

**VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Simulace rekonstrukčních metod obrazu,  
využívaných u CT přístrojů  
Simulation of Image Reconstruction Methods Used  
in CT Equipment**

**2014**

**Tomáš Řeháček**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Tomáš Řeháček**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: Simulace rekonstrukčních metod obrazu, využívaných u CT přístrojů  
Simulation of Image Reconstruction Methods Used in CT Equipment

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s fyzikální podstatou ionizujícího záření.
2. Seznámení se s principy, konstrukcí a vznikem RTG snímků.
3. Seznámení se s principy jednotlivých generací CT přístrojů.
4. Seznámení se s matematickými rekonstrukčními metodami, které se používají u CT přístrojů.
5. Návrh a implementace dostupných funkcí MATLABu pro tomografické rekonstrukce.
6. Návrh a implementace vlastních funkcí pro tomografické rekonstrukce.
7. Simulace artefaktu Beam hardening v MATLABu.
8. Vytvoření graficko uživatelského prostředí v MATLABu pro CT rekonstrukce.
9. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SOJKA, Eduard. *Digitální zpracování a analýza obrazu*. skripta. Ostrava : VŠB-TU Ostrava, 2000. ISBN 80-7078-746-5.
- [2] KLÍMA, Miloš, et. al. *Zpracování obrazové informace*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 1999, iii, 177 s., ISBN 80-01-01436-3.
- [3] FERDA, J., T. FLOHR a B. KREUZBERG. Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření – první zkušenosti z klinického využití. *Ces radiol.* 2008, 62, No. 1, s. 11-22. ISSN 1210-7883.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kubiček**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

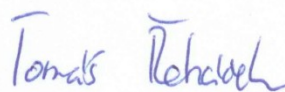
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



V Ostravě dne 7. 5. 2014

.....  
Tomáš Řeháček

## **Poděkování**

Touto cestou bych chtěl vyslovit poděkování panu Ing. Janu Kubíčkoví za odborné vedení, cenné rady a připomínky při vypracování mé bakalářské práce.

## **Abstrakt**

Cílem této bakalářské práce je návrh a vytvoření simulátoru pro modelování rekonstrukčních metod obrazu využívaných u CT přístrojů a modelování artefaktů vznikajících během rekonstrukcí obrazu. K pochopení této problematiky je práce rozdělena do několika kapitol, kde nalezneme popis vzniku ionizujícího záření využívaného v CT přístrojích, jednotlivé generace CT přístrojů a princip vzniku obrazu pomocí CT přístrojů. Rovněž je zde matematické řešení problematiky jednotlivých rekonstrukčních algoritmů využívaných v dnešní době spolu s artefakty, které mohou vzniknout při rekonstrukcích. V dalších kapitolách jsou vysvětleny základní techniky zpracování obrazu dostupné v MATLABu a samotné řešení simulací pro rekonstrukci obrazu spolu se simulací artefaktů. Poslední část tvoří popis jednotlivých uživatelských rozhraní, kde jsou použity jak implementované funkce v MATLABu, tak vlastní návrh řešení rekonstrukcí obrazu vytvořený na základě teorie.

## **Klíčová slova**

X-záření, RTG, CT, rekonstrukce obrazu z projekcí, Radonova transformace, sinogram, inverzní Radonova transformace, Fourierova rekonstrukce, prostá zpětná projekce, filtrovaná zpětná projekce, artefakt, MATLAB, ramp filtr, GUI

## **Abstract**

The aim of the thesis is to design and create a simulator for modelling image reconstruction methods used in CT devices and modelling artifacts which arise during an image reconstruction. To understand the issue, the thesis is divided into several chapters, where we can find a description of the origin of the ionizing radiation used in CT devices, a description of each generation of CT devices and a principle of a formation of the image using CT devices. Then there is also a mathematical solution of the issue for each reconstructive algorithms used nowadays along with artifacts that may arise during a reconstruction. The following chapters explain basic techniques of image processing that are available in MATLAB and a solution of simulations of image reconstructions together with a simulation of artifact. The last chapter is composed of the description of user interfaces, where are used implemented functions in MATLAB and there is also an own proposal of a solution of image based on the theory.

## **Key words**

X-ray, CT, image reconstruction from projections, Radon transform, sinogram, inverse Radon transform, Fourier reconstruction, simple back projection, filtered back projection, artifact, MATLAB, ramp filter, GUI

## **Seznam použitých symbolů a zkratek**

X-záření – Rentgenové záření

CT (Computed Tomography) – Počítačová tomografie

Gantry – vyšetřovací tunel CT

HU (Hounsfield Units) – Hounsfieldovy jednotky

Raw-data – surová data

1D (One Dimension) – jednorozměrný

2D (Two Dimension) – dvourozměrný

SBP (Simple Back Projection) – prostá zpětná projekce

FBP (Filtered Back Projection) – filtrovaná zpětná projekce

FFT (Fast Fourier Transform) – rychlá Fourierova transformace

SNR (Signal to Noise Ratio) – poměr signál šum

ART – Algebraická rekonstrukce

IR – Iterativní rekonstrukce

GUI (Graphical User Interface) – graficko uživatelské prostředí

## Obsah

1. Úvod .....	1
2. Ionizující záření .....	2
2.1. Fyzikální podstata ionizujícího záření .....	2
2.2. Druhy ionizujícího záření .....	2
2.2.1. Záření přímo ionizující .....	2
2.2.2. Záření nepřímo ionizující .....	4
2.3. Zdroje ionizujícího záření .....	5
3. RTG .....	6
3.1. Objev X-záření .....	6
3.2. Konstrukce rentgenky .....	6
3.3. Vznik RTG obrazu .....	7
4. CT – Počítačová tomografie .....	9
4.1. Konstrukce .....	9
4.1.1. Zobrazovací soustava .....	9
4.1.2. Vyšetřovací stůl, gantry .....	10
4.1.3. Výpočetní systém .....	10
4.2. Typy CT .....	10
4.2.1. CT systémy 1. generace .....	10
4.2.2. CT systémy 2. generace .....	11
4.2.3. CT systémy 3. generace .....	11
4.2.4. CT systémy 4. Generace .....	12
4.2.5. CT systémy 5. generace .....	12
4.2.6. Ostatní CT systémy – helikální CT .....	12
4.3. Princip a vznik obrazu .....	13
5. Rekonstrukce obrazu z projekcí .....	16
5.1. Radonova transformace .....	16
5.2. Fourierova rekonstrukce .....	17
5.3. Prostá zpětná projekce (SBP) .....	18
5.4. Filtrovaná zpětná projekce (FBP) – inverzní Radonova transformace .....	20
5.5. Algebraická rekonstrukce – ART .....	23

6.	Artefakty.....	25
6.1.	Artefakty vlivem jevu „utvrzování“ svazku X-záření.....	25
6.2.	Artefakty vlivem partial volume effect.....	25
6.3.	Kvantový šum.....	26
6.4.	Artefakty vlivem kovových částí v zorném poli (metal artefakt).....	26
6.5.	Artefakty vlivem pohybu ve scéně.....	27
6.6.	Artefakty vlivem odchylek od konstantní citlivosti detekčního kanálu.....	27
6.7.	Artefakty vlivem chybného vzorkování scény (aliasing artefakty).....	27
7.	Kvalita zobrazení.....	28
7.1.	Kontrastní rozlišitelnost obrazu.....	28
7.2.	Prostorová rozlišovací schopnost.....	28
7.3.	Šum.....	28
7.4.	Časová rozlišovací schopnost.....	28
8.	Dostupné funkce v MATLABu pro CT rekonstrukce.....	29
8.1.	Funkce radon.....	29
8.2.	Funkce iradon.....	29
8.3.	Phantom.....	31
9.	Implementace vlastních rekonstrukčních technik.....	33
9.1.	Radonova transformace (sinogram).....	33
9.2.	Prostá zpětná projekce (SBP).....	36
9.3.	Filtrovaná zpětná projekce (FBP).....	39
10.	Simulace artefaktu Beam hardening v MATLABu.....	43
11.	Simulátor rekonstrukčních metod obrazu u CT přístrojů.....	45
11.1.	Uživatelské rozhraní.....	45
11.1.1.	GUI Základní matematické obrazce (BMS).....	45
11.1.2.	Simulace rekonstrukčních metod obrazu pro tomografické rekonstrukce (SIRCT).....	48
11.1.3.	Simulace vlastních rekonstrukčních metod (SVRCT).....	52
11.1.4.	Animace vlastních rekonstrukčních metod (A_SVRCT).....	53
11.1.5.	Simulace artefaktu Beam hardening.....	56
12.	Závěr.....	57
	Použitá literatura.....	58



Přílohy uložené na CD ..... 1

## 1. Úvod

Bakalářská práce se zabývá simulací rekonstrukčních metod obrazu, které jsou využívány u CT přístrojů. Text je rozdělen do několika částí, které popisují danou problematiku.

Úvodní část práce obsahuje teoretický základ pro pochopení dalších souvislostí. Jedná se především o fyzikální podstatu ionizujícího záření, jednotlivé druhy záření a jejich vznik, dále je to pak konstrukce rentgenky a vznik RTG obrazu.

V dalších kapitolách je popsána konstrukce a vývoj jednotlivých generací CT přístrojů, kde je kladen důraz především na způsob sběru dat. Následuje analýza principu a vzniku obrazu pomocí CT přístroje.

Navazující část obsahuje matematický rozbor tvorby jednotlivých projekcí, společně s problematikou matematických rekonstrukčních metod obrazu jako je Fourierova rekonstrukce, prostá zpětná projekce, filtrovaná zpětná projekce a iterativní rekonstrukce.

Další kapitoly jsou věnovány jednotlivým artefaktům, které mohou vzniknout při rekonstrukcích obrazu spolu s vyhodnocením kvality zobrazení.

Závěrečná část práce je věnována praktické realizaci zadání. Jsou zde popsány jednotlivé rekonstrukční metody používané v programu MATLAB, spolu s popisem hlavového fantomu. Následuje návrh a realizace vlastních rekonstrukčních metod vytvořených na základě teoretického rozboru. Jedná se o Radonovu transformaci, prostou zpětnou projekci a inverzní Radonovu transformaci spolu s porovnáním dosažených výsledků. Dále zde nalezneme také vytvořenou simulaci artefaktu Beam hardening.

V poslední kapitole jsou popsána jednotlivá grafická uživatelská prostředí, kde jsou implementovány všechny dostupné funkce MATLABu spolu s vytvořenými funkcemi a simulací artefaktu Beam hardening.

## 2. Ionizující záření

Období vědeckého zkoumání ionizujícího záření zahájil roku 1895 německý fyzik W.C.Roentgen, který se zabýval katodovými paprsky a objevil X-záření, později pojmenované jako rentgenové záření. Od té doby doznalo ionizující záření širokého uplatnění ve vědě, technice i medicíně.

Dnes záření definujeme, jako přenos energie ve formě energetických částic nebo vln (fotonů) vakuem nebo látkou, která je nezbytná pro její přenos. Klasifikujeme ho na ionizující a neionizující. [14],[12]

### 2.1.Fyzikální podstata ionizujícího záření

Ionizující záření je takové záření, jehož tok hmotných částic nebo fotonů má natolik vysokou energii, že je schopno vyrážet jeden či více elektronů z atomového obalu, a tak látku ionizovat. Naopak neionizující záření tuto dostatečnou energii postrádá. O tom, zda se jedná o ionizující nebo neionizující záření, nezáleží na celkové energii záření, nýbrž je to závislé na energii jednotlivých fotonů. K emisi záření dochází při přeměně radioizotopů. Mezi nejznámější druhy patří alfa, beta, gama a neutronové záření.

Veličinou charakterizující ionizační záření je energie, která se udává v elektronvoltech (eV), což je kinetická energie, kterou získá jeden elektron v elektrickém poli při urychlení potenciálovým rozdílem jednoho voltu, přičemž platí vztah mezi jednotkou energie Joulem (J):  $1\text{eV} = 1,60219 \cdot 10^{-19}\text{J}$ . Za energetickou hranici ionizujícího záření se považuje energie 5keV pro následující typy:

- Fotonové záření ( $X$  a  $\gamma$ )
- Elektronové záření  $\beta$
- Záření  $\alpha$

V případě neutronového záření a  $\beta^+$  záření je hranice jiná. Neutronové záření vyvolává sekundární ionizaci, prostřednictvím jaderných reakcí, kdy i velmi pomalé neutrony vstupují do jader. Podobný případ nastává i u záření  $\beta^+$ , kdy i velmi pomalé pozitrony anihilují s elektrony za vzniku tvrdého ionizujícího záření  $\gamma$ . [1],[3],[14]

### 2.2.Druhy ionizujícího záření

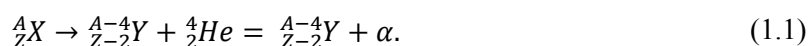
Podle charakteru ionizačního procesu rozdělujeme ionizační záření na přímo ionizující a nepřímo ionizující. [14]

#### 2.2.1. Záření přímo ionizující

Záření přímo ionizující je tvořeno částicemi, které nesou elektrický náboj, a proto přímo vyrážejí elektrony z atomového obalu. Řadíme zde záření  $\alpha$ ,  $\beta^+$ ,  $\beta^-$ , aj. [14]

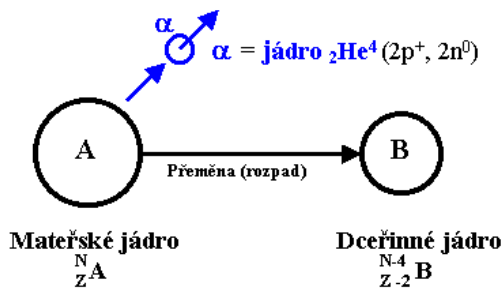
#### Záření alfa ( $\alpha$ )

Záření alfa je korpuskulární záření. Je tvořeno proudem rychle letících heliových jader –  ${}^4_2\text{He}$ , která vzniknou alfa rozpadem:



Oproti ostatním zářením mají alfa částice relativně velkou hmotnost a elektrický náboj. Při průchodu prostředím dochází k působení této silné elektrické síly na elektrony a tím k silné ionizaci prostředí.

Záření lze snadno odstínit i listem papíru nebo pokožkou, z tohoto důvodu je toto záření nebezpečné až při vdechnutí. Částice alfa jsou monoenergetické. [14]

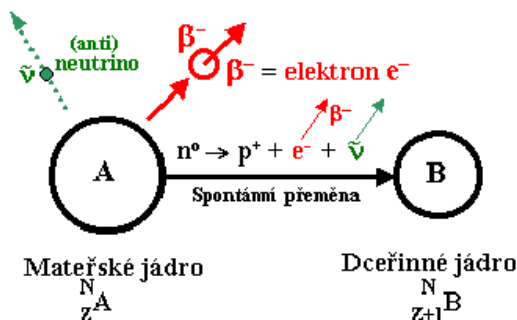


Obr. 1 Záření alfa [14]

### Záření beta ( $\beta^-$ a $\beta^+$ )

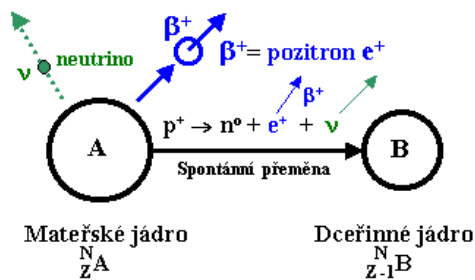
Jedná se o proud elektronů  $e^-$  ( $\beta^-$ ) nebo pozitronů  $e^+$  ( $\beta^+$ ), které vznikají vymrštěním z atomového jádra při jeho rozpadu.

$\beta^-$  rozpad:



Obr. 2 Záření beta ( $\beta^-$ ) [14]

$\beta^+$  rozpad:



Obr. 3 Záření beta ( $\beta^+$ ) [14]

Tyto částice mají menší náboj, než částice alfa, proto mají větší schopnost průniku hmotou. Při průletu prostředím působí svými elektrickými silami na elektrony, které vyrážejí z atomového obalu. Tím dochází k ionizaci. K odstínění stačí lehké materiály (plexisklo, hliník). Energie těchto záření je spojitá od nuly až po maximální energii, která je charakteristickou veličinou daného radioaktivního atomu. [1],[14]

### 2.2.2. Záření nepřímo ionizující

Záření nepřímo ionizující je tvořeno částicemi, které svou kinetickou energii předávají v daném prostředí nabitým částicím, které následně přímými účinky dané prostředí ionizují. Řadíme zde fotonové X-záření,  $\gamma$  záření a záření neutronové. [14]

#### Záření gama ( $\gamma$ ) a rentgenové (X) záření

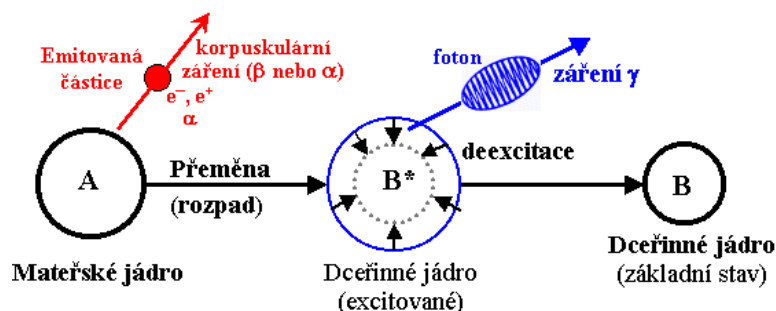
Záření  $\gamma$  a X-záření jsou záření, která nenesou žádný elektrický náboj. Jsou tvořeny elektromagnetickými vlnami (fotony), podobné světlu nebo rádiovým vlnám. Jejich vlnová délka je však kratší a jejich frekvence je vyšší. V případě, že se foton dostane do těsné blízkosti elektronu, může elektron obdržet elektromagnetickou energii a být fotonem urychlen, dojde tak k excitaci nebo ionizaci atomu. Foton též může působit na nukleony v jádře a může dojít k excitaci atomového jádra.

Fyzikální podstata X-záření a  $\gamma$  záření je stejná, liší se však způsobem svého vzniku (zdrojem).

Záření  $\gamma$  vzniká v jádře atomů při rozpadu radioaktivních prvků. Spektrum záření je monoenergetické. Jeho průchodnost materiálem je vysoká a dá se odstínit vrstvou olova nebo betonu. Energie fotonů  $\gamma$  záření je větší než energie fotonů X-záření.

X-záření vzniká prudkým zabrzděním urychlených elektronů (brzdné záření) nebo přechodem elektronu z vyšší energetické hladiny do nižší energetické hladiny v atomu (charakteristické záření).

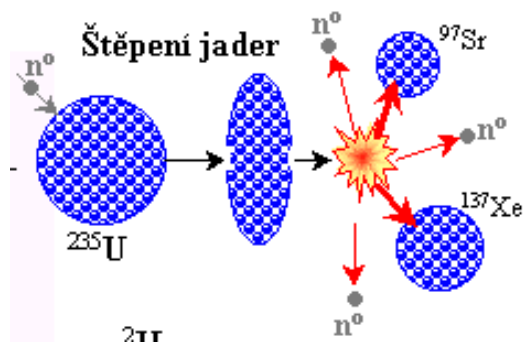
[1],[14]



Obr. 4 Záření gama ( $\gamma$ ) a rentgenové (X) záření [14]

#### Neutronové záření

Je tvořeno proudem pohybujících se neutronů (částice bez elektrického náboje s určitou hmotností a vysokou kinetickou energií), což umožňuje snadnou pronikavost materiálem. Jsou uvolňovány jadernými reakcemi v urychlovačích nebo při štěpení těžkých jader. Interakcí neutronů s atomy hmoty dochází k emisi  $\alpha$ ,  $\beta$  - částic a také  $\gamma$  a X-paprsků, které způsobují ionizaci. Přírodním zdrojem neutronů je kosmické záření, umělým zdrojem jsou jaderné reakce v urychlovačích nebo při štěpení těžkých jader. Tok neutronů se dá zastavit silnou vrstvou betonu, vody nebo parafínu, které neutrony pohltí. [14]



Obr. 5 Neutronové záření [14]

### 2.3.Zdroje ionizujícího záření

Ionizující záření je nedílnou součástí životního prostředí. Každý předmět, přístroj nebo látka, který vyzařuje ionizující záření se označuje jako zdroj. Z tohoto hlediska můžeme dělit zdroje podle jejich původu na umělé a přírodní zdroje. Vlivům přírodních zdrojů jsou vystavovány všechny organismy, naopak umělým zdrojům záření jsme začali být vystavováni až po objevu X-záření a radioaktivity.

[14]

## 3. RTG

### 3.1. Objev X-záření

Ke konci 19. století zkoumala řada vědců elektrické výboje v katodové trubici pod vysokým napětím. Jedním z těchto vědců byl i W.C.Roentgen, který v roce 1895 objevil, že z místa katodové trubice, kam dopadají katodové paprsky, vychází velmi pronikavé záření. Toto neznámé záření pojmenoval paprsky X a pořídil první rentgenový snímek ruky své manželky.

Dnes rentgenové záření řadíme mezi ionizující elektromagnetické záření. X-záření má velmi krátkou vlnovou délkou v intervalu  $10^{-8}$  m až  $10^{-12}$  m. Přírozeným zdrojem jsou hvězdy. Umělým zdrojem rentgenového záření jsou rentgenky a betatrony. [5],[14]

### 3.2. Konstrukce rentgenky

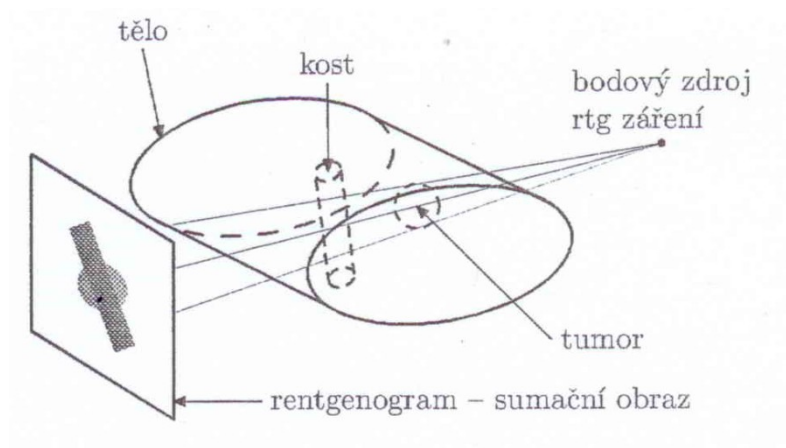
Zdrojem X-záření je speciální vakuová trubice zvaná rentgenka. Jedná se o klasickou diodu, která je zapojena do obvodu s vysokým napětím o hodnotách 20-200kV. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě. Přenos elektronů je urychlován silným elektrickým polem na danou kinetickou energii  $E = U \cdot e$ , určenou vysokým napětím mezi katodou a anodou (tj.  $E = 20-200\text{keV}$ ). Tímto získá elektron s nábojem dostatečně vysokou rychlost. Samotná konstrukce rentgenky je poněkud robustnější z důvodu protékajícího vysokého napětí a tepelného ohřevu při dopadu elektronů na anodu.

