 300 (pro obě metody), rekonstrukce FBP – 100 projekcí, filtr Ramp-Lak (1,0), rozsah sběru 0-180 stupňů.



Graf 3. Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu, vnitřní koule 12 cm, $\mu_1=0,19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_2=0,095 \text{ cm}^{-1}$, počet detektorů 300

Z grafických závislostí je patrný velký pokles akvizičního kontrastu v sumačním obraze směrem k menším velikostem objektu (ve všech případech) v porovnání s kontrastem scény a rekonstruovaného obrazu. Je nutné brát v úvahu, že stanovení průměrných hodnot z vnitřní a vnější koule sumačního obrazu z nichž je kontrast počítán je zatíženo značnou chybou, což vede i k chybě při výpočtu kontrastu. U průběhů v rekonstruovaném obraze si můžeme všimnout rozdílných závislostí při různé vzorkovací frekvenci (počtu detektorů). V prvním případě - 30 detektorů (graf 1.) je zaznamenán větší pokles akvizičního kontrastu již při průměru vnitřní koule 7,5 cm, kde nejmenší objekt (0,5 cm) dosahuje kontrastu pod 10 % při jmenovitém kontrastu scény 33,3 %. V druhém případě - 100 detektorů (graf 2.) začíná klesat hodnota akvizičního kontrastu při průměru vnitřní koule v rozmezí 5 - 3 cm, kde nejmenší objekt dosahuje kontrastu pod 25 %. V posledním případě - 300 detektorů (graf 3.) začíná kontrast významně klesat až při velikosti 2 cm, kde nejmenší objekt dosahuje kontrastu nad 30 %. Je zde patrný rozdíl ve strmosti poklesu kontrastu v závislosti na geometrických vlastnostech objektů. Z grafů je zřejmé, že se zde uplatňuje vysokokontrastní prostorové rozlišení, při kterém s nižší prostorovou rozlišovací schopností klesá kontrast v obraze a tudíž i schopnost identifikovat malé objekty.

11. Závěr

Cílem diplomové práce bylo vytvořit uživatelský program zabývající se modelováním procesu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení s ohledem na dosažitelný akviziční kontrast. Uživatelský program byl realizován v prostředí Matlab a poslouží i jako laboratorní cvičení.

Program je členěn do několika bloků, každých z nich se zabývá určitou oblastí v procesu zobrazení.

První blok se zabývá modelováním projekčního zobrazení konvenčního RTG ZS, kde jsou použita skutečná patientská data pro vytvoření trojrozměrných modelů částí lidského těla. Na základě těchto modelů je provedena simulace projekčního zobrazení. Tato část úlohy je velmi zjednodušeným simulátorem a slouží jako demonstrační ukázka tohoto procesu.

Druhý blok obsahuje simulátor, který je zaměřen na projekčně rekonstrukční zobrazení. Zahrnuje sběr obrazových dat (Radonovu transformaci) a několik rekonstrukčních metod, z nichž některé mohou být dodatečně konfigurovány. Součástí je možnost nastavení akvizičních parametrů, které spolu s rekonstrukční metodou mají vliv na výsledný rekonstruovaný obraz. Blok tak umožňuje přehledně zobrazit a porovnávat jednotlivé obrazy při různých podmínkách sběru dat a rekonstrukci. Uživatel tak získá představu o těchto rekonstrukčních metodách.

Třetí blok je zaměřen na hodnocení kvality CT RTG ZS a to ve spojení s prostorovou rozlišovací schopností v ose xy v rekonstruovaném obraze. Obsahuje scénu s modelem Diracovy funkce a nástroje pro kvantitativní hodnocení prostorového rozlišení jako FWHM a umožňuje převod PSF do frekvenční oblasti v podobě MTF.

Čtvrtý blok se zabývá závislostí akvizičního kontrastu v rekonstruovaném obraze na geometrické velikosti objektu ve scéně. Scénu tvoří několik objektů tvaru koule, různých velikostí s vysokým kontrastem a na základě akvizičních a rekonstrukčních parametrů se sleduje velikost akvizičního kontrastu tj. přenos kontrastu na jednotlivých prostorových frekvencích.

Poslední blok, který byl hlavní náplní práce, je zaměřen na porovnání dosažitelného akvizičního kontrastu mezi projekčním a projekčně rekonstrukčním procesem zobrazení při jmenovitém kontrastu scény. Nutnou podmínkou pro srovnání bylo vytvoření trojrozměrné geometricky homogenní scény (koule umístěná v kouli). Scénu lze volitelně definovat rozměrově i materiálově (pomocí lineárního součinitele zeslabení). Při projekčním zobrazení je brána v úvahu i tloušťka vrstvy, přes níž prochází rtg svazek, což ovlivňuje výsledné zobrazení a hlavně akviziční kontrast. Z výsledků lze vyvodit závěr, že projekční zobrazení vytváří z původní trojrozměrné scény dvojrozměrnou distribuci primárního parametru (sumační obraz) a dochází tak ke ztrátě informace o hloubce. Hodnota výsledného parametru v sumačním obraze neodráží skutečné vlastnosti primárního parametru, ale je dána celkovým lineárním součinitelem zeslabení všech struktur, kterými prochází odpovídající rtg paprsek na dráze rentgenka-detektor a tloušťkou snímané scény. Proto tato metoda neposkytuje dostatečný akviziční kontrast spojený s nízkým SNR. Naproti tomu projekčně rekonstrukční zobrazení velmi věrně podává informaci o skutečné distribuci primárního parametru scény v podobě lineárního součinitele zeslabení. Je to dáno především odlišným sběrem obrazových dat. Hodnota lineárního součinitele zeslabení v obraze je dána skutečným zeslabením rtg záření snímané scény v místě voxelu. Velký přínos projekčně rekonstrukčního zobrazení je v podstatně vyšším akvizičním kontrastu tedy i schopnost vyhodnotit co nejmenší změny zeslabení rtg záření v zobrazované scéně.

Součástí toho bloku je také srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení v závislosti na velikosti objektu. Můžeme tak hodnotit při různých akvizičních a rekonstrukčních parametrech při kterých získáme různé závislosti, které vypovídají o schopnostech systému za daných podmínek.

Je důležité si uvědomit, že vytvořený program je pouze simulátorem procesu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení a některé aspekty, které procesy ovlivňují jsou zanedbány vzhledem ke složitosti jejich modelování (např. interakce fotonů rtg záření s hmotou a rozptýlené záření by vyžadovalo pro simulaci využít metod Monte Carlo). I přesto může být program názornou pomůckou pro studenty umožňující pochopení základních způsobů vytváření a zpracování obrazu u projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení.