Anoda je tvořena z těžkého materiálu (wolfram), s vysokou elektronovou hustotou, aby docházelo k prudkému brzdění dopadajících elektronů. Po dopadu na anodu dojde k prudkému zabrzdění elektronů, přičemž 99% kinetické energie se přemění na teplo. Pro odvod tohoto tepla se využívá masivní konstrukce anody, rotace samotné anody, která je způsobena magnetickým polem vznikající působením rotoru a statoru, kterým se zabráňuje lokálnímu přehřívání anody a olejovým chlazením, ve kterém je rentgenka umístěna. Zbylé 1% kinetické energie se přemění v požadované tvrdé elektromagnetické X-záření, které vyzařuje ven z rentgenky výstupním okénkem. Viz Obr 6. Ostatní nežádoucí X-záření je stíněno krytem, ve kterém je rentgenka uložena. Vygenerované X-záření pronikající výstupním okénkem je následně kolimováno clonami vymežující pouze zobrazovanou oblast. Takto vytvořené X-záření vzniká na základě dvou mechanismů:

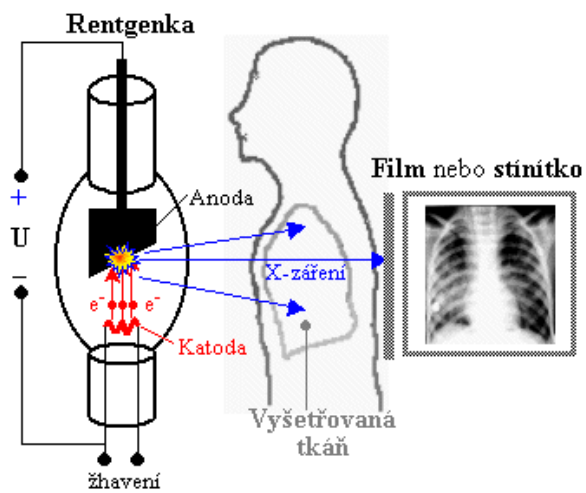
- Brzdné záření – X-záření vzniká vlivem elektrických Coulombových sil při průletu elektronu v blízkosti jádra, čímž je elektron vychýlen a ztratí část kinetické energie, která je pak vyzářena ve formě fotonu (X-záření). Energie fotonu je závislá na kinetické energii elektronu a jeho vzdálenosti průletu elektronu od jádra. Jedná se o spojité spektrum.
- Charakteristické záření – X-záření vzniká při interakci s obalovými elektrony atomu, kdy energie prolétajících elektronů způsobí vyražení elektronů ze slupek blízkých jádra, přičemž zbylé prázdné místa vyražených elektronů jsou následně zaplněna elektrony z vyšších vrstev. Při přechodu elektronu z vyšší do nižší vrstvy, způsobí vyzáření fotonu o vždy stejné energii. Vzniká tak čárové spektrum, jehož energie je závislé na materiálu. [14],[18]







Obr. 7 Princip projekčního rtg zobrazení a vzniku sumačního obrazu [2]



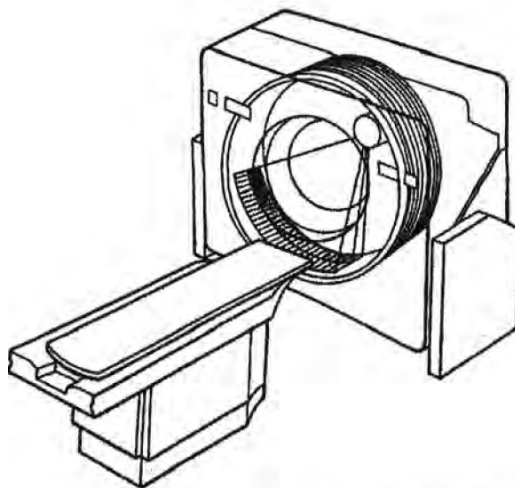
Obr. 8 Rentgenový snímek plic [14]

## 4. CT – Počítačová tomografie

Od doby, kdy W.C.Roentgen objevil X-zářeni, je počítačová tomografie považována za největší inovaci v oblasti radiobiologie. V roce 1917 byla odvozena integrální transformace matematikem J.Radonem dnes zvaná Radonova transformace, která umožňuje z dvourozměrného zobrazení rekonstruovat zobrazení trojrozměrné. Hlavní průlom přišel, ale až o mnoho let později, kdy roku 1967 A.Cornack tyto výsledky aplikoval a rozšířil na případ X-zářeni, procházejícího s částečnou absorpcí trojrozměrného objektu. Tato metoda byla v roce 1972 prakticky uskutečněna G.N.Hounsfield v konstrukci prvního výpočetního tomografu. [4],[14]

### 4.1.Konstrukce

Výpočetní tomograf se skládá ze čtyř základních částí. Jsou to zobrazovací soustava, vyšetřovací stůl s gantry, výpočetní systém a zdroj vysokého napětí viz obr 9.



Obr. 9 Vyšetřovací stůl s gantry a zobrazovací soustavou [2]

#### 4.1.1. Zobrazovací soustava

Zobrazovací soustava je složena ze zdroje X-zářeni a detekčního systému uloženého v gantry (vyšetřovací tunel).

Zdrojem záření v CT přístrojích je rentgenka, která má vysokou tepelnou zatížitelnost. Tyto nároky jsou dány vysokým příkonem během vyšetření (120-140kV). Z tohoto důvodu se používá rentgenka s rotační anodou. Dalším parametrem je maximální mechanická odolnost. Záření emitované rentgenkou je pomocí kolimátoru kolimováno na potřebné rozměry.[4],[15]

Detekční systém je tvořen sektorem detektorů, které registrují absolutní množství X-zářeni prošlého pacientem, jehož intenzita je zeslabena průchodem. Tato informace je přeměněna na elektrický signál pro další zpracování. Citlivost detektorů významně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu. Pro detekci se využívají scintilační polovodičové detektory a ionizační komory. [13],[15]

#### 4.1.2. Vyšetřovací stůl, gantry

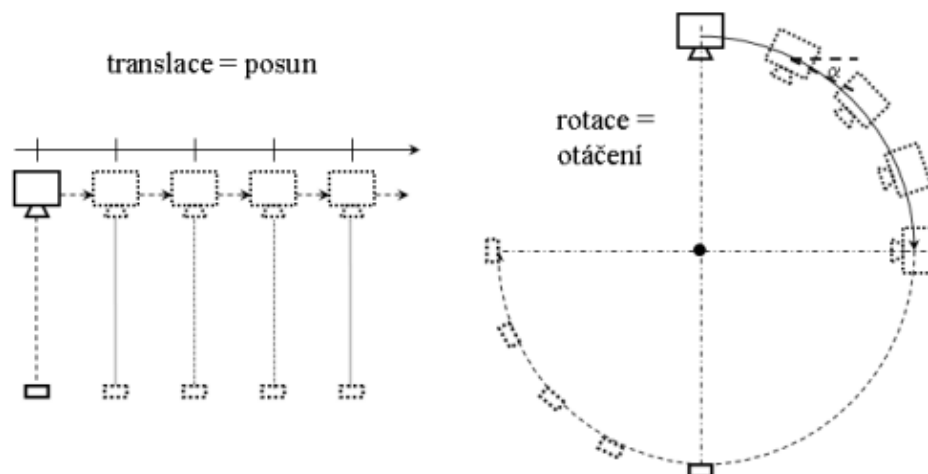
Vyšetřovací tunel (gantry) je statická část CT prstencovitého tvaru, ve které je uložena rentgenka spolu s chladícím systémem, detektory a zařízením pro pohyb rentgenky a detektorů během snímání. Ve středu gantry se nachází otvor, do něhož se zasouvá vyšetřovací stůl s pacientem, který je možno naklánět o  $\mp 30^\circ$ . [15]

#### 4.1.3. Výpočetní systém

Zabezpečuje ovládání přístroje, záznam datových surových dat (raw data), rekonstrukci a archivaci obrazu, vyhodnocení a komunikaci s informačním systémem.[4],[6]

### 4.2. Typy CT

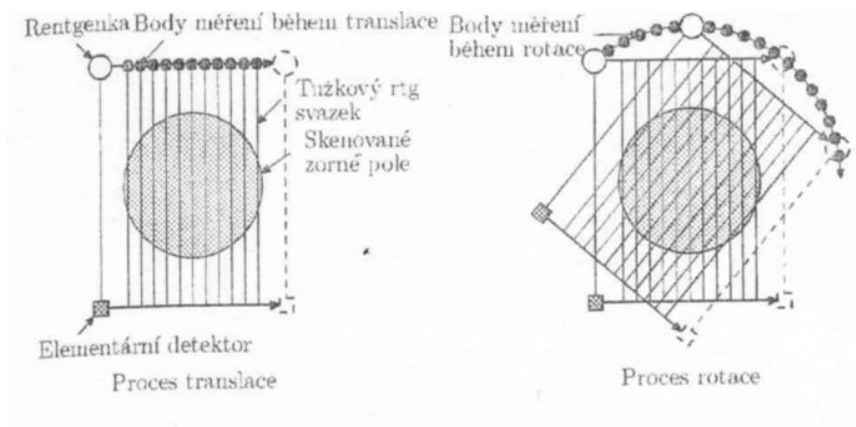
CT systémy se postupem času vyvíjely v několika fázích, kdy každá fáze znamenala pokrok jak v mechanické konstrukci, tak i v samotné konstrukci elektronického obrazu, které vedlo k vyšší kvalitě zobrazení. Principem CT systému je rotační a translační pohyb mechanické soustavy rentgenka-detektor kolem pacienta viz Obr 10. Obrazová data, která vznikají paprskovým průmětem X-záření z rentgenky na detektor jsou sbírána ve formě projekcí tvořených z jednotlivých měření. Z těchto 1D projekcí je vytvořen 2D obraz představující tomografickou rovinu a po poskládání řezů vznikne výsledný 3D obraz.[6],[13]



Obr. 10 Translační a rotační pohyb mechanické soustavy [13]

#### 4.2.1. CT systémy 1. generace

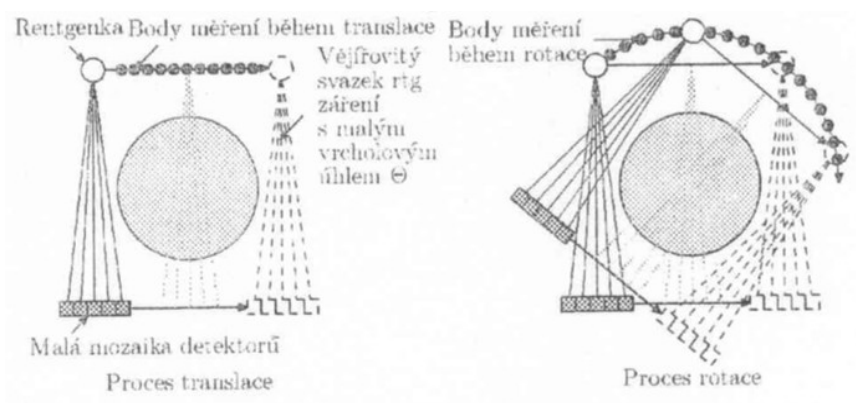
Prvním CT systémem byl vytvořen G. N.Hounsfieldem k ověření praktického využití Radonovy transformace a A.Cormacovy teorie rekonstrukce obrazu z projekcí. Do provozu byl uveden v roce 1971. Jedno snímání tomografické roviny trvalo v řádech minut a produkoval pouze zobrazení s malou rozlišovací schopností s maticí 80x80 bodů. Pro X-záření byl použit tužkový svazek a k snímání scény využíval pevně spojenou soustavu rentgenka-detektor. Viz Obr 11. Jedná se o systém translace-rotace. [2]



Obr. 11 Princip CT systému 1. generace [2]

#### 4.2.2. CT systémy 2. generace

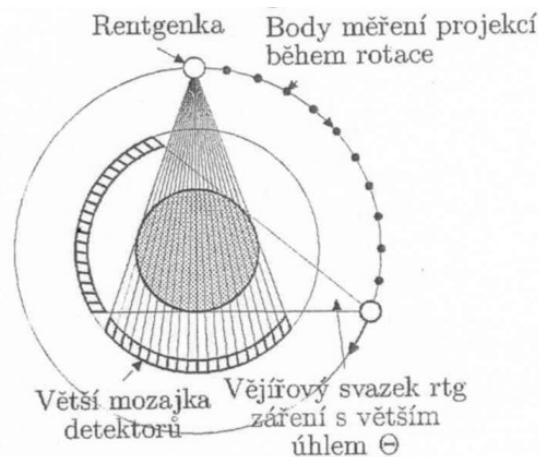
Oproti 1. generaci CT využívá mozaiku detektorů (6 až 60 detektorů uspořádaných v řadě za sebou) a úzký vějířovitý svazek X-záření, který však nedokáže prosvítit celý řez najednou. Viz Obr 12. Jedná se tedy opět o systém translace-rotace, při které dochází k mechanickým rázům způsobených posunem rámu. Zvýšila se efektivita snímání scény a doba snímání tomografické roviny se zkrátila na 10 až 20s. [2]



Obr. 12 Princip CT systému 2. generace [2]

#### 4.2.3. CT systémy 3. generace

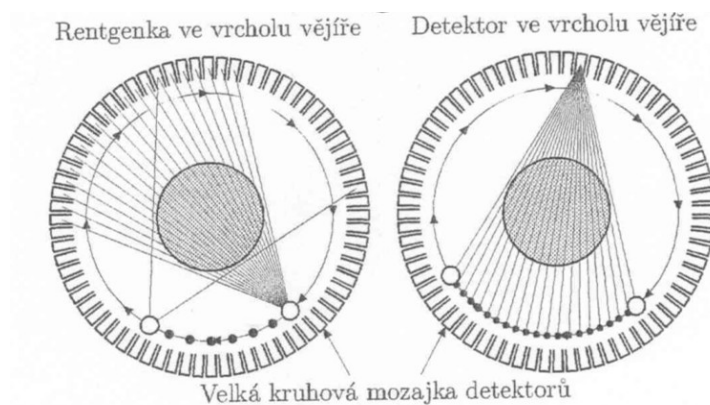
U 3. generace došlo k významným změnám. Tvar systému připomíná prstenec, který se stal typickým poznávacím rysem CT přístrojů. Detektory a rentgenka jsou umístěny na společném rámu tzv. gantry, kolem kterého rotují dokola. Je zde použit systém rotace-rotace, takže nedochází k mechanickým rázům při posunu jako u předchozích generací. K snímání X-záření je použita větší mozaika (stovky až tisíce detektorů), která snímá celou zkoumanou plochu, tím se zvýšila také rozlišovací schopnost. Rentgenka vyzařuje vějířovitý svazek X-záření tak, aby pokryl všechny detektory mozaiky. Ty jsou kolimovány do ohniska rentgenky, tak aby právě jeden detektor snímá jeden paprskový průmět, takže jedna projekce je dána signálem ze všech detektorů. Dalším vývojem byla rentgenka opatřena rotační anodou a napájení zajištěné systémem slip-ring (soustava třech kartáčů). Ten umožňuje kontinuální rotaci rentgenky. [2],[13]



Obr. 13 Princip CT systému 3. generace [2]

#### 4.2.4. CT systémy 4. Generace

Obsahuje nepohyblivé detektory, které jsou umístěny po celém obvodu gantry (1000 až 5000 detektorů). Tyto statické detektory jsou kolimovány do středu prstence. Umožňují kontinuální kalibraci a redukují rušivé vlivy působící na detekční signál. Zhoršuje se tím však účinnost využití X-záření a energetická (kontrastní) rozlišovací schopnost. Z tohoto důvodu došlo k upuštění od tohoto systému.[2]



Obr. 14 Princip CT systému 4. generace [2]

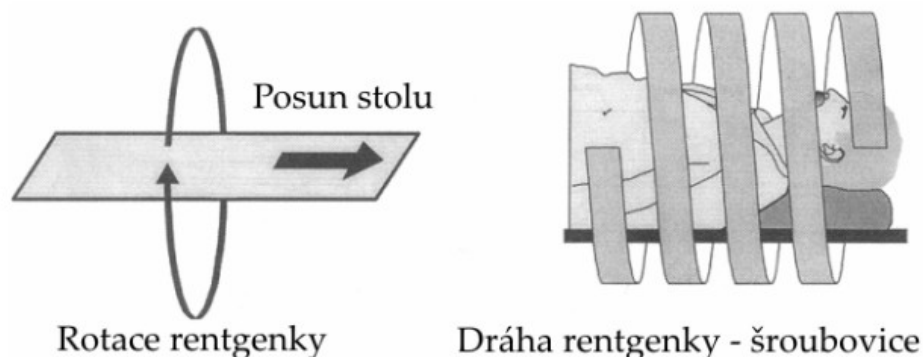
#### 4.2.5. CT systémy 5. generace

Jedná se o ultrarychlé CT systémy, které jsou schopny snímat pohyblivou scénu. Použití našly především v kardiologických aplikacích, jelikož jejich akviziční čas se zkrátil na dobu 50 až 100ms. K snímání využívají elektromagnetické vychylování elektronového svazku rentgenky. Rentgenka tak tvoří skener.

#### 4.2.6. Ostatní CT systémy - helikální CT

Vývojem třetí generace CT systému byla vyvinuta nová kategorie tzv. helikální nebo též spirální CT, především díky slip-ring technologii, která umožňuje kontinuální rotaci rentgenky. Principem

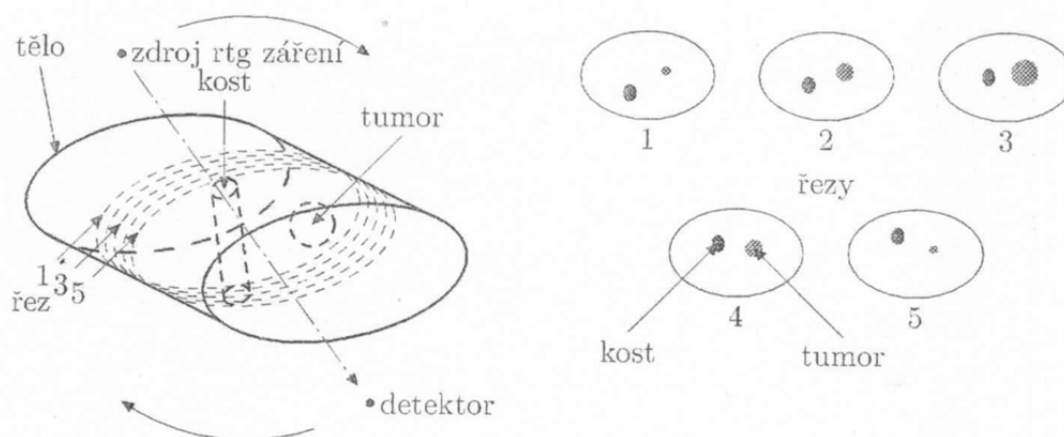
spirálních CT přístrojů je kontinuální rotace rentgenky spolu se současným posunem vyšetřovacího stolu. Výsledná trajektorie rentgenky vytváří šroubovici (latinsky helix).



Obr. 15 Princip helikálního CT systému [2]

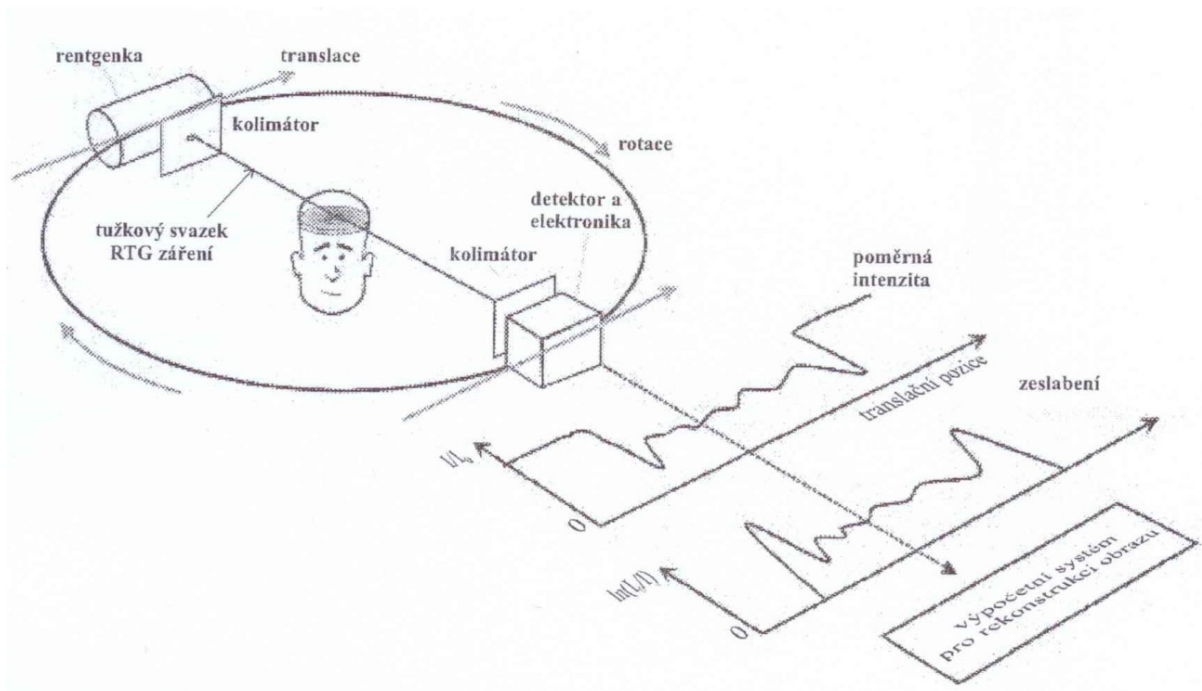
### 4.3.Princip a vznik obrazu

Počítačová tomografie je založena na stejném principu jako rentgen, kde se měří úbytek X-záření při průchodu pacientem (absorpce) mezi rentgenkou a detektorem. Řeší však problémy klasického rentgenového zobrazování, kde je hlavní nevýhodou superpozice struktur a rozptyl paprsků. Porovnání obou metod můžeme vidět na Obr 7 a Obr 16. [2],[4],[14]



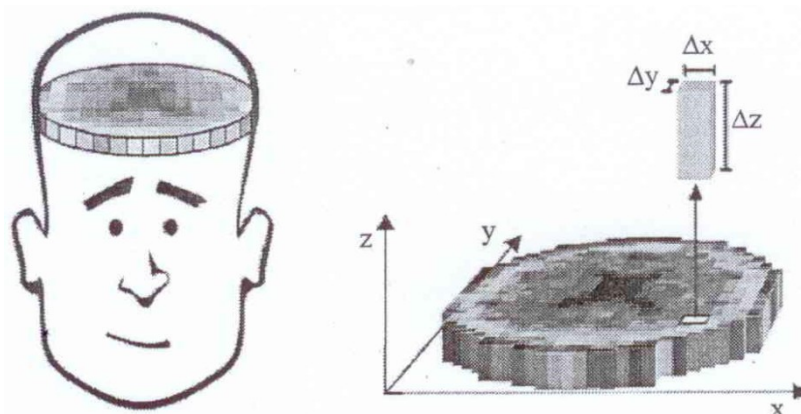
Obr. 16 Zobrazení pomocí rtg výpočetní tomografie - obraz těla pacienta je tvořen sérií tomografických obrazů [2]

CT vytváří obraz těla jako sérii tomografických řezů (obrazů) viz Obr16. Sběr obrazových dat spočívá v postupném měření útlumu úzce zkolimovaného X-záření při translačním a rotačním pohybu mechanické soustavy rentgenka-detektor. Při translačním pohybu se sejme jedna projekce snímané scény. Následuje rotační pohyb mechanické soustavy rentgenka-detektor o úhlový inkrement a sejmутí další projekce téže scény pod jiným úhlem. Viz Obr 17. [2],[7],[13]



Obr. 17 Princip sběru dat CT systémem [2]

Získaná data jednotlivých projekcí se ukládají a tvoří matici bodů, kde jeden prvek matice tvoří obrazový bod řezu tkání. Obrazový bod neboli pixel (picture element) ve skutečnosti odpovídá hranolu, jehož výška je dána kolimací svazku X-zářením. Tyto hranoly nazýváme voxely (volume element). Výsledné zobrazení v jednom řezu je dáno čtyřrozměrnou maticí, kde první rozměr představuje polohu v ose X, druhý rozměr představuje polohu v ose y, třetí je šířka kolimace a čtvrtý rozměr je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru – denzita. Viz Obr 18.