12. Literatura

- [1] DRASTICH, A. *Netelevizní zobrazovací systémy : Skripta*, FEI VUT. Brno : VUT, 2001.
- [2] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno : VUT, 2004.
- [3] BUSHBERG, J., et al. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams and Wilkins, 2002
- [4] KALENDER, W., *Computed Tomography*. Public Corporate Publishing, 2005
- [5] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration : Concepts and Method*. New York : CRC - Taylor & Francis, 2006. 730 s. ISBN 0824758498.
- [6] DOWSETT, David J.; KENNY, Patrick A.; JOHNSTON, R. Eugene. *The Physics of Diagnostic Imaging*. Second edititon. London : Hodder Arnold, 2006. 725 s. ISBN 9780340808917.
- [7] ZAPLATILEK, K; DOŇAR, B. *Matlab tvorba uživatelských aplikací*. Praha: BEN, 2004
- [8] ZAPLATILEK, K; DOŇAR, B. *Matlab začínáme se signály*. Praha: BEN, 2004
- [9] ZAPLATILEK, K; DOŇAR, B. *Matlab pro začátečníky*. Praha: BEN, 2004
- [10] DRASTICH, A. *Zobrazovací systémy v lékařství*, Praha: SNTL, 1983. 05-011-83
- [11] PERKINS TANIA, *Multi-Detector Row Computed Tomography: A Simple Review of Advantages, Disadvantages, and Clinical Applications*, Student Project Report Spring 2004, The University of Texas Health Science Center at San Antonio
- [12] MANESH MAHADEVAPPA, *Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-row Detector*, Radiographics, vol. 22, p. 949-962, 2002
- [13] Interpolace In Wikipedia : the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 21.11.2006, 7. 4. 2010 [cit. 2010-05-04]. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Interpolace>>.
- [14] HOZMAN, Jiří. : cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/ [online]. 2010 [cit. 2010-05-04]. Ct-hozman-jk.pdf. Dostupné z WWW: <cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/ct-hozman-jk.pdf>.
- [15] PTACEK, J. *Multislice CT I.*. Praktická radiologie. 2007, 2007, 1, s. 4-8.
- [16] PTACEK, J. *Multislice CT II.*. Praktická radiologie. 2007, 2007, 2, s. 6-11.
- [17] HUSAK, V., et al. UPOL.cz [online]. 2007 [cit. 2010-05-17]. *Fyzikální základy zobrazování v nukleární medicíně a radiační ochrana*. Dostupné z WWW: <<http://www.upol.cz/fakulty/lf/struktura/pracoviste/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/>>. FRVŠ 2052/2007.

13. Seznam zkratek

FT	- Fourierova transformace
PSF	- Point Spread Function (2D impulzní charakteristika)
MTF	- Modulation Transfer Function (Modulační přenosová funkce)
rtg	- rentgenové záření
ZS	- zobrazovací systém
CT RTG ZS	- Computed Tomography (Výpočetní rentgenová tomografie)
RTG ZS	- konvenční rentgen
SNR	- Signal Noise Ratio (poměr signálu k šumu)
HU	- Hounsfield Unit (Hounsfieldova jednotka)
FWHM	- Full Width at Half Maximum (šířka v polovině maxima)
LP	- Line pairs (páry čar)

14. Seznam příloh

A	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ	74
A.1	ZÁKLADNÍ OBRAZOVÉ OKNO APLIKACE	74
A.2	Hlavní nabídka	76
A.3	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ BLOKU „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	76
A.4	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ BLOKU „PROJEKČNĚ – REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	77
A.5	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ BLOKU „HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	78
A.6	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ BLOKU „HODNOCENÍ KONTRASTU V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	79
A.7	UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ BLOKU „HODNOCENÍ KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	79
B	LABORATORNÍ ÚLOHA	82
B.1	BLOK „PROJEKČNÍ ZOBRAZENÍ“	82
B.2	BLOK „PROJEKČNĚ REKONSTRUKČNÍ ZOBRAZENÍ“	82
B.3	BLOK „HODNOCENÍ PROSTOROVÉHO ROZLIŠENÍ V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	82
B.4	BLOK „HODNOCENÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU V REKONSTRUOVANÉM OBRAZE“	83
B.5	BLOK „SROVNÁNÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU PROJEKČNÍHO A PROJEKČNĚ - REKONSTRUKČNÍHO ZOBRAZENÍ“	83
B.5.1	SROVNÁNÍ AKVIZIČNÍHO KONTRASTU	83
B.5.2	ZÁVISLOST AKVIZIČNÍHO KONTRASTU NA VELIKOSTI OBJEKTU	84
C	POPIS PROGRAMU	85
C.1	SPUŠTĚNÍ PROGRAMU	85
C.2	STRUKTURA PROGRAMU	85
C.3	SEZNAM FUNKCÍ	85
C.4	FANTOMY	85
C.5	OBRÁZKY	85

A Uživatelské rozhraní

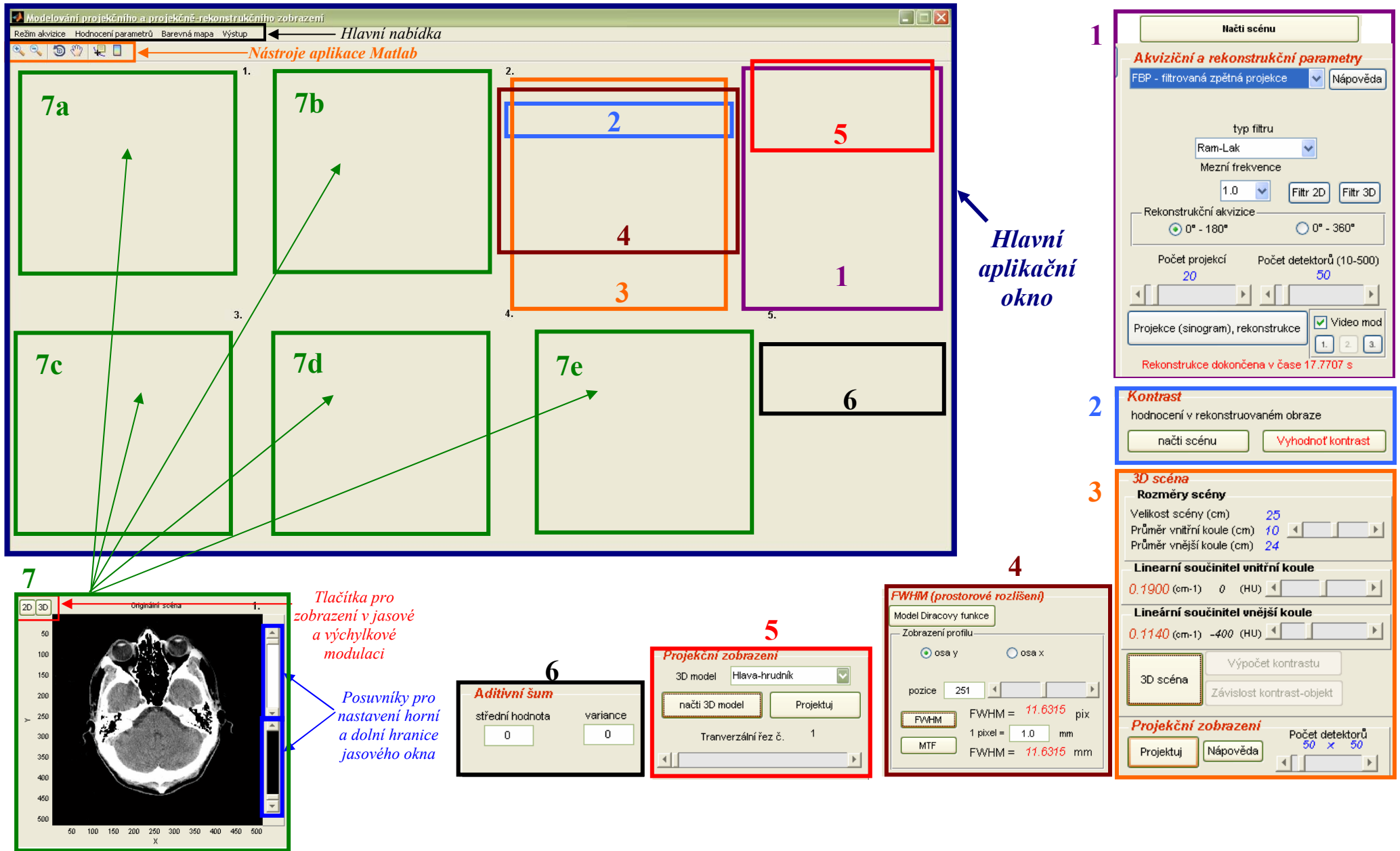
A.1 Základní obrazové okno aplikace

Program je vytvořen v prostředí MATLAB verze 7.6.0.324 (R2008a) s použitím grafického rozhraní GUIDE určený pro tvorbu graficko-aplikačních programů.

Při spuštění programu tvoří základní obrazovku aplikace **hlavní nabídka** s výběrem jednotlivých bloků. Aplikace obsahuje pět grafických oken (axes) pro vykreslení obrazových dat případně grafů. U každého grafického okna jsou umístěna dvě tlačítka s názvy „2D“ a „3D“, kterými můžeme v grafickém okně obrazový výstup zobrazit v jasové nebo výchylkové modulaci. V pravé části vedle grafického okna jsou pak dva posuvníky, pomocí kterých lze nastavovat horní a dolní mez jasového okna v obraze. Jejich rozdíl definuje šířku okna. Tyto okna společně s tlačítky a posuvníky jsou skryté a zviditelní se podle zvolené úlohy. Aplikace dále obsahuje **panely** použité v jednotlivých blocích aplikace s ovládacími prvky, které se taktéž zobrazují při jejich spuštění. Na obr. 14.1 je vyznačeno rozmístění jednotlivých ovládacích prvků v uživatelské aplikaci. Pro přehlednost jsou jednotlivé ovládací prvky barevně odlišeny a očíslovány.

Popis jednotlivých ovládacích prvků dle čísel na obr. 14.1:

- 1 - **Panel akvizičních a rekonstrukčních parametrů** pro blok „*Projekčně rekonstrukční zobrazení*“ a blok „*Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení*“. **Tlačítko** pro načtení scény (dostupné pouze pro první blok).
- 2 - **Panel pro hodnocení kontrastu** pro blok „*Hodnocení závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu*“.
- 3 - **Panel pro definování 3D scény + panel projekčního zobrazení** pro blok „*Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení*“.
- 4 - **Panel pro hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti** pro blok „*Hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v rekonstruovaném obraze*“.
- 5 - **Panel projekčního zobrazení** pro blok „*Projekční zobrazení*“
- 6 - **Panel pro přidání aditivního šumu** – nezobrazuje se pouze v bloku „*Projekční zobrazení*“
- 7 - **Grafická okna pro obrazové výstupy**. Na obrázku (obr. 14.1) jsou ilustrovány s tlačítky pro modulaci jasového resp. výchylkové zobrazení a posuvníky pro nastavení jasového okna.



Obr. 14.1 Rozmístění jednotlivých ovládacích prvků v uživatelském programu

A.2 Hlavní nabídka

Tvoří základní výběr jednotlivých bloků, nabídku pro výběr barevné mapy a nabídku pro export výsledků.

1. *Režim akvizice*

- projekční zobrazení
- projekčně rekonstrukční zobrazení

2. *Hodnocení parametrů*

- hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze
- hodnocení kontrastu v rekonstruovaném obraze
- hodnocení kontrastu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení

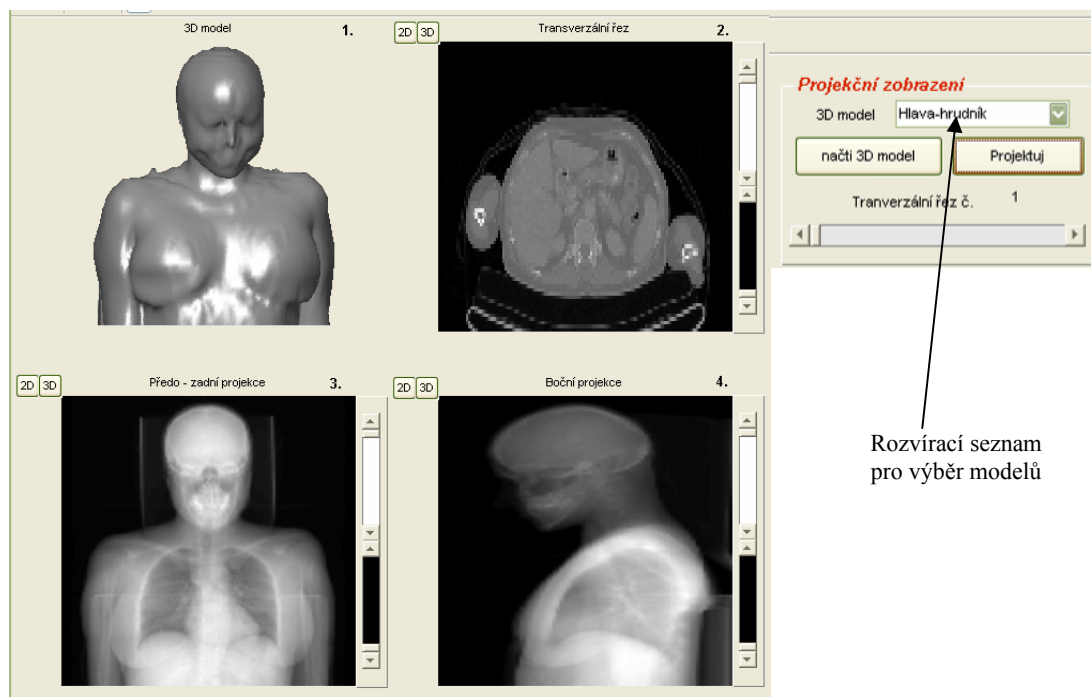
3. *Barevná mapa* - obsahuje výběr barevných LUT schémat

4. *Výstup* – export výsledků (obrazů, grafů) a videosekvencí do souboru

A.3 Uživatelské rozhraní bloku „projekční zobrazení“

Blok se spustí z hlavní nabídky „Režim akvizice“, → „Projekční zobrazení“. V pravé části obrazovky se zobrazí panel obsahující rozvírací seznam „3D model“ obsahující seznam osmi dostupných modelů.