Obr. 18 Rozklad primárního parametrickho pole na voxely [13]

Primárním parametrem CT systému, který se hodnotí, je zeslabení X-zářením v zobrazované scéně. Můžeme ho také označit jako lineární součinitel zeslabení  $\mu$ . Je dán poměrem počtu částic pohlcených ve tkáni k počtu částic do tkáně vstupujících. Tento poměr je pak vztažen k hloubce tkáně, kterou

muselo záření projít. Útlum ve tkáni pro obecnou tomografickou rovinu tvořenou souborem voxelů, kterými záření postupně proniká je tedy dáno vztahem:

$$I = I_0 e^{-\Delta x \sum \mu_i} \quad (4.1)$$

kde:

$I$  – je intenzita dopadající na detektor

$I_0$  – je intenzita X-záření generované rentgenkou a vyzářené do scény

Pomocí vztahu (4.1) můžeme z dostatečného počtu rovnic vypočítat lineární útlumový koeficient pro každý bod tkáně. Tyto koeficienty se vyjadřují pomocí Hounsfieldovy stupnice, [HU] resp. CT-číslem, jež je bezrozměrná veličina.

$$CT_{\text{číslo}} = K \cdot \frac{(\mu_{\text{tkáně}} - \mu_{\text{vody}})}{\mu_{\text{vody}}} \quad [HU] \quad (4.2)$$

kde:

$K$  – je kontrastní konstanta volená jako  $K = 1000$

$\mu$  – představuje lineární součinitele zeslabení zkoumané tkáně a vody

Nejdůležitějšími hodnotami Hounsfieldovy stupnice je: -1000 HU, která odpovídá denzitě vzduchu a 0 HU, což odpovídá denzitě vody. Densities ostatních tkání jsou různé, viz Tab 1. [2],[13]

Tab. 1 Densities tkání, orgánů a patologických ložisek [15]

Objekt	denzita HU	Objekt	denzita HU
vzduch	-1000	bílá hmota mozková	+25 až +32
tuk	-40 až -120	absces - stěna	+28 až +35
voda	0	nádory všeobecně	+30 až +50
cysta	+0 až +15	šedá hmota mozková	+30 až +40
žluč	+5 až +10	ledviny	+30 až +37
mozkomíšni mok	+3 až +14	krev v aortě	+31 až +45
starý infarkt mozku	+10 až +16	slinivka břišní	+34 až +45
absces - obsah	+15 až +35	mízní uzliny	+35 až +40
starý hematom	+18 až +40	slezina	+45 až +55
otok mozku	+18 až +26	játra	+50 až +68
nekrózy	+19 až +25	čerstvý hematom	+65 až +85
čerstvý infarkt mozku	+22 až +26	kalcifikace	nad +85
metastázy	+25 až +50	kompaktní kost	+1000 a více



## 5. Rekonstrukce obrazu z projekcí

Základní pojmy pro správné pochopení matematického rozboru:

- paprskový průmět (paprskový integrál) – jedná se o jedno měření, které reprezentuje celkový útlum X-záření ve sloupci scény na odpovídající pozici,
- projekce je soubor změřených paprskových průmětů, které byly získány z jednoho směru snímání (stejný úhel  $\phi$ ). Z matematického hlediska se jedná o funkci  $p_\phi(x')$ , kde je každý bod projekce paprskovým integrálem  $p_\phi(x_1) = \int o(x, y) dy'$  pro dané  $\phi$  a  $x'$ .

Cílem rekonstrukce obrazu z projekcí rozumíme vytvoření 2D obrazu snímané scény ze souboru jednorozměrných (1D) projekcí. Každé tomografické rovině rekonstruovaného obrazu přísluší soubor jednotlivých 1D projekcí snímaných pod různými úhly vzhledem k objektu. Vznik souboru 1D projekcí popisuje Radonova transformace. [2],[9]

### 5.1. Radonova transformace

Radonova transformace zobrazovaného objektu na Obr. 19 popsaného funkcí  $o(x, y)$  je funkce  $p_\phi(x')$ . Tato funkce představuje projekci daného úhlu a je definována jako soubor změřených projekcí téže scény, které jsou získány pod spojitě se měnícími úhly snímání  $\phi$ :

$$p_\phi(x') = p(x', \phi) = R[o(x, y)]. \quad (5.1)$$

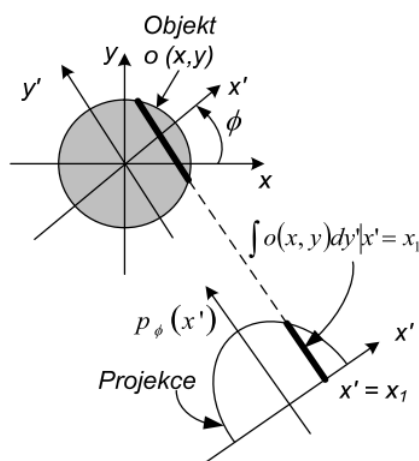
kde  $R[o(x, y)]$  je operátor Radonovy transformace

$$R[o(x, y)] = \iint_{-\infty}^{\infty} o(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy = \quad (5.2)$$

$$= \int_{-\infty}^{+\infty} o(x' \cos \phi - y' \sin \phi, x' \sin \phi + y' \cos \phi) dy', \quad (5.3)$$

kde

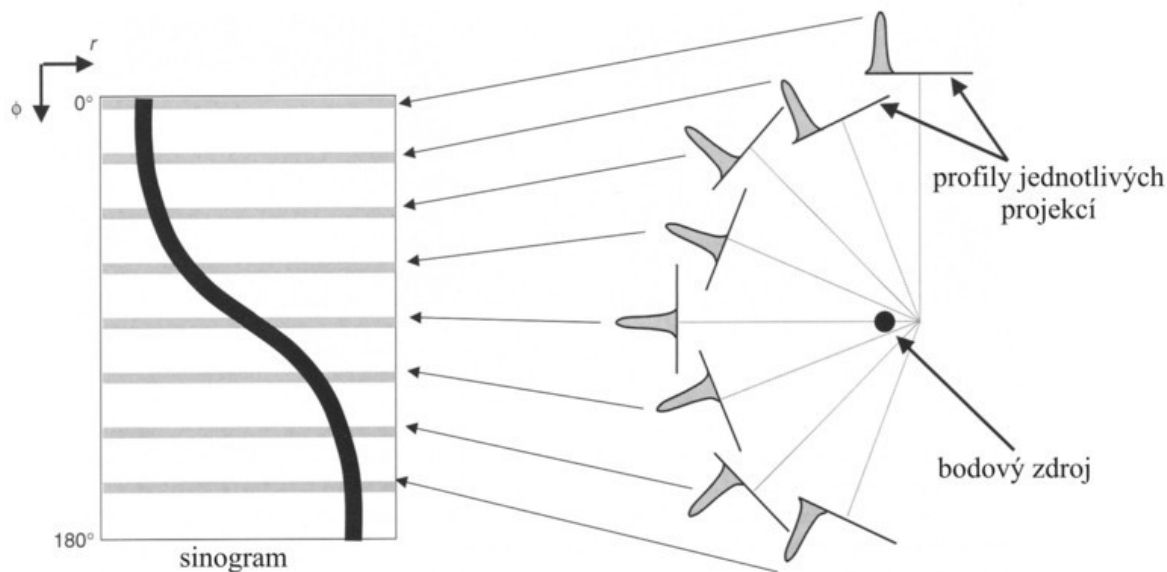
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (5.4)$$



Obr. 19 Schematické znázornění jedné projekce sejmuté pod úhlem  $\phi$ , složené z jednotlivých měření – paprskových integrálů v pozici  $x'$  [2]

Je možné zavést funkci  $R(\phi, x') = p_\phi(x')$ , pro  $\forall \phi \in R$ . Tato funkce je periodická vzhledem k  $\phi$  s periodou  $2\pi$ . Dále platí  $R(\phi + \pi, x') = R(\phi, -x')$ . Z této rovnosti vyplývá, že akviziční projekce pro rekonstrukci obrazu je možno provádět pouze pro  $\phi \in (0, \pi)$ .

Soubor všech sejmutých projekcí v jasové modulaci se nazývá sinogram viz Obr 20. Zde se každý bod v původní předmětové funkci  $o(x,y)$  zobrazí jako sinusoida (harmonická funkce) a dočasně se uloží pro následnou rekonstrukci obrazu.



Obr. 20 Vznik sinogramu jednoho bodu ze souboru projekcí [8]

Radonova transformace vede k projekčnímu teorému mezi 1D a 2D Fourierovou transformací. Jedná se o jeden ze základních fenoménů rekonstrukčních metod na bázi zpětné projekce, která popisuje, že jednorozměrná Fourierova transformace jedné projekce  $p_\phi(x')$  pořízená pod daným úhlem  $\phi$  je rovna radiálnímu řezu dvourozměrné Fourierově transformace původní funkce v bodech  $\omega_x = \omega \cos \phi$  a  $\omega_y = \omega \sin \phi$  provedené pod stejným úhlem  $\phi$ . Rovnice projekčního teorému můžeme zapsat takto:

$$P_\phi(\omega) = O(\omega \cos \phi, \omega \sin \phi) = O(\omega_x, \omega_y)|_\phi \text{ nebo } O(\omega_x, \omega_y)|_\phi = O(\omega, \phi). \quad (5.5)$$

Kde  $O(\omega_x, \omega_y)$  je 2D Fourierova transformace předmětové funkce  $o(x,y)$  a  $(\omega_x, \omega_y)$  resp.  $(\omega_x, \omega_y)$  a  $(\omega, \phi)$  reprezentují kartézské/polární souřadnice ve frekvenční (Fourierově) doméně. [2],[9], [19]

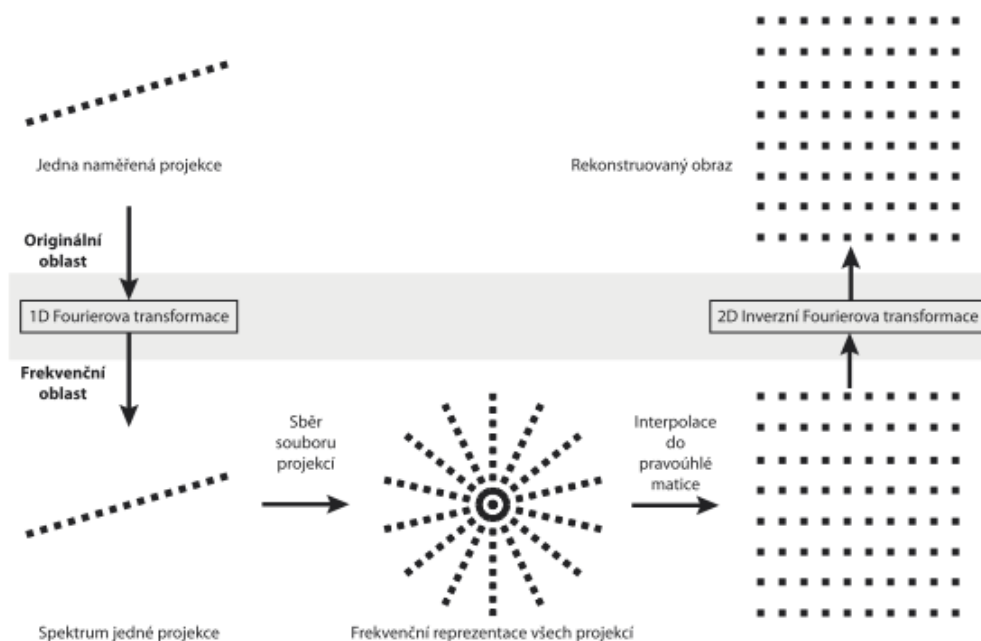
## 5.2. Fourierova rekonstrukce

Metoda rekonstrukce obrazu pomocí Fourierovy rekonstrukce je založena na výše popsaném projekčním teorému. Projekční teorém popř. centrální řezový teorém vyjadřuje vztah mezi jednorázovou Fourierovou transformací jedné projekce  $p_\phi(x')$  sejmutou pod daným úhlem  $\phi$ , která je rovna radiálnímu řezu dvourozměrné Fourierově transformaci obrazu pod stejným úhlem  $\phi$  jakým byla projekce pořízena.

Postup při výpočtu Fourierovy rekonstrukce lze popsat následujícím způsobem:

- pomocí jednorozměrné Fourierovy transformace získáme spektra jednotlivých projekcí,
- získaná spektra jednotlivých projekcí odpovídají 2D Fourierově transformaci v polárních souřadnicích,
- 2D spektrum je převzorkováno do pravoúhlých souřadnic,
- prostřednictvím zpětné 2D Fourierovy transformaci získáme rekonstruovaný obraz

$$\hat{o}(x, y) = F_{2D}^{-1} [O(\omega_x, \omega_y)] = \iint_{-\infty}^{\infty} O(\omega_x, \omega_y) e^{j(x\omega_x + y\omega_y)} d\omega_x d\omega_y = \hat{o}(r, \phi) dt. \quad (5.6)$$



Obr. 21 Princip a vizualizace procedur nutných pro vykonání rekonstrukce obrazu z projekcí Fourierovou metodou [19]

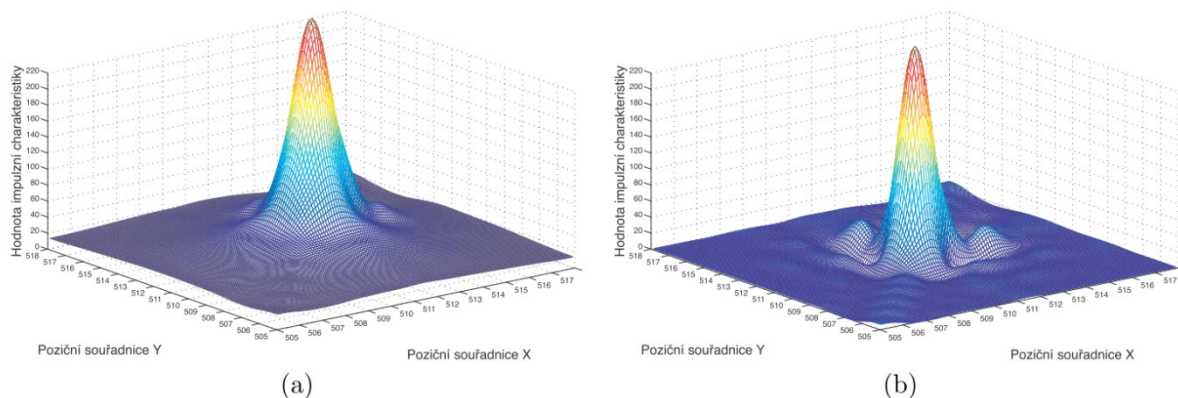
### 5.3. Prostá zpětná projekce (SBP)

SBP (Simple Back Projection) spočívá ve zpětném rozprostření všech sejmutých jednorozměrných projekcí přes rekonstrukční matici pod úhlem, pod kterým jednotlivé projekce vznikly. Matematicky ji lze zapsat takto:

$$\hat{o}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} p_{\phi}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi \quad (5.7)$$

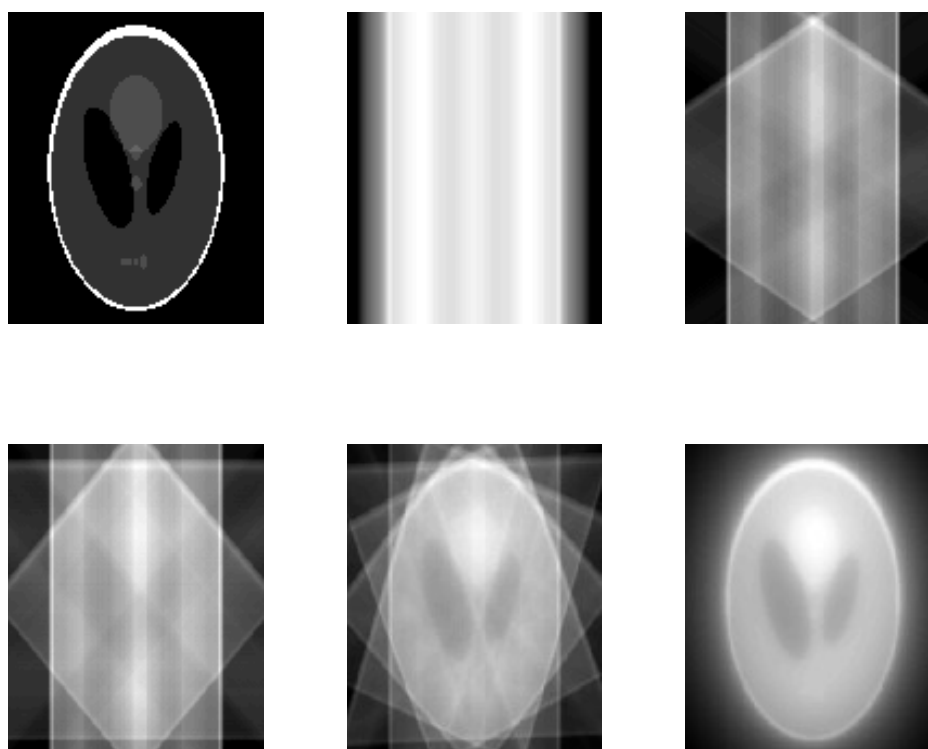
Obraz, který vznikne touto metodou je však značně zkreslený a rozostřený. Tato neostrost se projeví jako hvězdicový artefakt a lze jej zmírnit větším počtem promítaných projekcí. Zkreslení je způsobeno zvýrazněním nižších frekvencí vlivem tzv. nebodové impulzní charakteristiky prosté zpětné projekce, kterou si můžeme znázornit aproximací Diracova impulsu. V ideálním případě by zobrazovací systém prošel Diracovým impulzem bez zkreslení, tzn. jeden bod vstupního obrazu, ovlivní pouze jeden bod výstupního obrazu v daných souřadnicích. Avšak v případě prosté zpětné projekce se Diracův impuls

rozprostře do svého okolí viz. Obr. 20, takže jeden pixel původního obrazu ovlivňuje pixel v daných souřadnicích, ale i okolní pixely, čímž se zvýrazní nízké frekvence a ve výsledku tedy vidíme rozostřený obraz.



Obr. 22 Impulzní charakteristiky algoritmů rekonstrukce z projekcí: (a) prostá zpětné projekce, (b) filtrovaná zpětná projekce [19]

Tato metoda se v praxi nepoužívá, představuje však základ pro filtrovanou zpětnou projekci nazývanou též inverzní Radonova transformace, která provádí filtraci jednotlivých projekcí, ještě před provedením zpětné projekce, čímž se eliminuje hvězdicový artefakt. [2], [19]



Obr. 23 Vliv rekonstruovaného obrazu na počet projekcí (počet projekcí: originál, 1, 3, 4, 8, 180)

## 5.4. Filtrovaná zpětná projekce (FBP) – inverzní Radonova transformace

FBP (Filtered Back Projection) jak již bylo zmíněno, je založena na principu prosté zpětné projekce (SBP), jejíž zkreslení můžeme zkorigovat příslušným filtrem. FBP hledá rekonstruovanou funkci podle vztahu:

$$\hat{\delta}(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} p_\phi(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx' d\phi, \quad (5.8)$$

kde  $h(x, y)$  – je funkce, která koriguje zkreslení prosté zpětné projekce.