- | | |
|---------------------------|--|
| 1. <i>Hlava – hrudník</i> | (celá lebka až po konec žeberních kostí) |
| 2. <i>Hlava</i> | (celá lebka) |
| 3. <i>Břicho – pánev</i> | (část žebér a dutiny břišní po pánevní kost) |
| 4. <i>Plíce – pánev</i> | (od plic až po pánevní kost) |
| 5. <i>Plíce (1)</i> | (hrudník ženy) |
| 6. <i>Plíce (2)</i> | (hrudník muže) |
| 7. <i>Nohy</i> | (od stehen až po chodidla) |
| 8. <i>Chodidla</i> | (od kotníků po chodidla) |

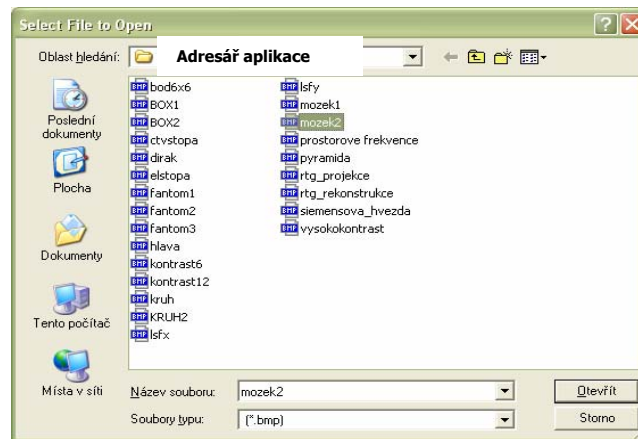


Obr. 14.2 Grafické rozhraní bloku „Projekční zobrazení“

Tlačítkem „načti 3D model“ se vygeneruje a vykreslí v levém horním okně č.1 vybraná volumetrická scéna a současně v pravém horním okně č.2. se zobrazí transverzální řez. Posuvníkem je možné prohlížet jednotlivé tomografické řezy. Tlačítkem „Projektuj“ se v dolní části obrazovky v oknech č.3 a 4 zobrazí sumační obrazy předo-zadní a boční projekce viz obr. 14.2.

A.4 Uživatelské rozhraní bloku „projekčně – rekonstrukční zobrazení“

Blok spustíme z hlavní nabídky „Režim akvizice“ položkou „Projekčně – rekonstrukční zobrazení“. Tlačítkem „Načti scénu“, vybereme scénu z dialogového okna (obr. 14.3)



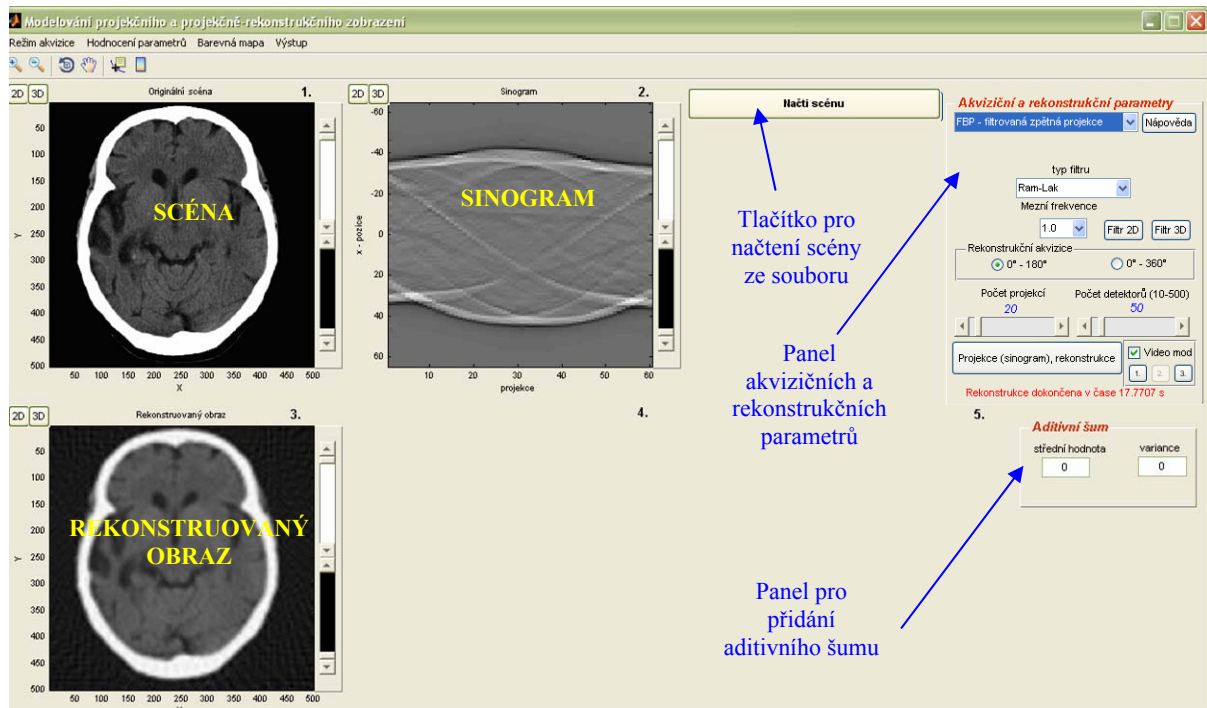
Obr. 14.3 Dialogové okno pro výběr scény

Scéna je načtena do levého horního okna č.1 a současně se zviditelní panel s akvizičními a rekonstrukčními parametry v pravé části aplikace a panel pro přidání aditivního šumu (obr. 14.4). Panel akvizičních rekonstrukčních parametrů obsahuje:

1. Rekonstrukční metodu
 - a. Prostá zpětná projekce (SBP)
 - b. Filtrovaná zpětná projekce (FBP)
 - Filtr (Ram-Lak, Sheep-Logan, Hamming, Hann)
 - Tlačítka pro zobrazení imp. a frekv. charakteristiky filtru (2D, 3D)
 - Změna mezní frekvence filtru
 - c. Algebraická (iterativní) rekonstrukce (ART)
 - Počet iterací
 - Rychlost konvergence
 - d. Fourierova rekonstrukce
2. Rozsah rekonstrukční akvizice ($0^0 - 180^0$, $0^0 - 360^0$)
3. Počet detektorů na jednu projekci (10 – 500)
4. Počet projekcí (10-180 nebo 10-360)
5. Video mod, tlačítka pro přehrání videosekvence (1 – Radonova transformace, 2 – filtrace projekcí (jen u FBP), 3 – rekonstrukce obrazu)
6. Tlačítko „Projekce (sinogram), rekonstrukce“

Zvolíme si akviziční a rekonstrukční parametry, popř. aditivní šum (pokud jsou hodnoty nulové, je obraz bez šumu). Tlačítkem „Projekce (sinogram), rekonstrukce“ provedem sběr dat a rekonstrukci obrazu (funkce tlačítka obsahuje algoritmy pro sběr obrazových dat

(Radonovu transformaci) a současně pro rekonstrukci obrazu. Každá operace je doprovázena grafickým stavovým oknem – progress bar). Po dokončení všech výpočtů je v pravém horním okně (č.2) zobrazen sinogram, v levém dolním okně (č.3) rekonstruovaný obraz. Ve spodní části panelu akviz. parametrů vypsána doba procesu akvizice a rekonstrukce. Vše je ilustrováno na následujícím obrázku (obr. 14.4).



Obr. 14.4 Aplikační okno – scéna (vlevo nahoře), sinogram (vpravo nahoře), rekonstruovaný obraz (vlevo dole) a panel rekonstrukčních parametrů a panel aditivního šumu (vpravo)

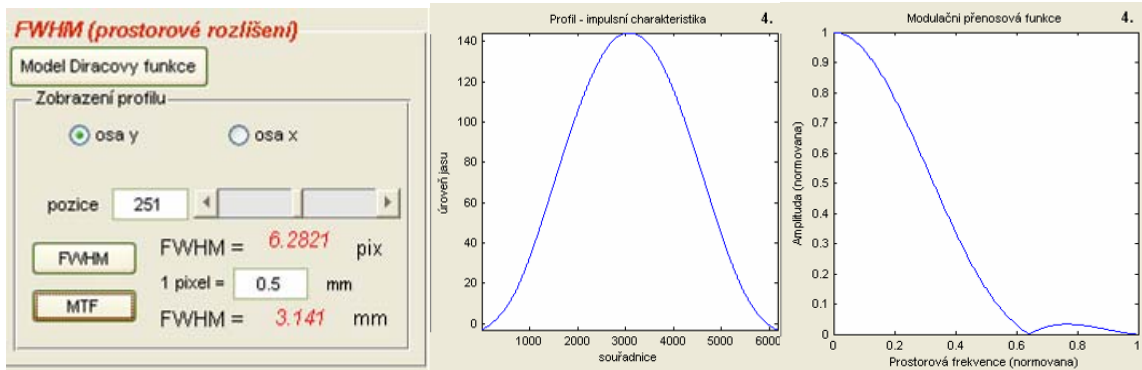
A.5 Uživatelské rozhraní bloku „hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze“

Laboratorní úloha je zaměřena na objektivní hodnocení prostorové rozlišovací schopnosti v rovině (x,y) - oblast prostorová i frekvenční v závislosti na akvizičních a rekonstrukčních parametrech. Úloha obsahuje blok „Projekčně – rekonstrukční zobrazení“, který je popsán v kapitole 9.2. Dále jsou obsahem funkce pro nalezení hlavní řezu PSF v rekonstruovaném obraze, algoritmus pro výpočet FWHM a výpočet $FT\{PSF\}$ v podobě grafu MTF. Fantomový model je realizován v podobě Diracovy funkce vzorkovaný s rozlišením 501x501 pixelů.

Celý blok se spustí z hlavní nabídky „Hodnocení parametru“ → „Hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze“. Tlačítkem „Model Diracovy funkce“ se načte scéna do levého horního okna (č.1) a zobrazí se panel akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Zadáním všech parametrů a následné rekonstrukci obrazu (viz postup v kapitole A.4) se zviditelní panel s nástroji pro vyhodnocení prostorového rozlišení (obr. 14.5 vlevo), který obsahuje:

1. **Výběrová tlačítka (osa x, osa y)** – slouží pro určení směru ve kterém se bude řez PSF hodnotit.
2. **Posuvník pozice** – umožňuje zobrazit profil obrazu v zadaném směru na zvoleném řádku/sloupci (automaticky již nastaven na centrální řez).

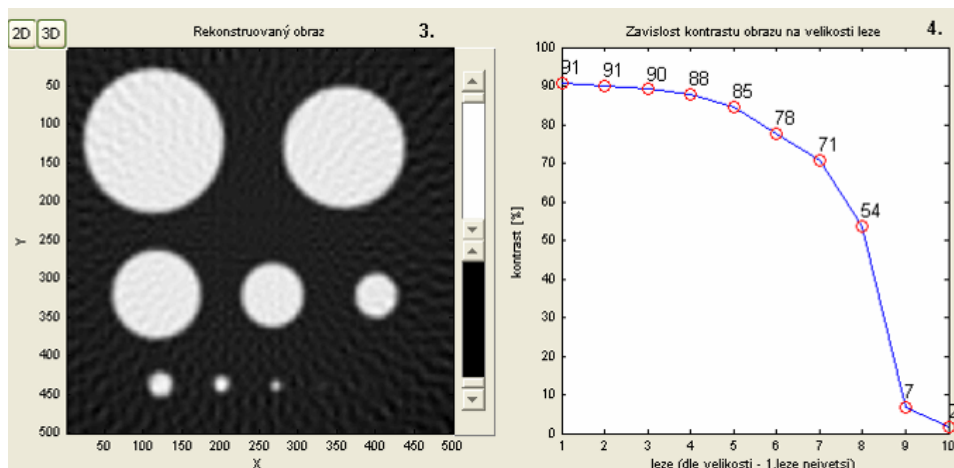
3. **Tlačítko FWHM** – zobrazí hlavní řez PSF (obr. 14.5- uprostřed)) a vypočítá FWHM, hodnoty jsou zvýrazněny červeně.
4. **Textové pole** pro zadání rozměru velikosti pixelu (mm). Při stisku tlačítka FWHM je hodnota FWHM automaticky přepočítána podle zadaného rozměru.
5. **Tlačítko MTF** – vypočítá FT řezu PSF a zobrazí hlavní řez MTF (obr. 14.5 - vpravo).



Obr. 14.5 Panel pro hodnocení FWHM, MTF (vlevo), PSF (uprostřed), MTF (vpravo)

A.6 Uživatelské rozhraní bloku „hodnocení kontrastu v rekonstruovaném obraze“

Blok spustíme z nabídky „Hodnocení parametrů“ položkou „Hodnocení kontrastu v rekonstruovaném obraze“. Kromě akvizičních a rekonstrukčních parametrů, obsahuje blok panel se dvěma tlačítky, první pro načtení scény, druhé pro vyhodnocení kontrastu, které se zobrazí až po rekonstrukci obrazu. Na obrázku níže (obr. 14.6) je zobrazen výsledek rekonstrukce a graf popisující závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu při těchto akvizičních a rekonstrukčních parametrech: rekonstrukce FBP, počet projekcí 60, počet detektorů 90, rozsah skenování 0-180 stupňů.



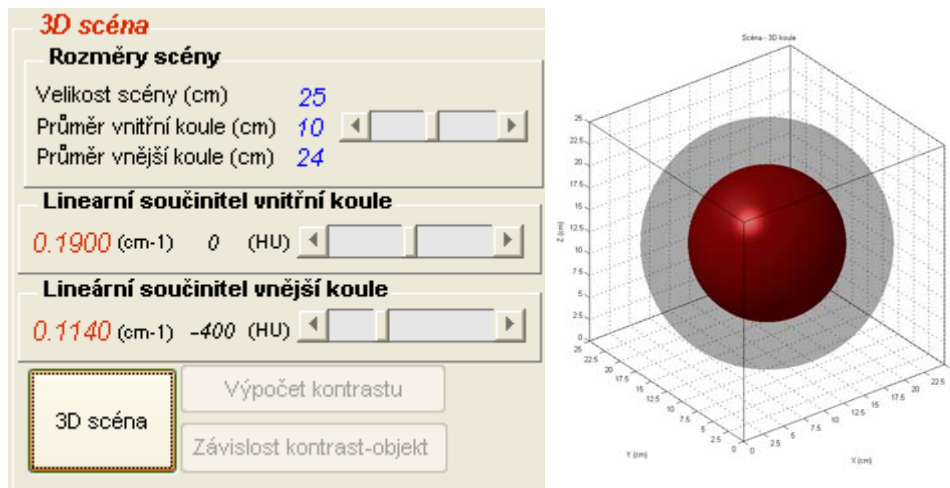
Obr. 14.6 Rekonstruovaný obraz (vlevo), graf závislosti kontrastu na velikosti objektu (vpravo)

A.7 Uživatelské rozhraní bloku „Hodnocení kontrastu projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení“

Blok spustíme z hlavní nabídky „Hodnocení parametrů“ položkou „Hodnocení kontrastu projekčního a projekčně – rekonstrukčního zobrazení“. Uživatelský blok obsahuje

panel pro definování scény, panel pro projekční zobrazení a panel akvizičních a rekonstrukčních parametrů projekčně-rekonstrukčního zobrazení.

Panel pro definování scény (obr. 14.7) obsahuje informace o velikosti scény, průměru vnější koule a posuvník pro modifikaci průměru vnitřní koule. Dále posuvníky pro definování materiálové složení obou koulí v podobě lineárního součinitele zeslabení, tlačítko „3D scéna“ pro vygenerování 3D scény a zobrazení centrálního řezu, neaktivní tlačítka pro hodnocení kontrastu (viz dále).



Obr. 14.7 Panel pro definování scény (vlevo), vygenerovaná scéna (vpravo)

Panel projekčního zobrazení (obr. 14.8) obsahuje tlačítko pro vytvoření projekce (sumačního obrazu), tlačítko nápovědy a posuvník pro nastavení počtu detektorů v mozaice.

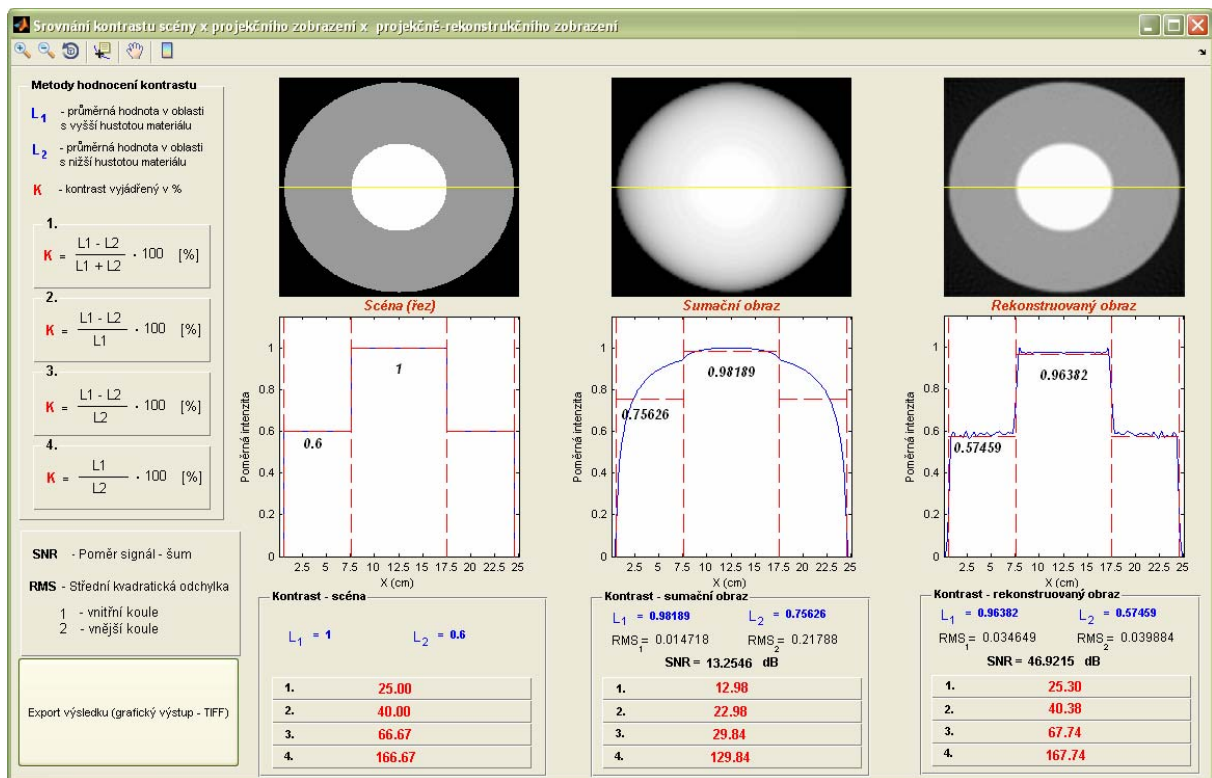


Obr. 14.8 Panel projekčního zobrazení

Při hodnocení akvizičního kontrastu postupujeme takto:

1. Zadat vstupní vlastnosti scény a vygenerovat scénu.
2. Projekční zobrazení – projektovat scénu (sumační obraz).
3. Projekčně rekonstrukční zobrazení – sběr dat a rekonstrukce obrazu.
4. Hodnocení akvizičního kontrastu.