Srovnáme-li vztahy (5.7) a (5.8), vidíme, že vnitřní integrál ve vztahu (5.8) je v podstatě konvoluční integrál, který provádí filtraci. Funkce  $h(x)$  představuje impulzní charakteristiku filtru a k jejímu odvození vyjdeme z Fourierovy rekonstrukce, v níž rekonstruovanou funkci hledáme s využitím projekčního teorému jako inverzní Fourierovu transformaci 2D spektra předmětové funkce tj.  $F_{2D}^{-1} [O(\omega_x, \omega_y)]$ . Pro určení impulzní charakteristiky  $h(x)$  si vyjádříme rovnici (5.8) v polárních souřadnicích, kde využijeme vztah pro Fourierovu rekonstrukci předmětové funkce:

$$\hat{\delta}(r, \beta) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} O(\omega, \phi) e^{j\omega(x \cos \phi + y \sin \phi)} |J| d\omega d\phi, \quad (5.9)$$

kde  $J$  je Jakobián, pro který platí:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial \omega_x}{\partial \omega} & \frac{\partial \omega_y}{\partial \omega} \\ \frac{\partial \omega_x}{\partial \phi} & \frac{\partial \omega_y}{\partial \phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\omega \sin \phi & \omega \cos \phi \end{bmatrix} = \omega \quad (5.10)$$

$$\omega = \sqrt{\omega_x^2 + \omega_y^2}, \phi = \arctan \frac{\omega_y}{\omega_x}, r = \sqrt{x^2 + y^2} \text{ a } \beta = \arctan \frac{y}{x}. \quad (5.11)$$

Pomocí vztahu (5.11) vyjádříme vztah (5.8) v polárních souřadnicích

$$\hat{\delta}(r, \beta) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} p_\phi(x') h(r - x') dx' d\phi. \quad (5.12)$$

Srovnáním vztahů (5.12) a vztahu (5.9) vidíme, že

$$\int_0^\pi O(\omega, \phi) e^{j\omega r} |J| d\omega = \int_{-\infty}^{\infty} p_\phi(x') h(r - x') dx' \quad (5.13)$$

výraz na levé straně rovnosti představuje zpětnou Fourierovu transformaci a výraz na pravé straně je konvoluce dvou funkcí v prostorové oblasti. Použitím 2D Fourierovy transformace na tyto rovnice získáme

$$O(\omega, \phi) |J| = F[p_\phi(x') * h(x')] = F[p_\phi(x')] \cdot F[h(x')]. \quad (5.14)$$

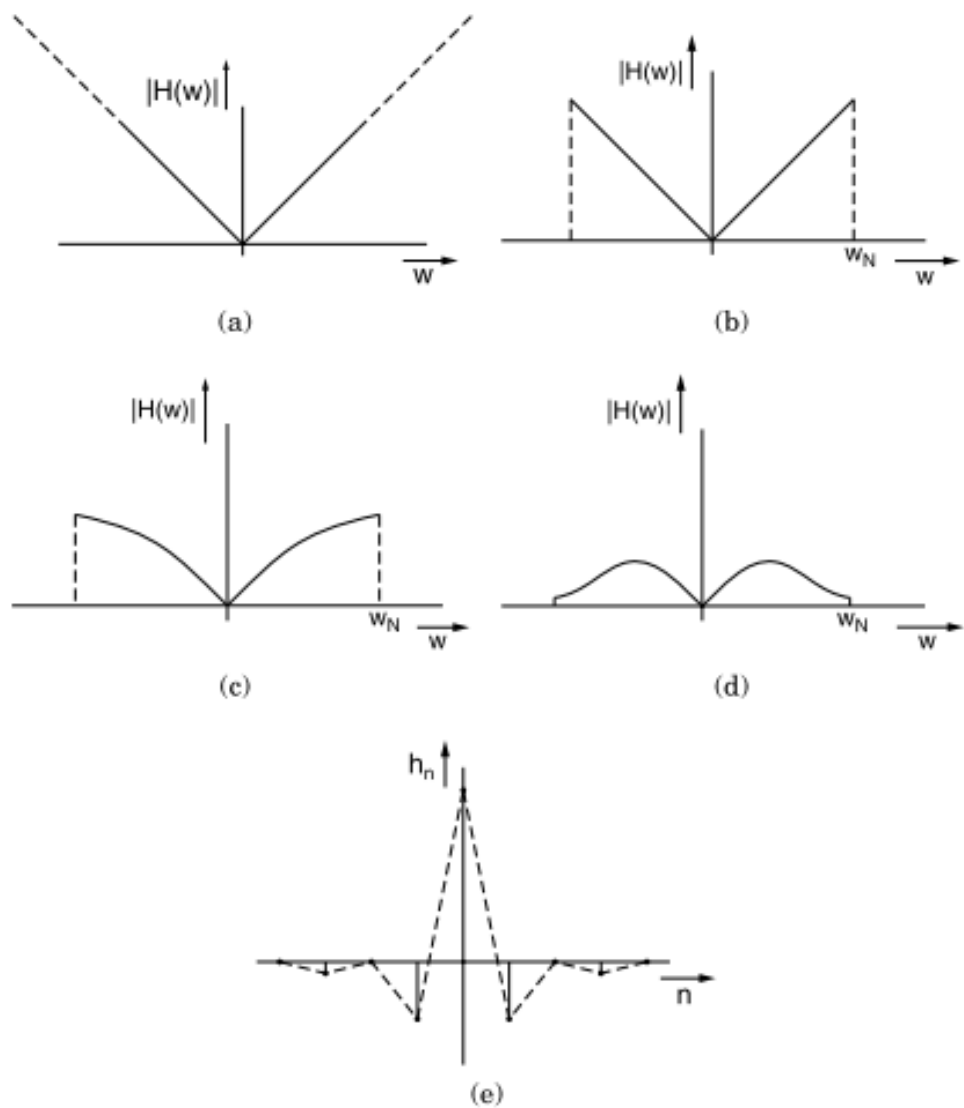
Z projekčního teorému ze vztahu (5.5) víme, že  $O(\omega, \phi) = F[p_\phi(x')]$  a ze vztahu  $J = \omega$  musí platit

$$F[h(x')] = |\omega|. \quad (5.15)$$

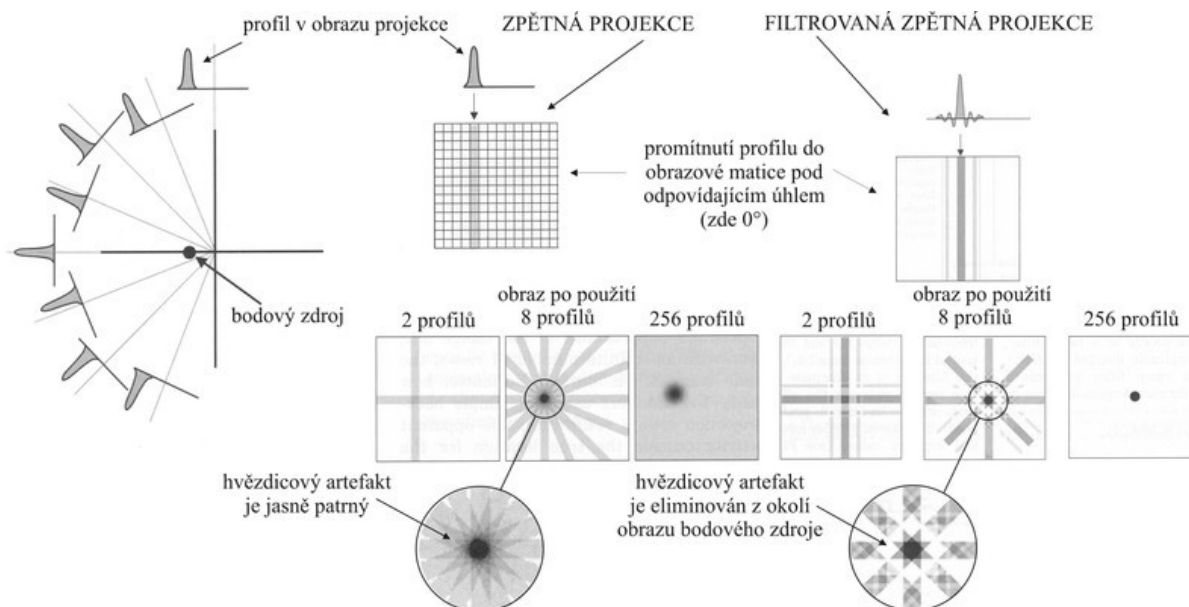
Vztah (5.15) nám umožňuje vypočítat požadovanou funkci  $h(x')$  jež představuje impulsní charakteristiku, jako zpětnou Fourierovu transformaci z  $|\omega|$ . Filtry s takovou přenosovou charakteristikou nazýváme ramp-filtry. Ty potlačují stejnosměrnou složku jednotlivých projekcí a umožňují tak přímý součet projekcí při zpětném promítání.

Aplikací těchto filtrů dosahujeme minimálního zkreslení, avšak za cenu přítomnosti většího šumu a snížení poměru signál-šum (SNR). To je způsobeno právě ramp-filtrem, který má velké zesílení pro vysoké prostorové kmitočty, jelikož přenosová charakteristika těchto filtrů lineárně narůstá s kmitočtem do nekonečna. To je v praxi nerealizovatelné, a z tohoto důvodu se využívají jejich aproximace, které bývají často kombinovány s filtry pro filtraci šumu. Nejznámějšími modifikací ramp filtru je Ram-Lak, Sheep-Logan, Hamming, Hann a Cosine filtr.

Tyto filtry násobí ramp filtr funkcí, která vhodně upraví jeho přenos na vyšších kmitočtech. Jedná se především o násobení dolnoprostopustným filtrem. Na Obr. 24 je ukázka některých používaných filtrů. [2], [9], [10]



Obr. 24 Frekvenční charakteristiky filtrů používaných při FBP metodě: (a) ideální ramp filtr, (b) ořezaný ramp filtr pro využití v praxi, (c) Shepp-Logan filtr, (d) Hamming filtr, (e) impulsní charakteristika ořezaného ramp filtru (b) [9]



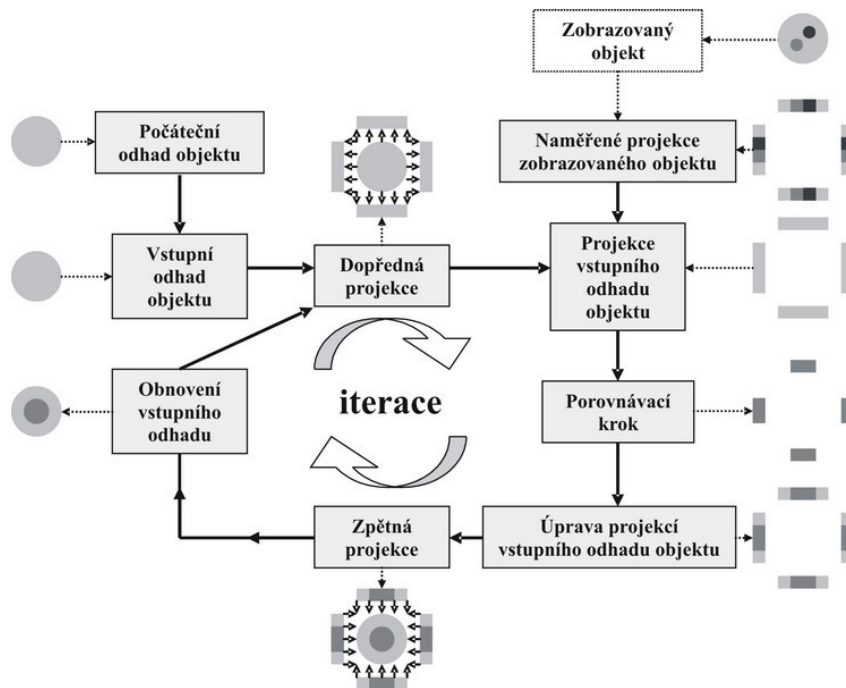
Obr. 25 Porovnání principu zpětné projekce a filtrované zpětné projekce na bodovém zdroji [8]

### 5.5. Algebraická rekonstrukce – ART

Hlavní algebraickou rekonstrukcí obrazu je metoda Iterativní rekonstrukce (IR). Z matematického hlediska je IR postup, který je založen na jednotlivých krocích (iteracích), kterými metodou pokus/omyl rekonstruujeme obraz, od velmi hrubého odhadu struktury až po finální obraz. Vzniklý obraz odpovídá naměřeným hodnotám úhlných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. Základem je aplikování korekcí na libovolné počáteční hodnoty denzit voxelů tak, abychom dosáhli shody s naměřenými daty (projekcemi). Tento proces opakujeme tak dlouho, dokud není dosaženo požadované přesnosti. Výhodou IR je výrazné snížení úrovně šumu, zvýšení kvality obrazu v rekonstruovaném obraze a snížení dávky X-záření.

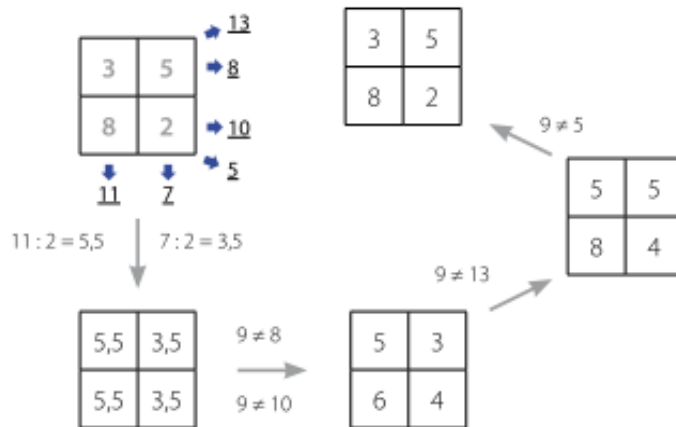
Pro základní odhad obrazu může sloužit obraz vytvořený pomocí FBP nebo prázdné pole. Dopřednou projekcí je obraz rozdělen na jednotlivé projekce, které jsou porovnávány s naměřenými projekcemi. Porovnávací parametry jsou aplikovány na projekce základního odhadu obrazu a z těch je zpětnou projekcí zrekonstruován nový obraz objektu. Nově zrekonstruovaný obraz slouží jako základní odhad do dalšího iteračního cyklu. Celý postup opakujeme, dokud není dosaženo požadované přesnosti, nebo pokud nedosáhneme zadaného počtu iterací viz. Obr. 26. [2], [17]





Obr. 26 Iterační cyklus Iterativní rekonstrukce [17]

Zjednodušený matematický princip Iterativní rekonstrukce pro obrazovou matici 2 x2 pixely je znázorněn na obrázku Obr. 27.



Obr. 27 Zjednodušený matematický popis Iterativní rekonstrukce [16]

Po provedení skenu a před započítáním vlastního výpočtu (vlevo nahoře) jsou známy pouze úhrnné absorpční koeficienty z různých projekcí (podtržené hodnoty), nikoliv však hodnoty absorpčních koeficientů (Hounsfieldovy jednotky) pro jednotlivé pixely (šedé číslice). Algoritmus postupně zpřesňuje (po směru dlouhých šipek) absorpční koeficienty pro jednotlivé pixely, které porovnává s naměřenými hodnotami z různých směrů a mezivýsledky pro jednotlivé pixely v krocích zpřesňuje, až je výsledek (vpravo nahoře) shodný s originálem.[16]

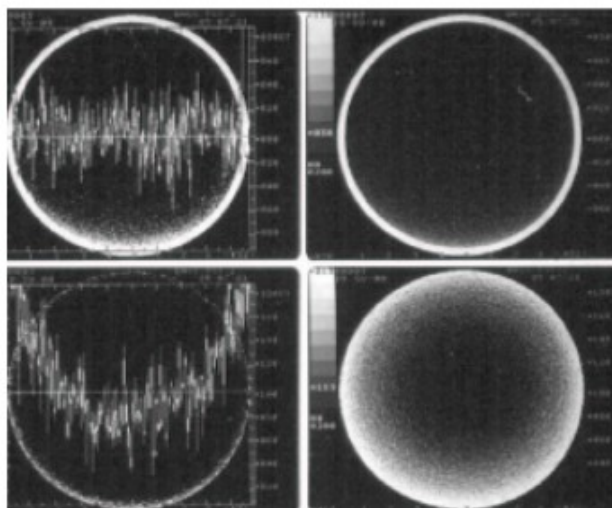
## 6. Artefakty

Obrazové artefakty (náhodný šum v obraze) jsou systematické neshody mezi CT čísly rekonstruovaného obrazu a skutečnou hodnotou útlumu X-zářením. Hlavním zdrojem artefaktů jsou:

- Fyzikální jevy:
  - jev „utvrzování“ svazku X-zářením (Beam-hardening effect),
  - partial volume effect,
  - kvantový šum.
- Snímaná scéna:
  - kovové části v zorném poli,
  - pohyb ve scéně během sběru obrazových dat.
- Konstrukce skeneru:
  - odchylky od konstantní citlivosti detektorů a vlastností detekčních kanálů.
- Chybné vzorkování scény.

### 6.1. Artefakty vlivem jevu „utvrzování“ svazku X-zářením

Tento jev je způsoben interakcí fotonů X-zářením s tkání. Při průchodu X-zářením objektem dochází k větší absorpci fotonů s nižší energií, tzn. že těžiště spektra X-zářením se posouvá k vyšším energiím. Výsledný obraz pak obsahuje nekorektní měření hodnot CT čísel některých struktur (artefakty v obraze), které se projevují nehomogenitou obrazu (zvýšení jasu obrazu). Korekce tohoto artefaktu se provádí využitím klínového filtru. [2]



Obr. 28 Projev jevu utvrzování svazku na homogenní scéně [2]

### 6.2. Artefakty vlivem partial volume effect

Artefakt je způsoben výskytem více tkáňových struktur v objemu voxelu. Výsledné CT číslo v tomto voxelu je poté dáno průměrem jednotlivých lineárních součinitelů zeslabení. Projev tohoto artefaktu

lze potlačit snímáním tenčích vrstev daného objektu. Artefakt bývá označován jako Hounsfieldovy pruhy. [2]

### 6.3. Kvantový šum

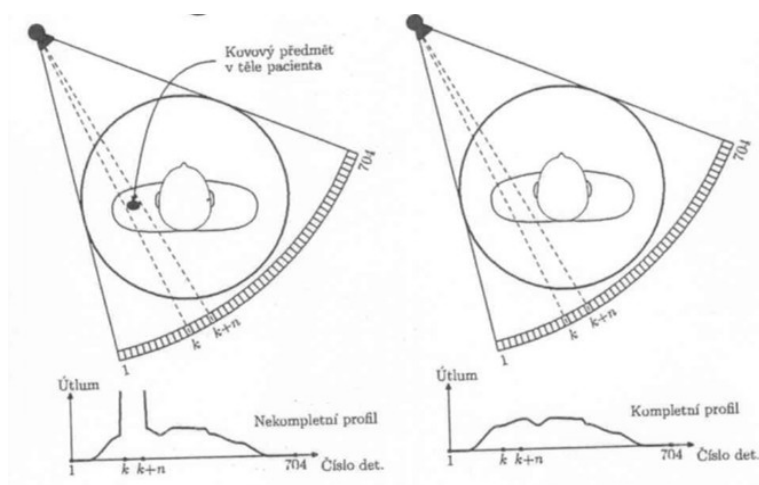
K tomuto jevu dochází v situacích, kdy X-zářeni je tlumeno velkou vrstvou tkáně (oblast pánve, ramen). Dochází tak k velké absorpci a tím k detekci malého počtu fotonů X-zářeni. Korekce se provádí modulací anodového proudu nebo adaptivní filtrací snímaných projekcí. [2]



Obr. 29 Vznik artefaktu vlivem kvantového šumu a jeho korekce adaptivní filtrací [2]

### 6.4. Artefakty vlivem kovových částí v zorném poli (metal artefakt)

Tyto artefakty jsou zapříčiněny kovovými materiály (implantáty, elektrody atd.) ve snímané scéně a způsobují extrémní uplatnění jevu utvzování svazku partial volume artefaktu. Ve výsledném obraze se projevují jako vysoce jasné pruhy, vycházející z místa, ve kterém je kovový objekt. Projev takového artefaktu se řeší doplněním chybějících hodnot paprskových průmětů pomocí lineární interpolace. [2]



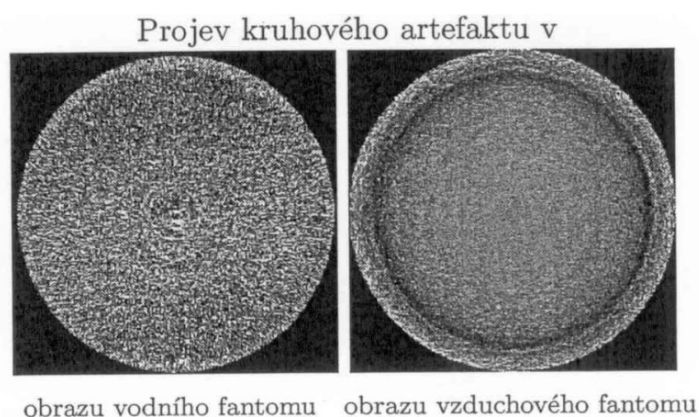
Obr. 30 Projev metal artefaktu na projekci a jeho následné potlačení [2]

### 6.5. Artefakty vlivem pohybu ve scéně

Artefakt vzniklý v důsledku pohybu pacienta a tím změně snímané scény, může být úmyslná (nespolupracující pacient) nebo neúmyslná (dýchání, srdeční činnost). Dochází tak ke vzniku pohybového artefaktu, který se projevuje vysokokontrastními hranami pohybujících se částí (světlé pruhy). Celkový projev pak závisí na rekonstrukční metodě. [2]

### 6.6. Artefakty vlivem odchylek od konstantní citlivosti detekčního kanálu

Ke vzniku takového artefaktu dochází při změně detekční účinnosti nebo citlivosti některého z detektorů. Projeví se jako kruhový artefakt, který lze odstranit kalibrací detektoru.



Obr. 31 Ukázky kruhového artefaktu [2]

### 6.7. Artefakty vlivem chybného vzorkování scény (aliasing artefakty)

K artefaktu dochází chybně navzorkovanou scénou. Projevuje se překrýváním spekter a dochází k neobnovitelné ztrátě informace. Lze tomu předejít dostatečným počtem projekcí nebo detektorů – počet detektorů musí být alespoň dvojnásobný, vzhledem k nejmenšímu vzorkování objektu ve scéně  $f \geq f_{vz}/2$ . K eliminaci těchto artefaktů se používají různé metody zvyšování prostorového vzorkování snímané scény nebo aplikací rekonstrukčního konvolučního filtru. [2]

## 7. Kvalita zobrazení

Kvalita zobrazení závisí na čtyřech základních faktorech:

- kontrastní rozlišitelnost obrazu,
- prostorová rozlišovací schopnost,
- šum,
- časové rozlišení.

### 7.1. Kontrastní rozlišitelnost obrazu

Kontrastní (energetické) rozlišení (u dnešních CT systémů se jedná o nízkokontrastní rozlišení) je determinováno úrovní šumu v obraze resp. poměrem SNR (Signal to Noise Ratio - vztah mezi úrovní signálu a hladinou šumu). Tento proces závisí na určitých parametrech: použitém toku X-záření, aplikované dávce X-záření, rychlosti skenování, útlumových vlastností snímaného objektu, atd.