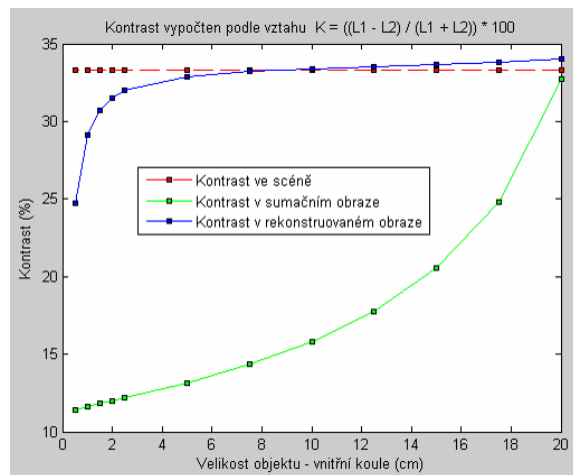
Tlačítkem „Hodnocení kontrastu“ spustíme nové okno s výsledkem akvizičního kontrastu (obr. 14.9), Obsahem jsou definice akvizičních kontrastů (vlevo), podle kterých je kontrast počítán, dále tlačítko pro export výsledku do grafického souboru, vykreslené obrazy (scéna, sumační obraz a rekonstruovaný obraz) a grafy centrálních řezů obrazů (profil), kde jsou vyznačeny i průměrné hodnoty v jednotlivých oblastech - vyjádřeny horizontální čerchovanou čarou. Pod grafy jsou výsledky akvizičního kontrastu dle definic a hodnoty SNR a středně kvadratické odchylky (rms) s oblastí vnější a vnitřní koule.



Obr. 14.9 Okno s výsledky akvizičního kontrastu

Tlačítko „Závislost kontrast – objekt“ umožňuje zobrazit závislost akvizičního kontrastu (pro každou definici odděleně) na velikosti objektu (průměr vnitřní koule) sumačního a rekonstruovaného obrazu při jmenovitém kontrastu scény (graf 4.).

Nejprve musí být nastaveny počáteční podmínky: průměr vnitřní koule (zpravidla volíme co největší, abychom získali kompletní závislost), lin. součinitel zeslabení vnitřní a vnější koule, parametry projekčního a projekčně – rekonstrukčního zobrazení. Poté při stisku tlačítka „Závislost kontrast – objekt“ je v každém kroku vytvořena scéna, sumační obraz a rekonstruovaný obraz, z nichž jsou stanoveny hodnoty kontrastu. Při každém kroku je ve scéně zmenšen průměr vnitřní koule o 2,5 cm, v případě že dosáhne průměru 5 cm je dále snižován o 0,5 cm. Postup je opakován do doby, až průměr vnitřní koule dosáhne 0,5 cm. Operace se ukončí a jsou zobrazeny grafy závislostí kontrastu na velikostech objektu. Operace může trvat i několik minut, závisí na výpočetním výkonu PC a na zvolených parametrech.



Graf 4. Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu

B Laboratorní úloha

Kapitola obsahuje posloupnost úkonů v programu pro modelování projekčního a projekčně rekonstrukčního zobrazení a vybraných metod hodnocení kvality. Do laboratorní úlohy může být začleněn obsah kapitoly 9., kde je řešení jednotlivých bloků a kapitoly A v příloze, kde jsou jednotlivé ovládací prvky uživatelského rozhraní podrobně popsány.

B.1 Blok „Projekční zobrazení“

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Projekční zobrazení
2. Výběr scény: výběrový seznam 3D scén
3. Načtení 3D scény: Tlačítko „Načti 3D model“
4. Prohlížení CT transversálních řezů: posuvníkem je možno procházet jednotlivé řezy
5. Projekční zobrazení: tlačítko „Projektuj“
6. Export výsledků: hlavní nabídka „Výstup“ → „celá obrazovka“

B.2 Blok „Projekčně rekonstrukční zobrazení“

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Projekčně rekonstrukční zobrazení
2. Výběr a načtení scény: tlačítko „Načti scénu“ → potvrdit výběr
3. Nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů:
 - Volba počtu detektorů (10 – 500)
 - Volba počtu projekcí (10 – 180 resp. 10-360)
 - Rekonstrukční akvizice 0-180, 0-360 stupňů
 - Výběr rekonstrukce a jejich parametrů
4. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
5. Videosekvence Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu: zaškrťovací tlačítko „Video mod“
6. Radonova transformace a rekonstrukce obrazu: Tlačítko „Projekce (sinogram), rekonstrukce“
7. Export výsledků: hlavní nabídka „Výstup“ → „Obraz 1 až 3“ nebo „celá obrazovka“

B.3 Blok „Hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze“

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Hodnocení prostorového rozlišení v rekonstruovaném obraze
2. Načtení scény: tlačítko „Model Diracovi funkce“
3. Nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů:
 - Volba počtu detektorů (10 – 500)
 - Volba počtu projekcí (10 – 180 resp. 10-360)
 - Rekonstrukční akvizice 0-180, 0-360 stupňů
 - Výběr rekonstrukce a jejich parametrů
4. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí

5. Videosekvence Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu: zaškrťávací tlačítko „*Video mod*“
6. Radonova transformace a rekonstrukce obrazu: Tlačítko „*Projekce (sinogram), rekonstrukce*“
7. Zvolit v jaké ose se má hodnocení provádět: výběrová tlačítka: „*osa x*“ nebo „*osa y*“
8. Hodnocení FWHM: tlačítko „*FWHM*“
9. Export výsledků: hlavní nabídka „*Výstup*“ → „*Obraz 1 až 4*“ nebo „*celá obrazovka*“
10. Zobrazení hlavního řezu MTF: tlačítko „*MTF*“
11. Export výsledků: hlavní nabídka „*Výstup*“ → „*Obraz 1 až 4*“ nebo „*celá obrazovka*“

B.4 Blok „Hodnocení akvizičního kontrastu v rekonstruovaném obraze“

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Hodnocení kontrastu v rekonstruovaném obraze
2. Načtení scény: tlačítko „načti scénu“
3. Nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů:
 - Volba počtu detektorů (10 – 500)
 - Volba počtu projekcí (10 – 180 resp. 10-360)
 - Rekonstrukční akvizice 0-180, 0-360 stupňů
 - Výběr rekonstrukce a jejich parametrů
4. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
5. Videosekvence Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu: zaškrťávací tlačítko „*Video mod*“
6. Radonova transformace a rekonstrukce obrazu: Tlačítko „*Projekce (sinogram), rekonstrukce*“
7. Vyhodnocení kontrastu: tlačítko „*vyhodnoť kontrast*“
8. Export výsledků: hlavní nabídka „*Výstup*“ → „*Obraz 1 až 4*“ nebo „*celá obrazovka*“