Hlavním cílem kontrastního rozlišení je rozlišitelnost dostatečně malého objektu od obklopujícího pozadí, přičemž rozdíl kontrastu mezi oběma strukturami je velmi malý (nejméně možný rozdíl cca 0,5%). Tato schopnost je podpořena citlivějšími detektory, které mají větší účinnost. Nevýhodou je však větší dávka záření.[2], [13]

### 7.2. Prostorová rozlišovací schopnost

Jedná se o schopnost CT systému prezentovat v obraze oddělené malé detaily scény, které mají dostatečný kontrast vůči okolí a tyto struktury odlišit (objekty nesplývají). Tato podmínka na dostatečný kontrast vyplývá jednak z eliminace vlivu šumu na vyhodnocení prostorového rozlišení a dále z fyzikální realizovatelnosti modelu Diracovy  $\delta$  funkce. Rozlišovací schopnost CT systému je od 0,4mm. [2], [4]

### 7.3. Šum

Jedná se o kolísání CT čísel v homogenním prostředí (př. voda). Kolísání šumu je zvyšováno náhodnými procesy při interakcích-záření s látkou a detekcí X-záření. Pokud CT hodnoty jednotlivých pixelů minimálně kolísají, je i šum minimální.[11]

### 7.4. Časová rozlišovací schopnost

Definujeme jako dobu potřebnou k sejmutí obrazových dat potřebných k rekonstrukci jednoho obrazu a opakováním vzorkování vývoje scény v čase. Využívá při skenovacích módech jednovrstvé akvizice, při kterých pro každý mód můžeme definovat jiný parametr, kterým se hodnotí jeho časová rozlišovací schopnost.[2]

## 8. Dostupné funkce v MATLABu pro CT rekonstrukce

### 8.1. Funkce radon

Radonova transformace je projekce intenzity obrazu podél radiální linie ve specifickém úhlu ( $\theta$ ). Jedná se o součet Radonových transformací (paralelních projekcí) každého pixelu obrazu.

#### Syntaxe v MATLABu

$R = \text{radon}(I, \theta)$

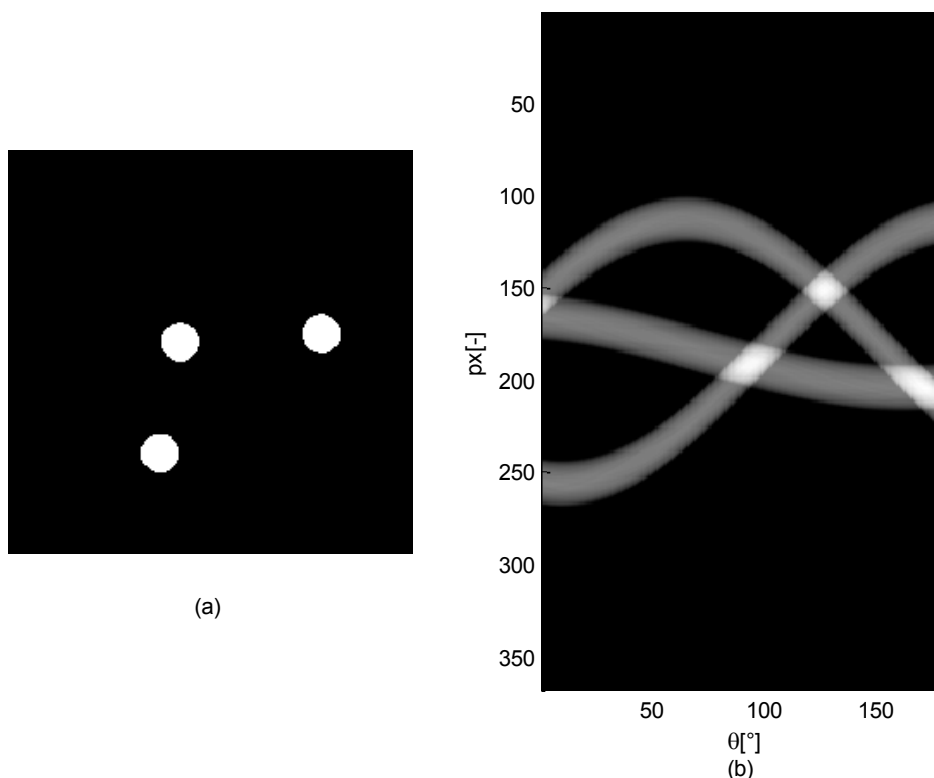
#### Popis

Funkce  $R = \text{radon}(I, \theta)$  vykreslí a vypíše Radonovu transformaci, kde:

$I$  ... jsou obrazová data

$R$  ... je intenzita obrazu  $I$

$\theta$  ... úhel natočení rentgenky ve stupních



Obr. 32 Ukázka Radonovy transformace na reálném CT obrazu: (a) originální obraz, (b) Radonova transformace při  $\theta = 180^\circ$ , kde  $\theta [^\circ]$  představuje úhel seřmutí projekce a  $px [-]$  je délka projekce

### 8.2. Funkce iradon

Inverzní Radonova transformace rekonstruuje obraz z projekčních dat ve dvou rozměrné pole  $R$ . Sloupce tohoto pole  $R$  jsou paralelním svazkem projekčních dat. Funkce předpokládá, že střed otáčení je střed projekce. Úhel  $\theta$  popisuje úhly (ve stupních), ve kterých jsou pořízeny projekce.

Iradon využívá algoritmu filtrované zpětné projekce k provedení inverzní Radonovy transformace. Filtr je určen přímo ve frekvenční doméně a díky rychlé Fourierově transformaci (FFT) znásobí projekce.

### **Syntaxe v MATLABu**

`I=iradon(R, theta)` viz výše.

`I=iradon(P, theta, interp, filter)` specifikuje parametry pro použití v inverzní Radonově transformaci. Je možné kombinovat jakoukoli kombinaci posledních čtyř argumentů. Pokud vynecháme jakoukoli z těchto hodnot, funkce iradon využije standardně nastavených.

Interp - určuje typ interpolace pro použití ve zpětné projekci. Dostupné možnosti jsou uvedeny v pořadí s rostoucí přesností a výpočetní složitostí.

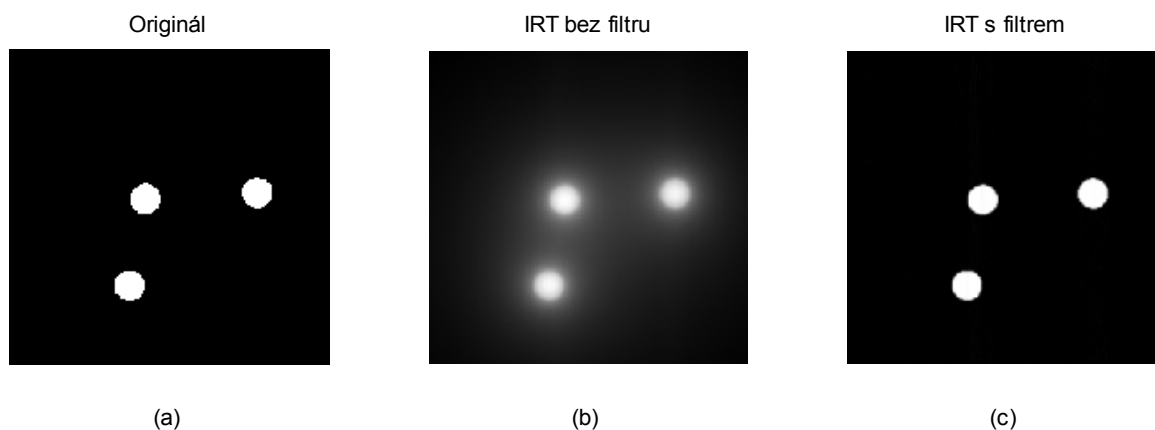
Tab. 2 Tabulka dostupných interpolací v MATLABu

Hodnota	Popis
'nearest'	Interpolace nejbližšího souseda
'linear'	Lineární interpolace (výchozí)
'spline'	po částech kubická spline interpolace
'pchip'	po částech kubická interpolace zachovávající tvar (shape-preserving)
'v5cubic'	Kubická interpolace z MATLABu verze 5, která neumožňuje extrapolaci a jestliže funkce není rovnoměrně rozložena, vydá varování a použije interpolaci 'spline'.

Filtr – určuje filtr, který se použije ve frekvenční doméně. Filtr může být některý z řetězců, které určují standardní filtry.

Tab. 3 Tabulka dostupných filtrů v MATLABu

Hodnota	Popis
'Ram-Lak'	Oříznutý Ramp-filtr neboli Ram-Lak. Tento filtr je používán jako výchozí filtr, jehož frekvenční charakteristika tohoto filtru je $ \omega $ . Vzhledem k tomu, že je tento filtr citlivý na šum v projekcích, může být vhodnější jeden z níže uvedených filtrů, které násobí Ram-Lak filtr pomocí oken funkcí, které nezdůrazňují vysoké frekvence.
'Shepp-Logan'	Násobí Ram-lak filtr pomocí sinc funkce
'Cosine'	Násobí Ram-lak filtr pomocí cosine funkce
'Hamming'	Násobí Ram-lak filtr pomocí Hammingových oken
'Hann'	Násobí Ram-lak filtr pomocí Hannových oken
'None'	Bez filtrace. Pokud určíme tuto hodnotu, iradon vykreslí nefiltrované data zpětné projekce.



Obr. 33 Ukázka Inverzní Radonovy transformace při  $\theta=180^\circ$ : (a) Originální obrazec, (b) nefiltrovaná inverzní Radonova transformace, (c) inverzní Radonova transformace

### 8.3.Phantom

Phantom – vytváří obraz hlavového fantomu

#### **Syntaxe v MATLABu**

$P = \text{phantom}(\text{def}, n)$

$P = \text{phantom}(E, n)$

$[P, E] = \text{phantom}(\dots)$



### **Popis**

$P = \text{phantom}(\text{def}, n)$  generuje obraz hlavového fantomu, který může být použit k testování numerické přesnosti funkce radon a iradon.  $P$  je obraz ve stupních šedi, který obsahuje jednu velkou elipsu představující mozek a několik dalších malých elips představujících další části mozku.

'Def' je řetězec, který určuje typ generovaného hlavového fantomu. Na výběr jsou dvě možnosti:

'Shepp-Logan' – testovací obraz, který je velmi užíván výzkumníky v tomografii

'Modified Shepp-Logan' (default) – jedna z variant Shepp-Loganova fantomu, který má lepší kontrast pro lepší vizuální představu



(a)



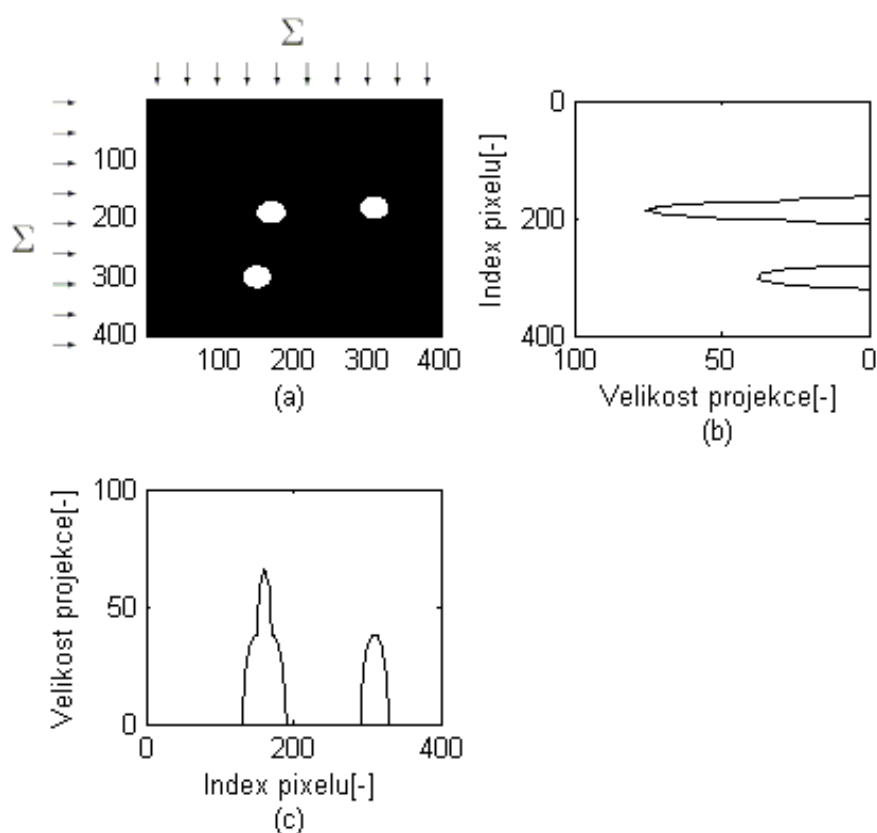
(b)

Obr. 34 (a) Shepp-Logan phantom, (b) Modified Shepp-Logan phantom

## 9. Implementace vlastních rekonstrukčních technik

### 9.1. Radonova transformace (sinogram)

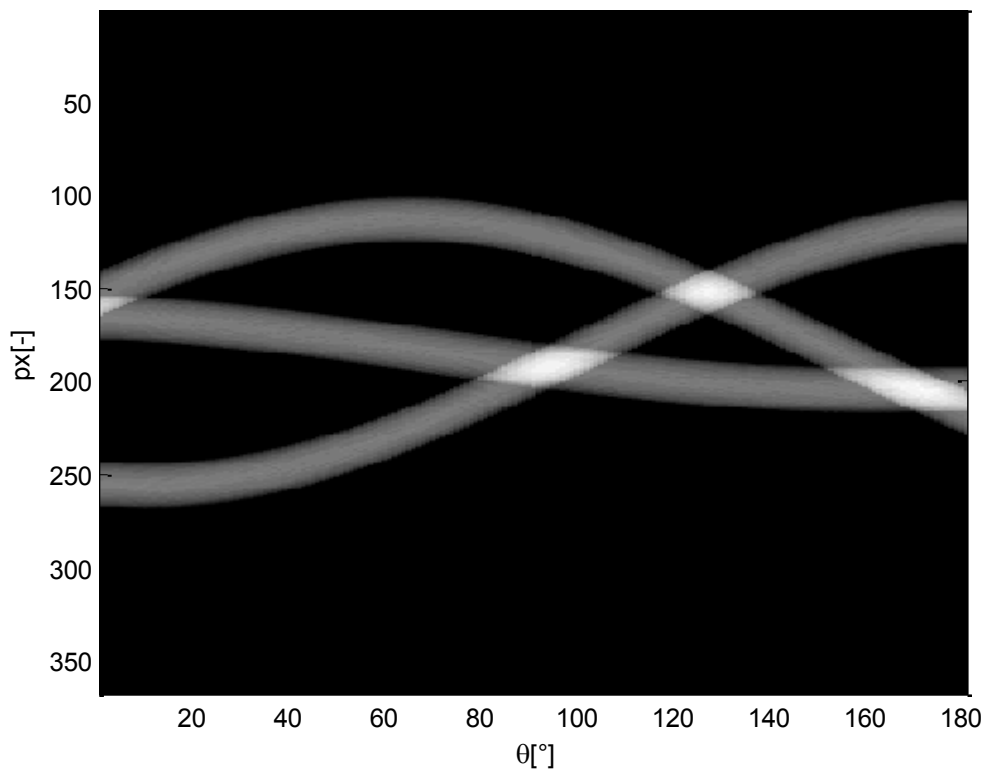
K vytvoření Radonovy transformace si musíme uvědomit, že prostředí MATLAB pracuje s diskrétními daty, takže pro simulaci budeme obraz po určité trajektorii sčítat. Sečtením sloupců matice obrazu, získáme projekci pod jedním úhlem viz Obr. 35, ale abychom získali soubor všech projekcí, musíme s obrazem ještě rotovat. Rotace bude probíhat v určitém intervalu ( $0^\circ, 180^\circ$ ) a při rotaci je nutné s obrazem rotovat v krocích (iteračně) s konstantním úhlovým inkrementem a vždy vytvářet projekce v daném směru. Výsledkem takto provedené Radonovy transformace obrazu se vytvoří sinogram, což je dvourozměrný obraz, který vznikne seřazením 1-D projekcí pod daným úhlem jejich snímání.



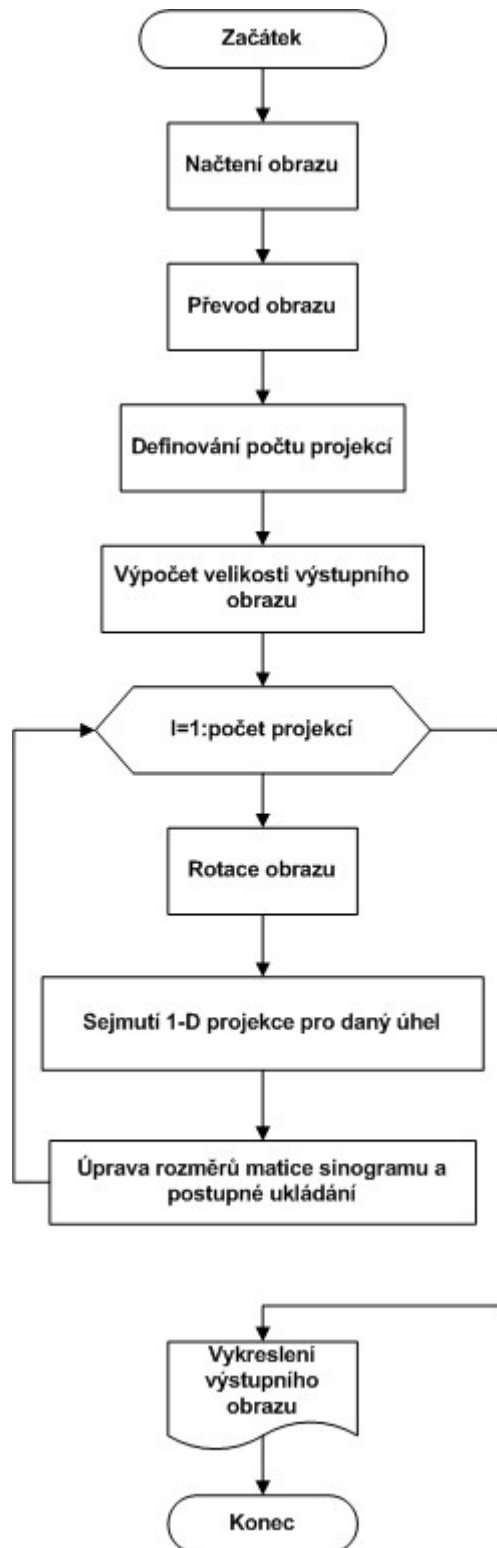
Obr. 35 Ukázka jednorozměrných projekcí: (a) model dvourozměrné scény, (b) horizontální projekce sejmutá pod úhlem  $0^\circ$ , (c) vertikální projekce sejmutá pod úhlem  $90^\circ$ .

Před praktickým vytvořením Radonovy transformace si musíme obraz, který chceme rekonstruovat převést do příslušného datového typu. Dále si nadefinujeme matici Radonovy transformace (sinogramu). Tato matice nám poslouží jako úložní prostor, do kterého budeme postupně vkládat projekce pod jejich úhlem sejmutí. První rozměr matice bude představovat délku projekce, která je totožná s délkou x-ové hodnoty původního obrazu. Druhý rozměr matice je totožný, jako interval počtu úhlu sejmutí projekce. Dále si nadefinujeme vektor, který bude představovat již zmíněný

interval, ve kterém se budou projekce snímat a použijeme jej i v cyklu for. Pro sčítání využijeme funkci sum a pro rotaci funkci imrotate, která rotovaný obraz automaticky doplňuje nulami tak, aby matice obrazu zůstávala čtvercová. Po vygenerování nadefinované matice sinogramu a vektoru použijeme cyklus for. Vektor bude v cyklu for postupně procházen a vstupní obraz bude funkcí imrotate rotován. Funkcí sum pak budou vytvářeny jednotlivé projekce. Rotací budou tyto jednotlivé projekce různě velké (úhlopříčky představují maximální délku projekce). Abychom mohli správně ukládat vzniklé projekce, musíme zjistit rozdíl velikostí mezi aktuální projekcí a nejdelší projekcí. Ten zjistíme odečtením velikosti aktuální projekce od velikosti nejdelší projekce vydělené dvěma a zaokrouhlené. Výsledek poté použijeme ke správnému vkládání projekcí do matice sinogramu. Ve výsledku se každý bod původního obrazu projeví, jako část harmonické funkce viz Obr. 36, z čehož můžeme vydedukovat, odkud získal sinogram své pojmenování.



Obr. 36 Radonova transformace bez použití funkce radon při  $\theta = 180^\circ$ , kde  $\theta[^\circ]$  představuje úhel sejmутí projekce a  $px[-]$  je délka projekce

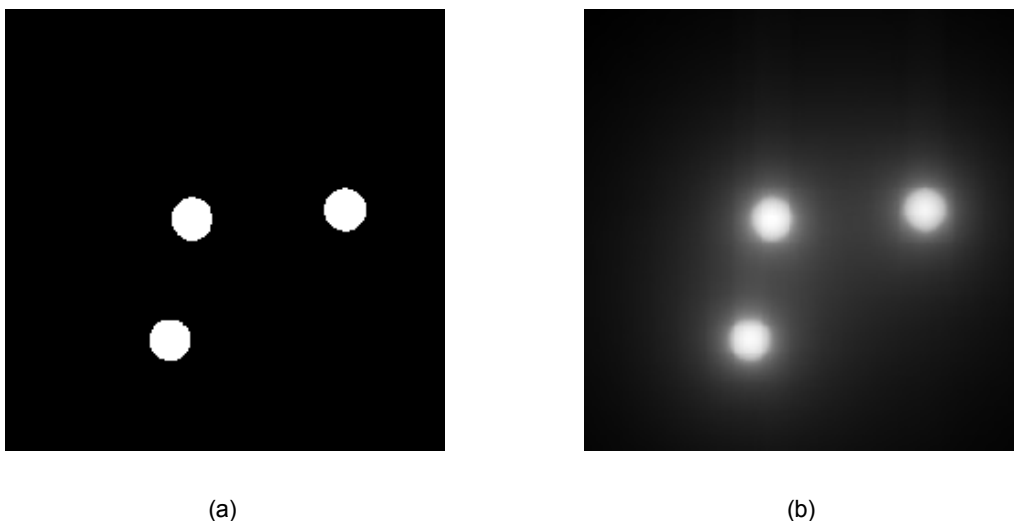


Obr. 37 Vývojový diagram algoritmu Radonovy transformace

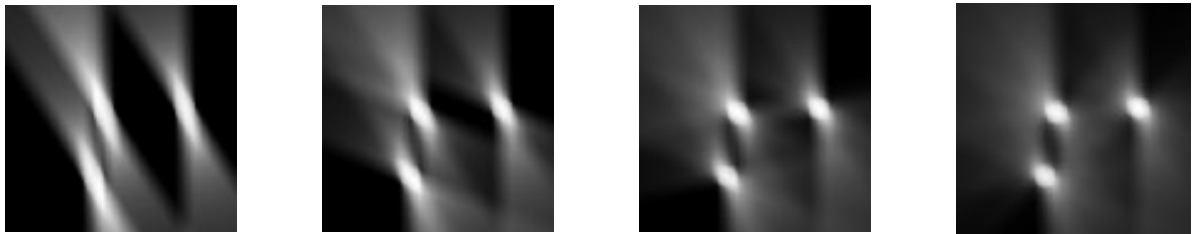
## 9.2. Prostá zpětná projekce (SBP)

Při praktické realizaci postupujeme stejně jako v případě Radonovy transformace. Po vytvoření sinogramu vygenerujeme rekonstrukční matici, jež bude představovat výstupní obraz, do něhož budeme zpětně rozprostírat projekce. Rekonstrukční matici vytvoříme jako matici nul o stejné velikosti, jako je velikost rekonstruovaného obrazu. V cyklu for postupně procházíme vektor obsahující informaci, o počtu sejmutých projekcí a postupně rozprostřeme projekce ze sinogramu pomocí funkce `repmat`. Ta projekci nakopíruje tak, aby vznikla čtvercová matice. S takto vyplněnou rozprostřenou maticí opět rotujeme prostřednictvím funkce `imrotate`, pod úhlem, pod kterým byla projekce získána, takže zase dojde ke změně její velikosti. Po srovnání velikostí rozprostřené a rekonstrukční projekce, vydělením dvěma a zaokrouhlením, získáme hodnoty nutné k přičtení rozprostřené a rotované projekce k rekonstrukční matici pod daným úhlem. V dalším kroku odstraníme přesahy, aby měl rekonstruovaný obraz stejné rozměry jako vstupní obraz a necháme jej vykreslit.