B.5 Blok „Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení“

B.5.1 Srovnání akvizičního kontrastu

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení
2. definování scény (3D koule)
 - průměr vnitřní koule 0,5 až 20 cm (posuvníkem)
 - lineární součinitel vnitřní koule ($0,0001 - 0,38 \text{ cm}^{-1}$)
 - lineární součinitel vnější koule ($0,0001 - 0,38 \text{ cm}^{-1}$)
3. Vytvoření scény (3D koule): tlačítko „3D scéna“
4. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
5. Akviziční parametry projekčního zobrazení: posuvníkem - počet detektorů (10-500)
6. Projekční zobrazení: tlačítko „Projektuj“
7. Nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů:
 - Volba počtu detektorů (10 – 500)
 - Volba počtu projekcí (10 – 180 resp. 10-360)
 - Rekonstrukční akvizice 0-180, 0-360 stupňů

- Výběr rekonstrukce a jejich parametrů
8. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
 9. Videosekvence Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu: zaškrťovací tlačítko „*Video mod*“
 10. Radonova transformace a rekonstrukce obrazu: Tlačítko „*Projekce (sinogram), rekonstrukce*“
 11. Export výsledků obrazů: hlavní nabídka „*Výstup*“ → „*Obraz 1 až 4*“ nebo „*celá obrazovka*“
 12. Vyhodnocení akvizičního kontrastu: tlačítko „*Výpočet kontrastu*“ → otevře se nové okno s výsledky akvizičního kontrastu
 13. Export výsledků kontrastu: nové okno s výsledky → tlačítko „*Export výsledku (grafický soubor Tiff)*“

B.5.2 Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu

1. Spuštění bloku : Režim akvizice → Srovnání akvizičního kontrastu projekčního a projekčně - rekonstrukčního zobrazení
2. definování scény (3D koule)
 - průměr vnitřní koule 0,5 až 20 cm (posuvníkem) – pro celou závislost nastavit **20 cm**
 - lineární součinitel vnitřní koule ($0,0001 - 0,38 \text{ cm}^{-1}$)
 - lineární součinitel vnější koule ($0,0001 - 0,38 \text{ cm}^{-1}$)
3. Vytvoření scény (3D koule): tlačítko „*3D scéna*“
4. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
5. Akviziční parametry projekčního zobrazení: posuvníkem - počet detektorů (10-500)
6. Projekční zobrazení: tlačítko „*Projektuj*“
7. Nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů:
 - Volba počtu detektorů (10 – 500)
 - Volba počtu projekcí (10 – 180 resp. 10-360)
 - Rekonstrukční akvizice 0-180, 0-360 stupňů
 - Výběr rekonstrukce a jejich parametrů
8. Přítomnost aditivního šumu: bez šumu (hodnoty 0), se šumem změna střední hodnoty a variance v textových polí
9. Videosekvence Radonovy transformace a rekonstrukce obrazu: zaškrťovací tlačítko „*Video mod*“ – zde není doporučeno, tlačítko odškrtnout
10. Radonova transformace a rekonstrukce obrazu: Tlačítko „*Projekce (sinogram), rekonstrukce*“
11. Export výsledků obrazů: hlavní nabídka „*Výstup*“ → „*Obraz 1 až 4*“ nebo „*celá obrazovka*“
12. Závislost akvizičního kontrastu na velikosti objektu: tlačítko „*Závislost kontrast-objekt*“ (Akce může probíhat i několik minut) otevře se nové okno s výsledky akvizičního kontrastu
13. Výsledek: zobrazení grafů v nových oknech (4x) + 1x souhrn
14. Export výsledků (grafů) u každého grafu: nabídka File → Save as.. → vybrat formát a zadat název → potvrdit OK

C Popis programu

Program je vytvořen v prostředí MATLAB verze 7.6.0.324 (R2008a) s použitím grafického rozhraní GUIDE určený pro tvorbu graficko-aplikačních programů.

C.1 Spuštění programu

Celý program je uložen v adresáři „CT_RTG“. Před spuštěním je nutné zkopírovat celý adresář na lokální disk. Program je ve dvou verzích, každá ve vlastním adresáři – spuštění v programu Matlab nebo samospustitelný EXE soubor.

- 1) Program spustíme v prostředí MATLAB souborem „**ctrtg.m**“ .
- 2) Druhá možnost je spuštění souboru „ctrtg.exe“ z druhého adresáře

C.2 Struktura programu

Program obsahuje několik funkcí, fantomů a grafických souborů, které jsou uloženy v jednom adresáři

C.3 Seznam funkcí

Obsah programu se všemi definovanými funkcemi čítá přibližně 6500 řádků kódu, proto je zde uveden pouze seznam jednotlivých skriptovacích funkcí.

„ctrtg.m“ – jádro programu
„ctrtg.fig“ – grafické rozhraní programu
„gui_kontrast.m“ – jádro pro hodnocení akvizičního kontrastu
„gui_kontrast.fig“ – grafické rozhraní hodnocení akvizičního kontrastu
„designFiltr.m“ – filtr pro FBP
„fbp.m“ – filtrovaná zpětná projekce
„fbp_koule.m“ - filtrovaná zpětná projekce pro 3D koule (drobné úpravy proti „fbp.m“)
„fourier.m“ – Fourierova rekonstrukce
„fwhm2.m“ – výpočet FWHM
„hu_jednotky.m“ – přepočtení hodnot lin.součinitele zeslabení na HU
„iter_rec.m“ – iterativní rekonstrukce
„kontrast_3Dkoule.m“ – výpočet akvizičního kontrastu u 3D koule
„kontrast2.m“ – výpočet závislosti akvizičního kontrastu na velikosti objektu
„koule.m“ – definování 3D koule
„koule_sum.m“ – projekční zobrazení 3D koule
„kružnice_rez.m“ – centrální řez scénou 3D koule
„lin_soucinitel.m“ – přepočtení hodnot z HU na lin. součinitele zeslabení
„noise.m“ – aditivní šum
„sbp.m“ - prostá zpětná projekce
„snr.m“ – poměr signál-šum a středně kvadratická odchylka
„sumacni_obraz.m“ – projekční zobrazení
„vel_det.m“ – velikost detektorů
„zobraz_profil.m“ – vykreslení profilové křivky

C.4 Fantomy

Soubory s příponou *.mat – obsahují modely 3D scén v bloku projekčního zobrazení

C.5 Obrázky

Soubory s příponou *.bmp jsou určeny jako vstupní scény v projekčně rekonstrukčním zobrazení a fantomy pro hodnocení FWHM a kontrastu.

„rtg_projekce.tif“ – obrázek nápovědy při projekčním zobrazení.

„rtg_rekonstrukce.tif“ – obrázek nápovědy při projekčně rekonstrukčním zobrazení.