Výsledný obraz rekonstruovaný ze sinogramu Obr. 36 je vyobrazen na Obr. 38. Výsledný obraz je zatížen šumem způsobený nízkými frekvencemi. Na Obr. 39 jsou znázorněny rekonstrukční matice v různých fázích rekonstrukce obrazu a na Obr. 40 je ukázka rekonstrukce obrazu ze souboru projekcí sejmutých s různým úhlovým inkrementem.



Obr. 38 Porovnání obrazů: (a) originální obraz, (b) rekonstruovaný obraz metodou prosté zpětné projekce



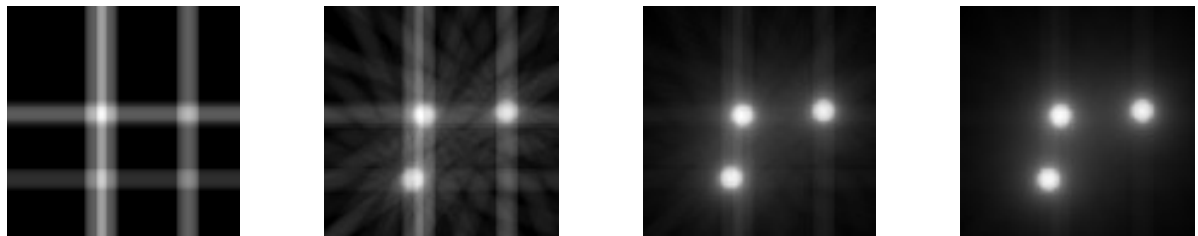
(a)

(b)

(c)

(d)

Obr. 39 Průběh rekonstrukce v různých fázích rekonstrukce: (a) částečná rekonstrukce ze 35 projekcí, (b) částečná rekonstrukce ze 70 projekcí, (c) částečná rekonstrukce ze 105 projekcí, (d) částečná rekonstrukce ze 140 projekcí



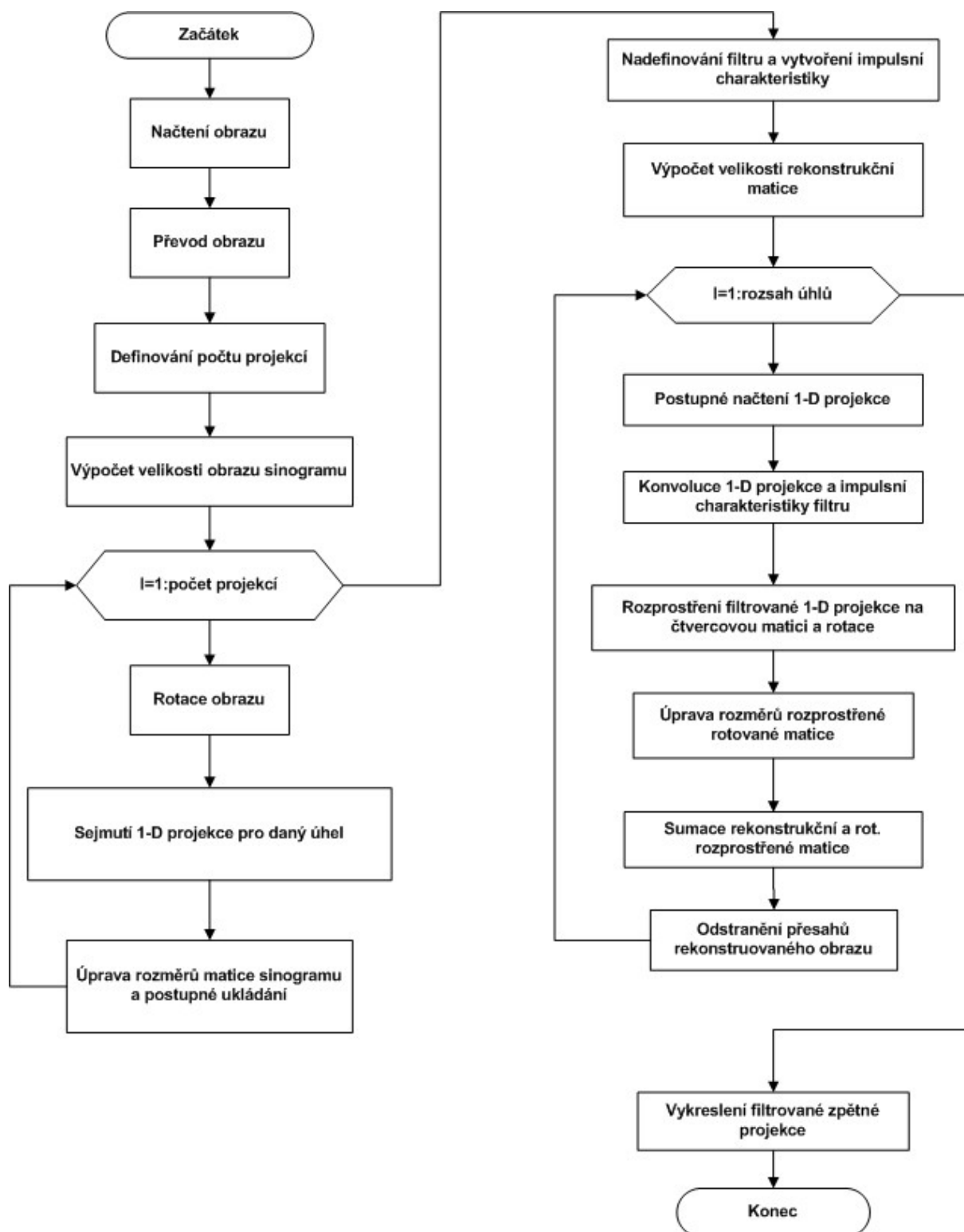
(a)

(b)

(c)

(d)

Obr. 40 Rekonstrukce vytvořené s různým počtem projekcí: (a) rekonstrukce ze 2 projekcí, (b) rekonstrukce z 10 projekcí, (c) rekonstrukce z 60 projekcí, (d) rekonstrukce z 180 projekcí



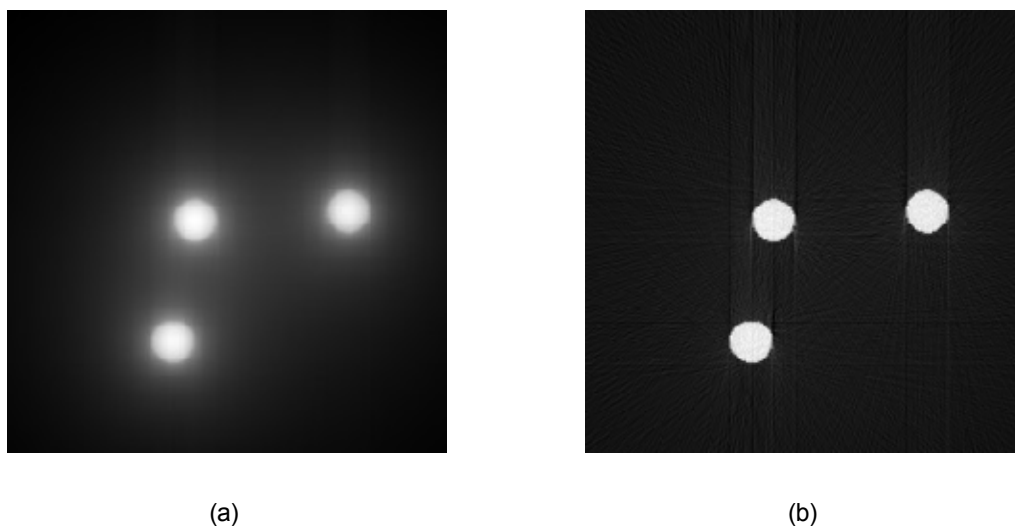
Obr. 41 Vývojový diagram prosté zpětné projekce

### 9.3. Filtrovaná zpětná projekce (FBP)

Z výsledků prosté zpětné projekce na Obr. 38 jsme si ověřili, že rekonstrukce obrazu je nedokonalá a nejedná se o teoreticky přesnou inverzní Radonovu transformaci. Tou je totiž filtrovaná zpětná projekce, jejíž základ tvoří SBP, ale před praktickou rekonstrukcí jsou projekce filtrovány ramp filtrem.

Při praktické realizaci postupujeme stejně jako při SBP. Po vytvoření sinogramu vygenerujeme rekonstrukční matici, která bude představovat výstupní obraz, do něhož budeme zpětně rozprostírat projekce. Dále si nadefinujeme impulsní charakteristiku ramp filtru. V cyklu for postupně načítáme projekce z matice sinogramu, které konvolucí projekcí a filtru filtroujeme. Filtrované projekce rozprostřeme a rotujeme pod úhlem, pod kterým byla projekce získána. Po korekci velikostí rozprostřené a rekonstrukční projekce, získáme hodnoty nutné k přičtení rozprostřené a rotované projekce k rekonstrukční matici pod daným úhlem. V dalším kroku odstraníme přesahy, aby měl rekonstruovaný obraz stejné rozměry jako vstupní obraz a necháme jej vykreslit.

Výsledný filtrovaný obraz, rekonstruovaný ze sinogramu Obr. 36 spolu s rekonstruovaným obrazem prosté zpětné projekce můžeme porovnat na Obr. 42.

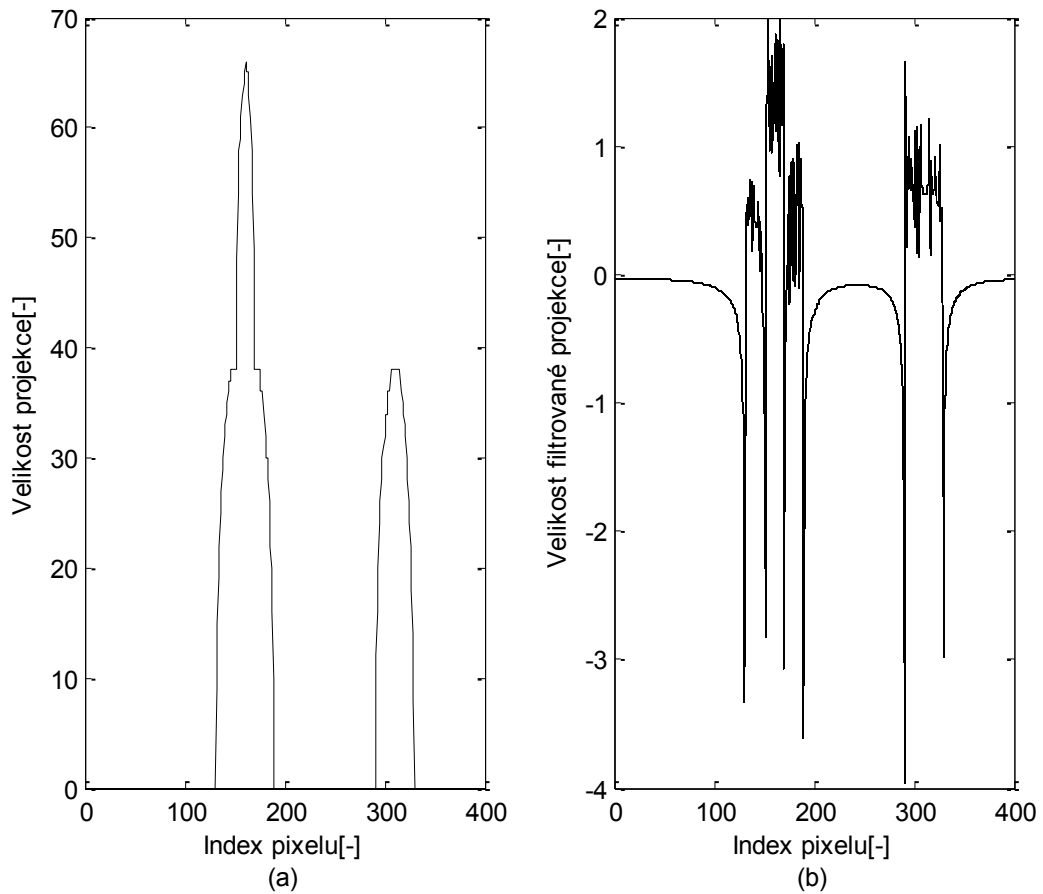


Obr. 42 Porovnání rekonstruovaných obrazů: (a) metodou prosté zpětné projekce, (b) metodou filtrované zpětné projekce.

Můžeme zde vidět, že obraz rekonstruovaný filtrovanou zpětnou projekcí není zatížen šumem nízkých frekvencí, na rozdíl od obrazu rekonstruovaný prostou zpětnou projekcí. Nízké frekvence byly odfiltrovány dolnoproustným Ram-Lak filtrem.

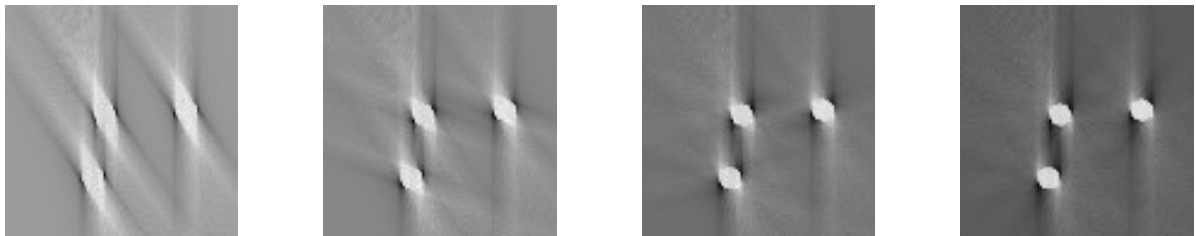
Na Obr. 44 můžeme vidět porovnání jednorozměrné projekce a filtrované jednorozměrné projekce přes impulsní charakteristiku ramp filtru.





Obr. 43 Porovnání jednorozměrné projekce: (a) projekce sejmutá pod úhlem  $90^\circ$ , (b) filtrovaná projekce ramp filtrem sejmutá pod úhlem  $90^\circ$

Na Obr. 44 jsou znázorněny rekonstrukční matice v různých fázích rekonstrukce obrazu ze sinogramu Obr. 36 a na Obr. 45 je ukázka rekonstrukce obrazu ze souboru projekcí sejmutých s různým úhlovým inkrementem provedené metodou filtrované zpětné projekce.



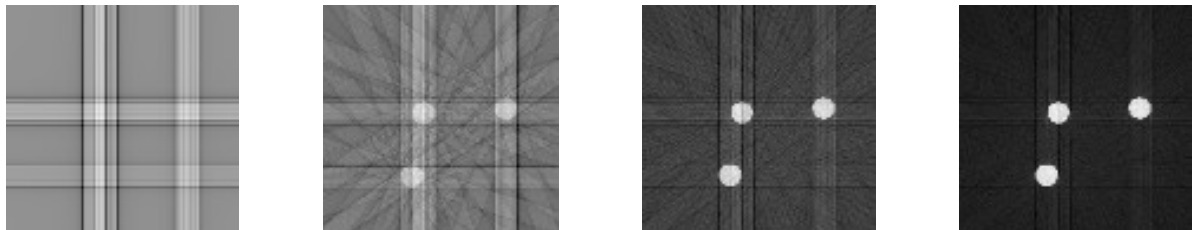
(a)

(b)

(c)

(d)

Obr. 44 Průběh rekonstrukce v různých fázích rekonstrukce: (a) částečná rekonstrukce ze 30 projekcí, (b) částečná rekonstrukce ze 70 projekcí, (c) částečná rekonstrukce ze 130 projekcí, (d) částečná rekonstrukce ze 140 projekcí



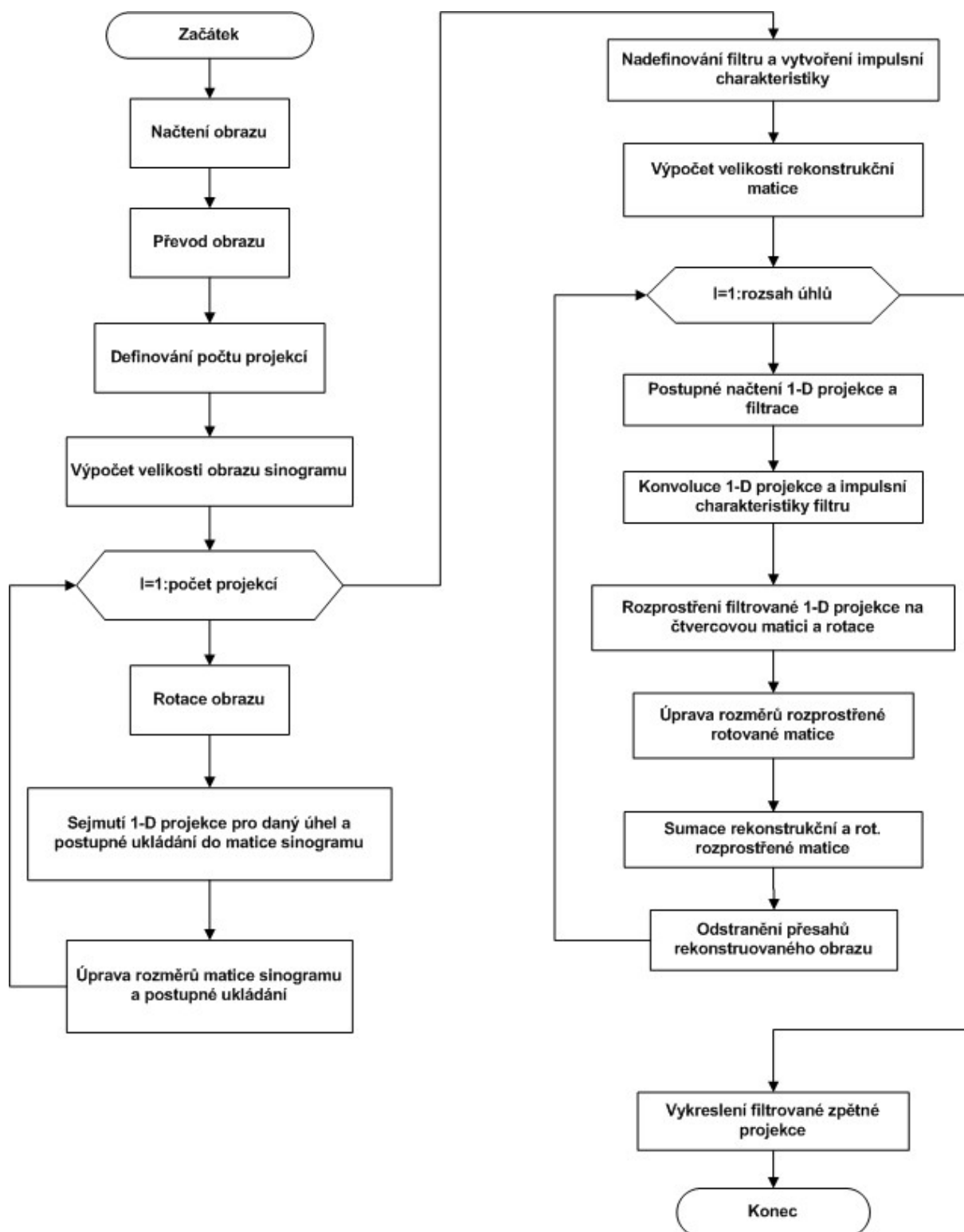
(a)

(b)

(c)

(d)

Obr. 45 Rekonstrukce vytvořené s různým počtem projekcí: (a) rekonstrukce ze 2 projekcí, (b) rekonstrukce z 10 projekcí, (c) rekonstrukce z 60 projekcí, (d) rekonstrukce z 180 projekcí



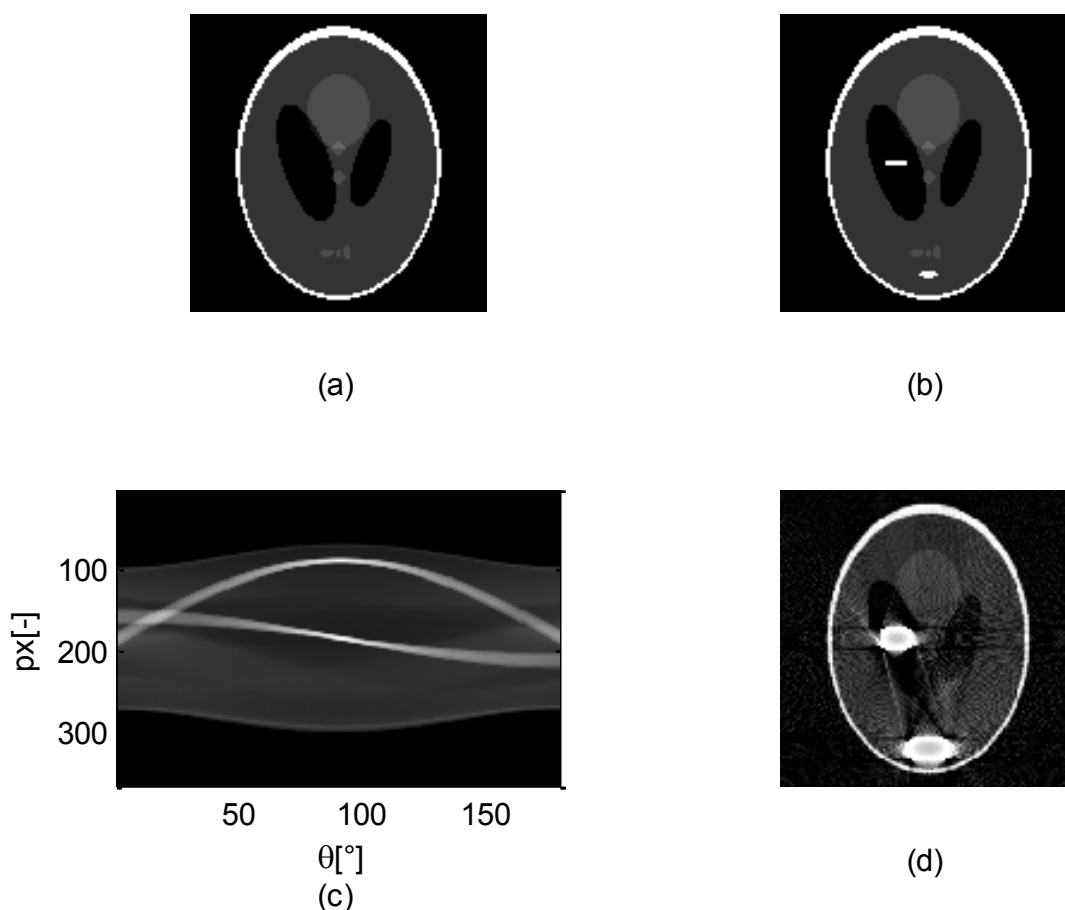
Obr. 46 Vývojový diagram algoritmu filtrované zpětné projekce

## 10. Simulace artefaktu Beam hardening v MATLABu

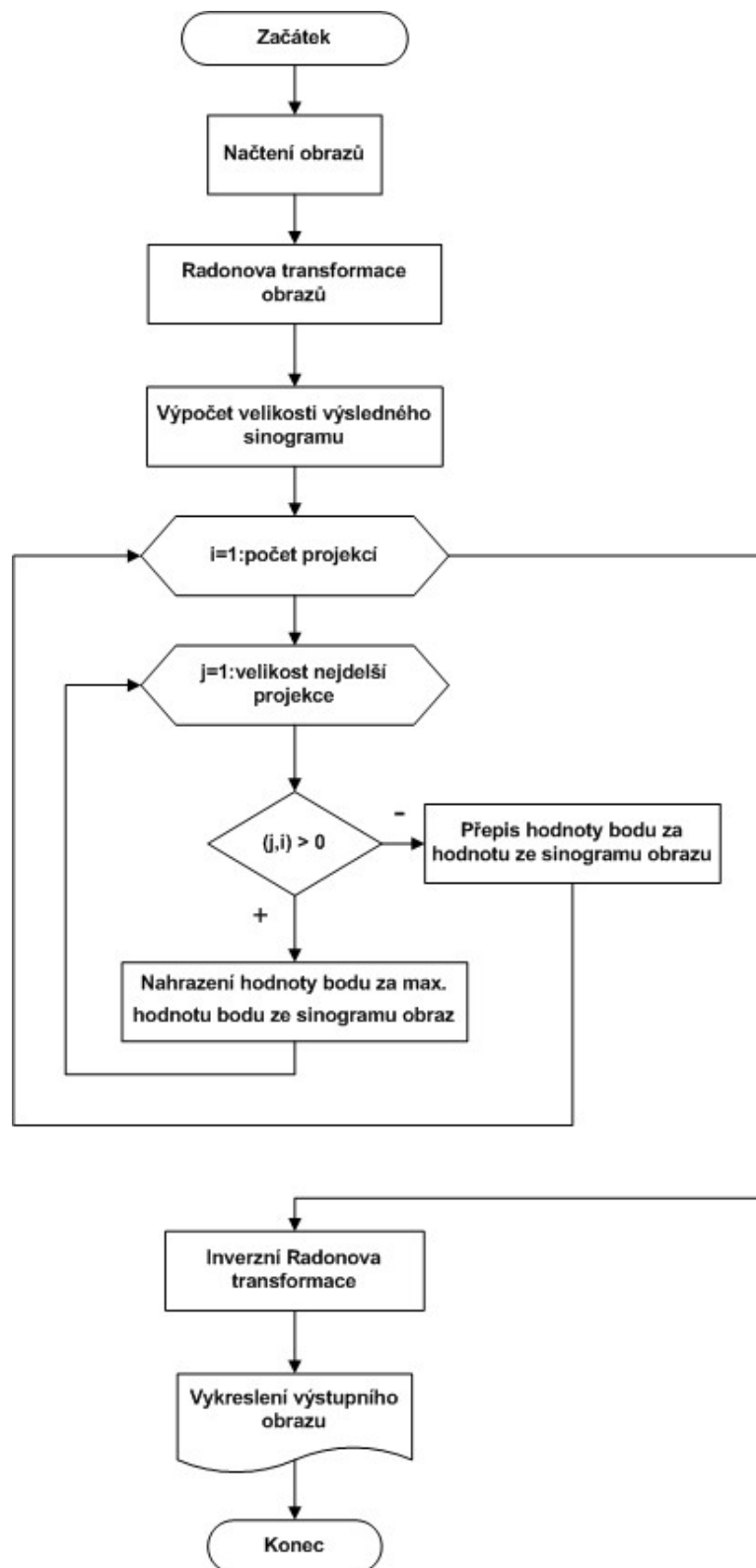
Jak již víme z teorie, k tomuto jevu dochází při špatném vypočtení útlumu v daném voxelu. Na Obr. 48 je vývojový diagram pro simulaci artefaktu.

Při simulaci načteme obraz, na kterém budeme simulovat artefakt a obraz obsahující samotný artefakt. Vytvoříme Radonovu transformaci (sinogram) obou obrazů a nadefinujeme výstupní matici, kde se bude ukládat výsledný sinogram vzniklý porovnáním hodnot bodů vytvořených sinogramů. První rozměr matice bude stejný jako největší délka projekce vytvořeného sinogramu z obrazu bez artefaktu. Druhý rozměr matice je stejně velký jako počet úhlu sejmnutí projekce –  $180^\circ$ .

V cyklu for hodnoty jednotlivých bodů sinogramu artefaktu porovnáváme s nulovou hodnotou pomocí podmínky if. Pokud je hodnota bodu větší než nula, přepíšeme ji maximální hodnotou bodu ze sinogramu obrazu. Jinak se zkopíruje hodnota bodu ze sinogramu obrazu. Takto se projeví artefakt ve výsledné matici sinogramu. Matici následně rekonstruujeme provedením inverzní Radonové transformace a ve výsledném obraze se zobrazí artefakt.



Obr. 47 Simulace artefaktu Beam hardening: (a) originální obraz, (b) obraz s artefaktem, (c) Radonova transformace ( $px[-]$  – délka projekce,  $\theta[^\circ]$  – úhel sejmnutí projekce), (d) simulace artefaktu ve výsledném rekonstruovaném obraze



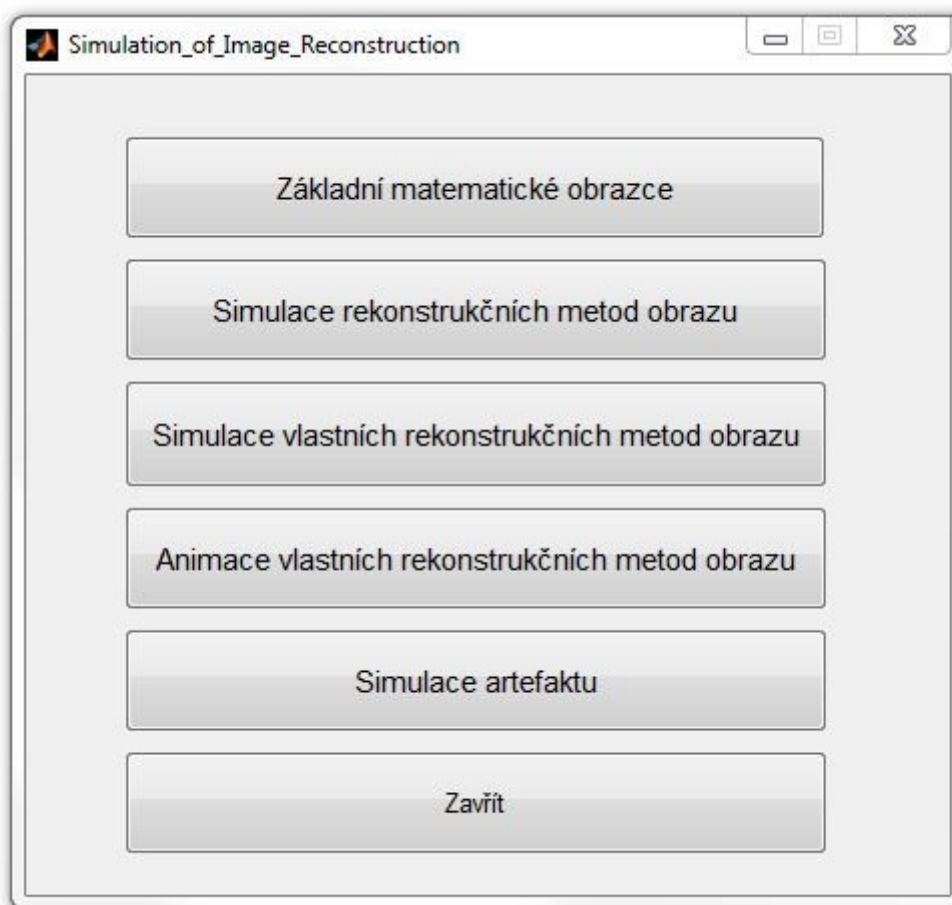
Obr. 48 Vývojový diagram pro simulaci artefaktu Beam hardening

## 11. Simulátor rekonstrukčních metod obrazu u CT přístrojů

Simulátor byl vytvořen v programu MATLAB – verze 2011a. Tento program je skriptovací jazyk a interaktivní prostředí pracující s maticemi. Využívá se pro numerické výpočty, vizualizaci a samotné programování atd. Jeho součástí je i nástroj Guide, pomocí kterého je možné vytvořit interaktivní grafické uživatelské prostředí (GUI – graphical user interface). [22]

### 11.1. Uživatelské rozhraní

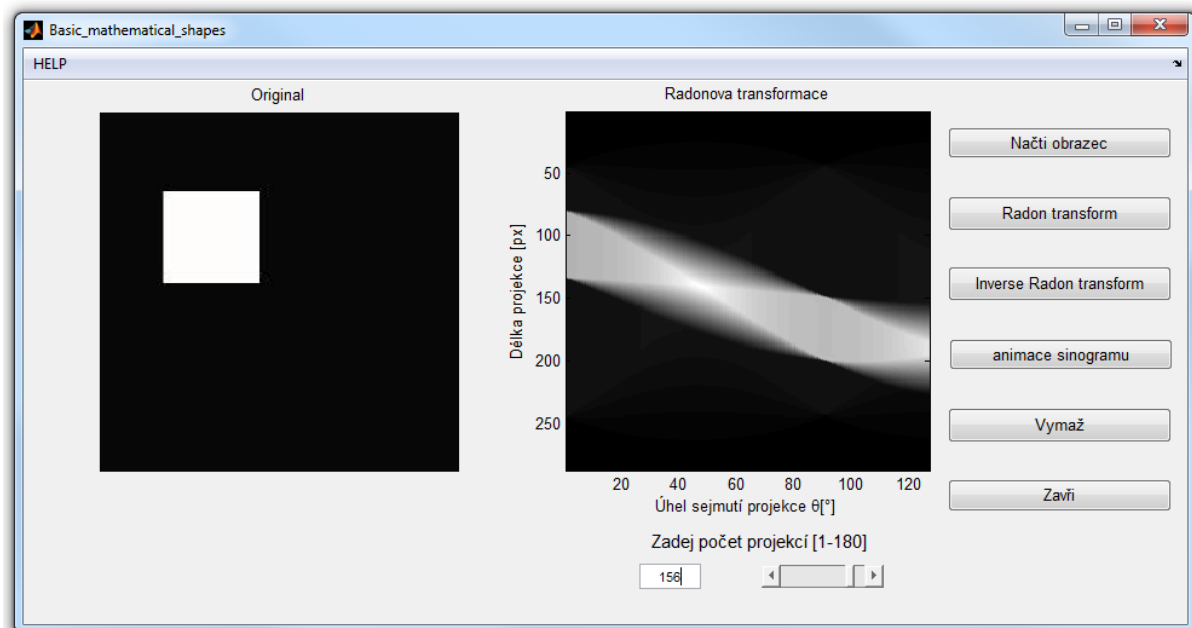
Na Obr. 49 je zobrazeno základní menu GUI v MATLABu pro CT rekonstrukce. Toto menu obsahuje několik tlačítek, pomocí kterých se otevřou jednotlivá uživatelské rozhraní pro tomografické rekonstrukce.



Obr. 49 Základní menu uživatelského prostředí v MATLABu pro CT rekonstrukce

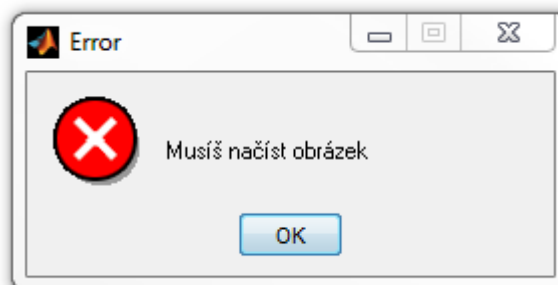
#### 11.1.1. GUI Základní matematické obrazce (BMS)

Stisknutím tlačítka „Základní matematické obrazce“ v základním menu, se zobrazí GUI, které můžeme vidět na Obr. 50.



Obr. 50 Uživatelské rozhraní základních matematických obrazců

V horní části se nachází tlačítko HELP, které při stisku otevře dokument s vysvětlivkami v počítači přednastaveném prohlížeči pdf souborů. Nalezneme zde informace o možnostech tohoto GUI a všech možných nastavení. Pokud dojde k nesprávnému použití GUI, zobrazí se Error okno jako na Obr. 51 s popisem, co je potřeba udělat, popřípadě co je špatně.



Obr. 51 Error okno

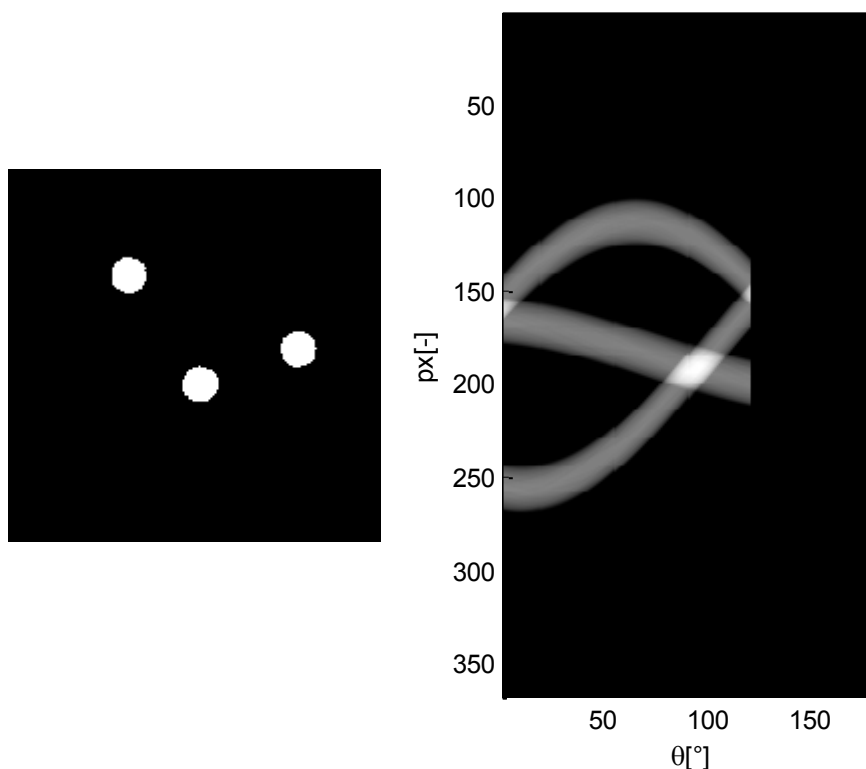
GUI obsahuje 2 scény, do kterých se zapisují výsledky jednotlivých operací provedených uživatelem. V pravé scéně, se zobrazí vždy originální načtený obrázek. Tento obrázek načteme pomocí tlačítka „Načti obrázek“.

Po načtení obrázce navolíme počet projekcí, které udávají počet snímaných projekcí, které jsou jednotlivě pořízeny s úhlovým inkrementem v definovaném rozsahu. Úhlový inkrement je vždy 1 stupeň, a celkový počet sejmutých projekcí je dán rozsahem v intervalu  $\langle 1; 180 \rangle$ . Počet projekcí zadáváme v pravé dolní části pod druhou scénou a je označena jako hodnota „Zadej počet projekcí [1-180]“. Hodnotu můžeme zadat do políčka pro zadávání textu (Edit text) popřípadě jej nastavíme

pomocí posuvníku (slideru). Pokud bude hodnota větší, než je daný rozsah, je uživatel upozorněn Error oknem s upozorněním na překročení daného intervalu.

Pokud zadáme správný rozsah počtu projekcí, hodnota se zapíše a můžeme dále pokračovat v rekonstrukci obrazu. Stiskem tlačítka „Radon transform“ se v druhé scéně zobrazí Radonova transformace (sinogram) rekonstruovaného obrazce. Osa x představuje hodnotu úhlu, ve kterém byla projekce sejmuta. Tato hodnota se mění v závislosti na počtu projekcí. Osa y představuje délku projekce. Stiskem tlačítka „Inverse Radon transform“ se v druhé scéně zobrazí inverzní Radonova transformace/filtrovaná zpětná projekce. Kvalita rekonstruovaného obrazu závisí opět na počtu projekcí.

Dalším tlačítkem je „animace sinogramu“. Stiskem tohoto tlačítka se otevře nové okno, obsahující dvě scény. V levé scéně bude rotovat originální obrazec. Úhel, o který se daný obrazec otočí, závisí opět na počtu projekcí. V pravé scéně bude probíhat animace vzniku sinogramu viz Obr. 52.



Obr. 52 Ukázka postupného zápisu 1-D projekcí do prázdné matice, kde  $px[-]$  je délka projekce,  $\theta[^\circ]$  je úhel sejmутí projekce - počet projekcí: 180

Animace spočívá v postupném seřazení 1-D projekcí pod daným úhlem jejich snímání do prázdné matice. Velikost osy x závisí na počtu projekcí. Velikost osy y je stejná jako délka projekce.

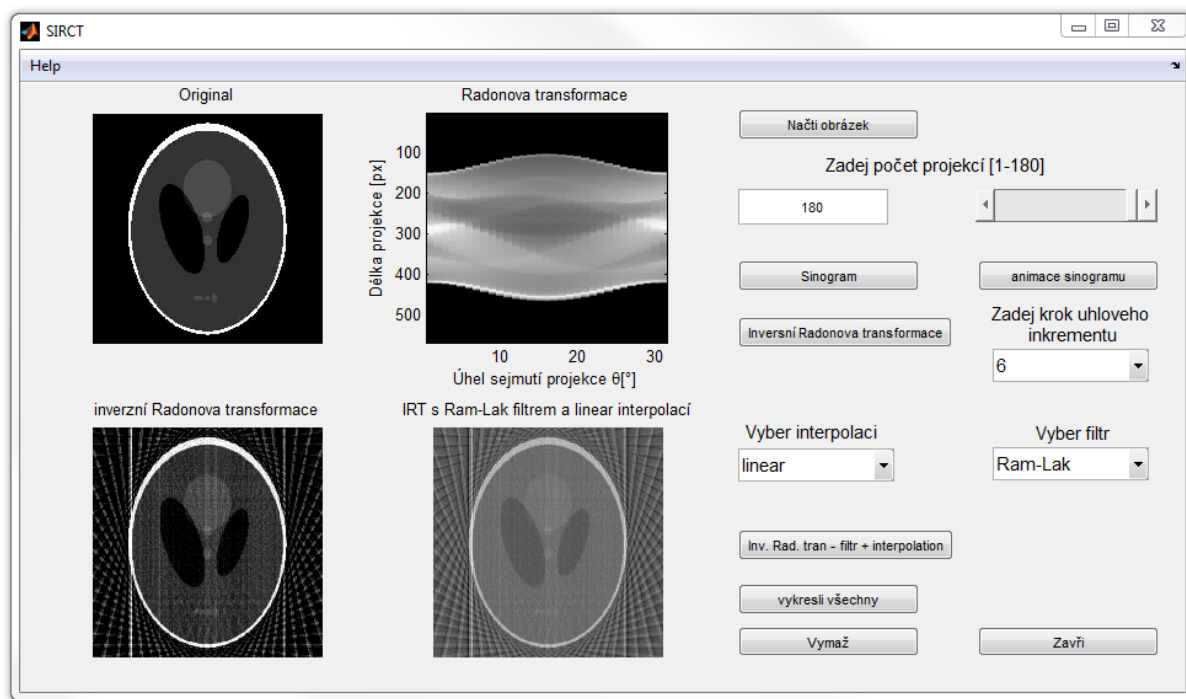
Po stisku tlačítka „Vymaž“ se obě scény a proměnné resetují na základní přednastavené hodnoty. Po použití této funkce můžeme načíst další obrazec a spouštět opět dostupné funkce GUI.

Tlačítkem „Zavři“ zavřeme dané GUI a dostaneme se opět do základního menu.



### 11.1.2. Simulace rekonstrukčních metod obrazu pro tomografické rekonstrukce (SIRCT)

GUI spustíme přes základní menu stiskem tlačítka „Simulace rekonstrukčních metod obrazu“.



Obr. 53 Ukázka GUI rozhraní pro simulaci rekonstrukčních metod obrazu

V GUI nalezneme stejně jako v GUI BMS tlačítka pro načtení obrazu, pro vytvoření sinogramu, jeho animaci a inverzní Radonovu transformaci spolu se sliderem a edit textem pro zadání počtu projekcí. V horní části je také tlačítko Help, pro načtení vysvětlivek v textovém editoru.

Na rozdíl od GUI BMS zde nalezneme 4 scény, ve kterých se zobrazí výsledky operací. V horní levé scéně se zobrazí načtený originální obrazec. V horní pravé scéně se zobrazí vytvořený sinogram. V dolní levé scéně se zobrazí rekonstruovaný obraz pomocí funkce  $\text{iradon}$  a v dolní pravé scéně se zobrazí rekonstruovaný obraz s vybranou interpolací a filtrem, které vybereme pomocí rolovacích men (popupmenus) a spustíme tlačítkem „Inv. Rad. tran – filtr + interpolation“.

Interpolace slouží při rekonstrukci k přechodu mezi diskrétními a spojitými hodnotami jako v případě filtrované zpětné projekce v kapitole 5.2 na Obr. 21, kde dochází k interpolaci diskrétních dat na kartézskou síť. Jedná se v podstatě o proces, kdy se zvětšuje počet zobrazovacích bodů. Interpolace má proto velký význam pro kvalitu výsledného obrazu. [20],[21]

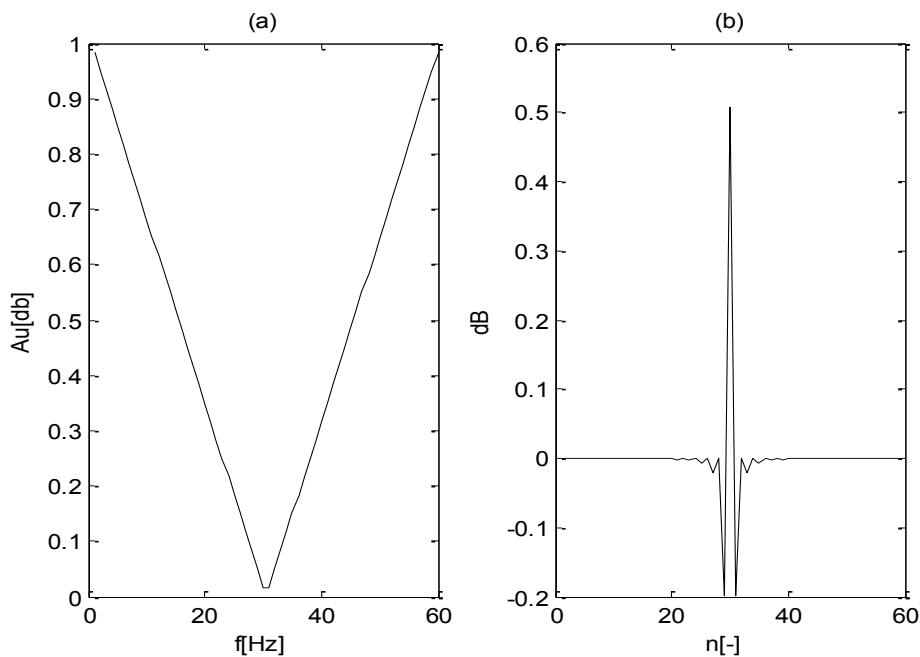
Jako výchozí interpolace je normálně nastavena „linear“ neboli lineární interpolace, avšak v tomto případě je potřeba interpolaci vybrat z následujících možností:

- Nearest – jedná se o interpolace nejbližšího souseda, kdy hledaná interpolovaná hodnota bodu je hodnota nejbližšího bodu vzorku mřížky.

- Linear – jedná se o nejpoužívanější interpolaci, kdy hledaná interpolovaná hodnota bodu je založena na lineární interpolaci hodnot v nejbližších bodech mřížky v každém příslušném rozměru (v nejbližším okolí).
- Spline – jedná se o interpolaci používající okrajové podmínky not-a-knot, kdy hledaná interpolovaná hodnota bodu je kubickou interpolací hodnoty v nejbližších bodech mřížky v každém příslušném rozměru (v nejbližším okolí).
- Pchip – hledaná interpolovaná hodnota bodu je založena na hodnotách nejbližších bodů mřížky při zachování tvaru kubické interpolace.
- V5cubic – kubická interpolace používaná v MATLABu verze 5.[22]

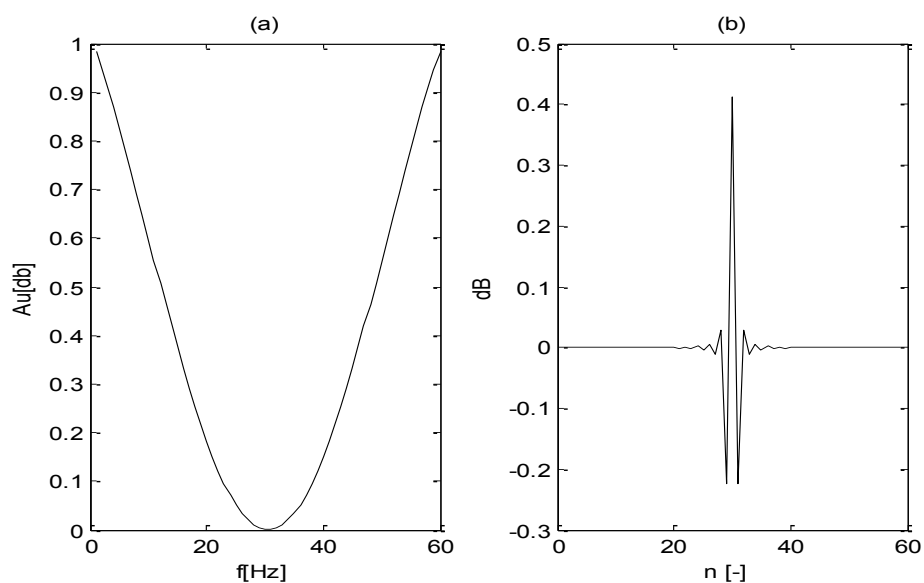
Výběrem filtru si uživatel zvolí typ filtru, kterým budou filtrovány jednorozměrné projekce. Ve výchozím nastavení je používán „Ram-Lak“ filtr, v tomto případě je potřeba filtr opět vybrat, jako u interpolace, a to z následujících možností:

- Ram-Lak filtr – jedná se o základní typ filtru, který zesiluje vyšší prostorové frekvence. Je používán jako základ, pro dále uvedené filtry, které úpravou Ram-Lak filtru potlačí vysoké frekvence.



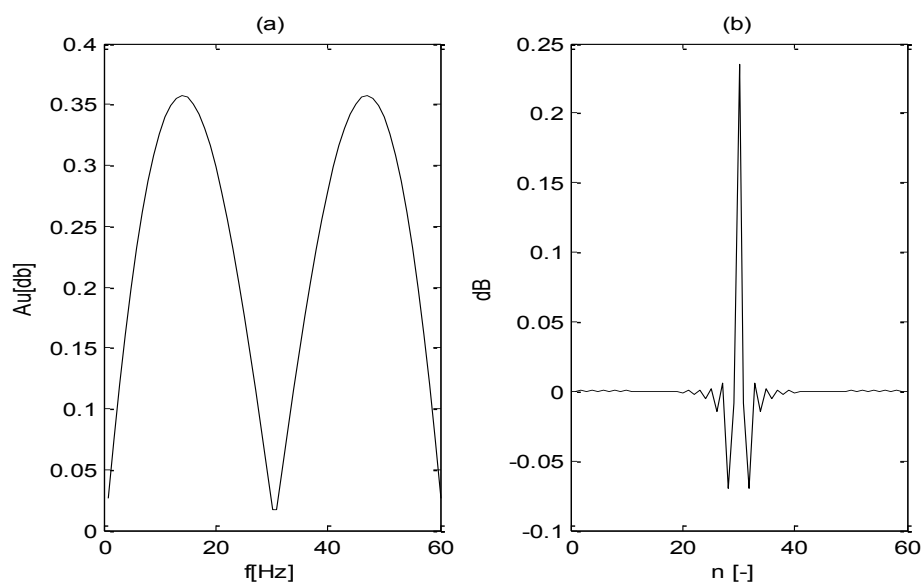
Obr. 54 Ram-Lak filtr: (a) Časová doména Ram-Lak filtru, kde  $A_u[\text{dB}]$  je frekvenční přenos a  $f[\text{Hz}]$  je frekvence, (b) Frekvenční doména, kde  $n[-]$  je počet vzorků impulzní charakteristiky a dB jsou hodnoty impulzní charakteristiky

- Shepp-Logan filtr – k vytvoření tohoto filtru vynásobíme Ram-Lak filtr funkcí sinc.



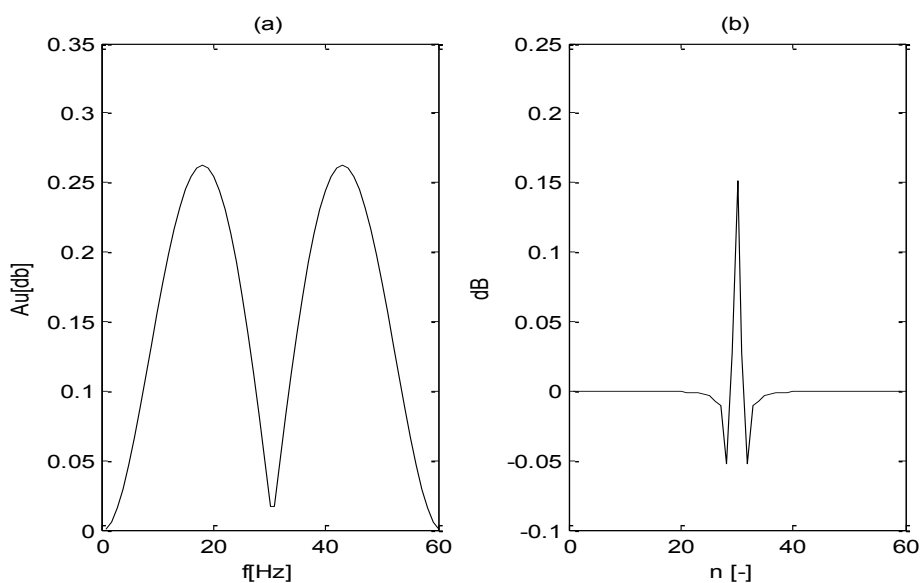
Obr. 55 Shepp-Logan filtr: (a) Časová doména Shepp-Logan filtru, kde  $A_u[\text{dB}]$  je frekvenční přenos a  $f[\text{Hz}]$  je frekvence, (b) Frekvenční doména, kde  $n[-]$  je počet vzorků impulzní charakteristiky a  $\text{dB}$  jsou hodnoty impulzní charakteristiky

- Cosine filtr – pro vytvoření tohoto filtru vynásobíme Ram-Lak filtr pomocí Kosinova okna. Tento filtr také slouží jako základ pro filtry Hann a Hamming



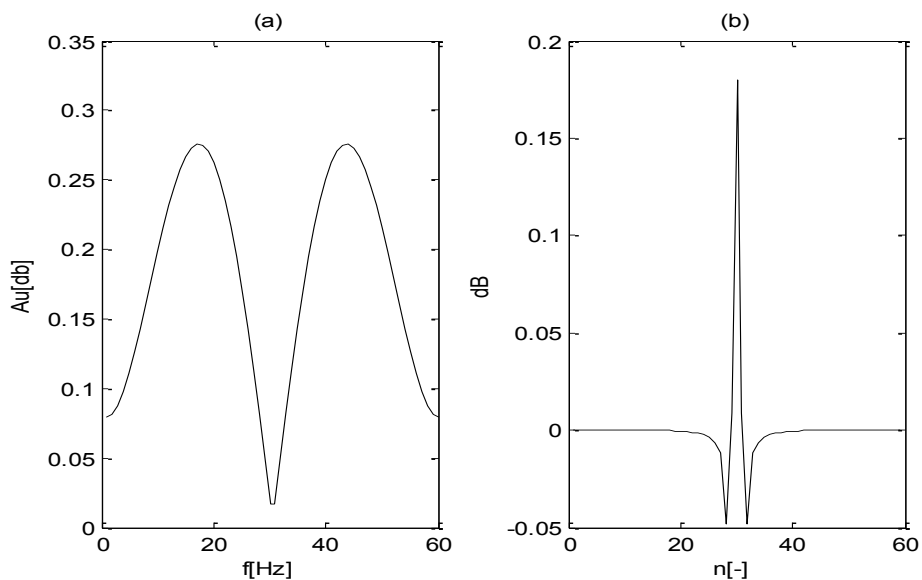
Obr. 56 Cosine filtr: (a) Časová doména Cosine filtru, kde  $A_u[\text{dB}]$  je frekvenční přenos a  $f[\text{Hz}]$  je frekvence, (b) Frekvenční doména, kde  $n[-]$  je počet vzorků impulzní charakteristiky a  $\text{dB}$  jsou hodnoty impulzní charakteristiky

- Hann filtr – jedná se o speciální případ Cosinova filtru.



Obr. 57 Hann filtr: (a) Časová doména Hann filtru, kde  $A_u[\text{dB}]$  je frekvenční přenos a  $f[\text{Hz}]$  je frekvence, (b) Frekvenční doména, kde  $n[-]$  je počet vzorků impulzní charakteristiky a dB jsou hodnoty impulzní charakteristiky

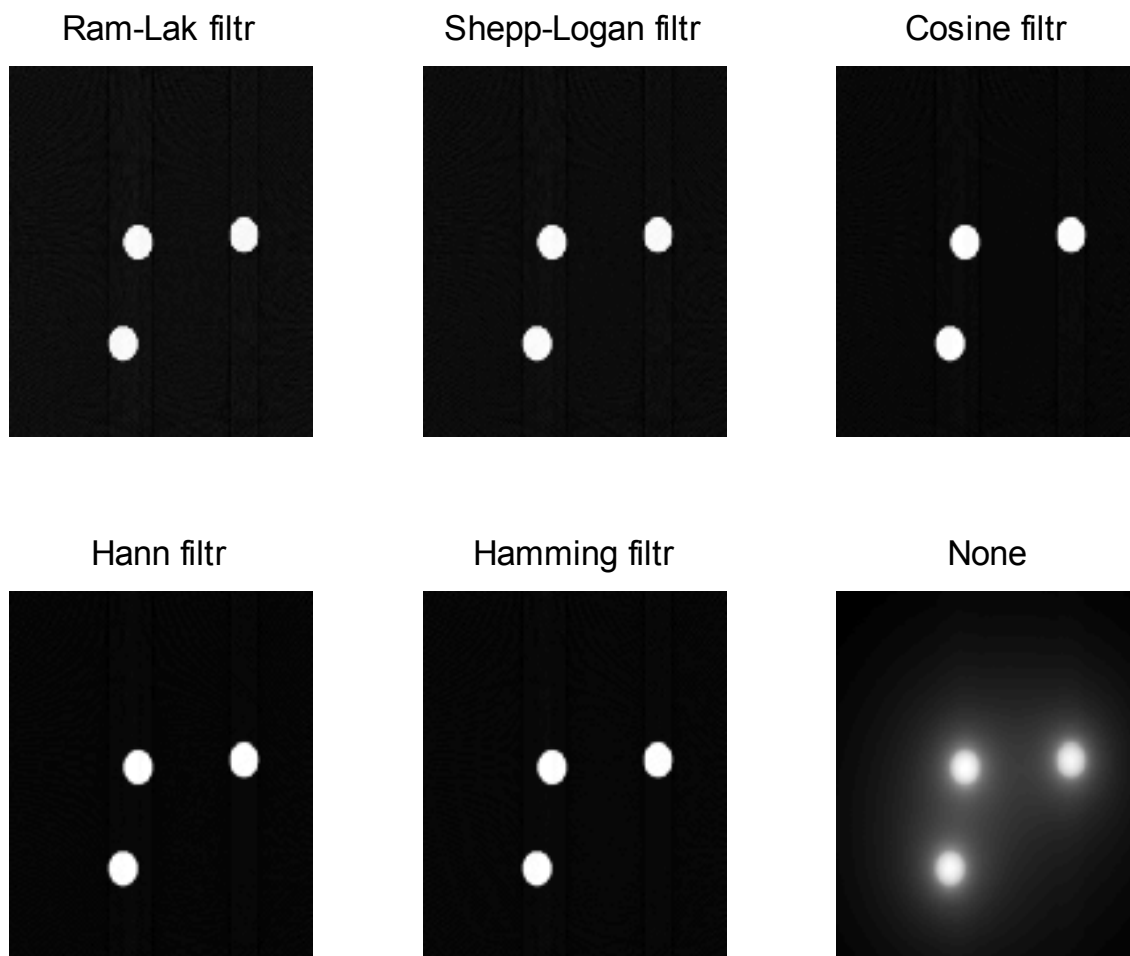
- Hamming filtr – jedná se o speciální případ Cosinova filtru.



Obr. 58 Hamming filtr: (a) Časová doména Hamming filtru, kde  $A_u[\text{dB}]$  je frekvenční přenos a  $f[\text{Hz}]$  je frekvence, (b) Frekvenční doména, kde  $n[-]$  je počet vzorků impulzní charakteristiky a dB jsou hodnoty impulzní charakteristiky

- None – výběrem této možnosti se ve scéně vytvoří nefiltrovaná zpětná projekce obrazu

Na Obr. 59 je ukázka rekonstrukce obrazu modelové scény za použití všech výše uvedených filtrů.



Obr. 59 Rekonstrukce modelové scény za použití uvedených filtrů

Kromě rolovacích men interpolace a filtru, zde nalezneme také rolovací menu označené „Zadej krok uhlového inkrementu“, které slouží pro zadání různého úhlového inkrementu. Podle zadané hodnoty jsou rekonstruovány rekonstrukce z postupně vzrůstajícího počtu projekcí.

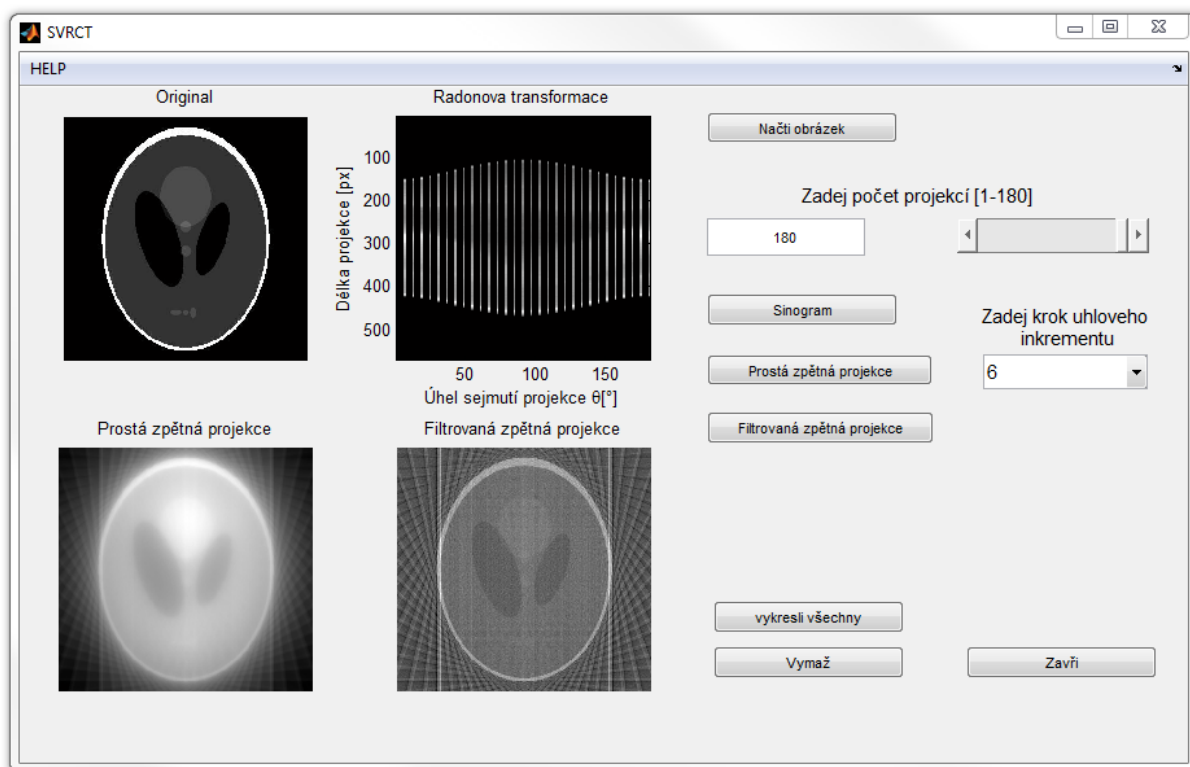
Po vykreslení všech scén můžeme pomocí tlačítka „vykresli všechny“ zobrazit všechny scény v samostatném okně.

GUI obsahuje také tlačítko „vymaž“ pro resetování všech scén a proměnných a tlačítko „zavři“.

### 11.1.3. Simulace vlastních rekonstrukčních metod (SVRCT)

GUI SVRCT se oproti GUI SIRCT liší v tom, že jsou zde pro rekonstrukci použity vlastní rekonstrukční metody. V horní liště se nalézá opět tlačítko HELP pro spuštění vysvětlivek daných funkcí, dále jsou zde tlačítka pro načtení, vymazání a pro zavření GUI. Nalezneme zde opět místo pro zadání počtu projekcí a také rolovací menu pro zadání úhlového inkrementu.

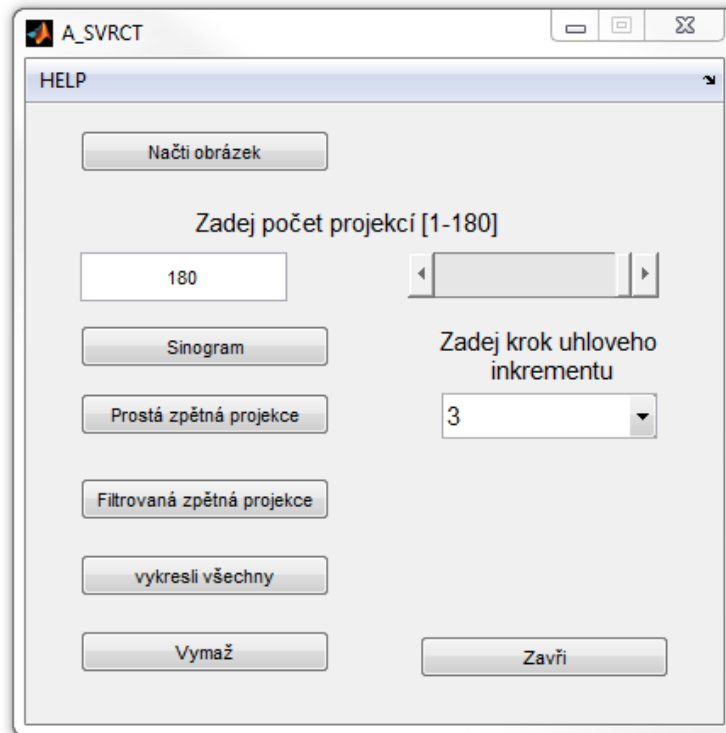
GUI obsahuje 4 scény. V horní levé scéně se zobrazí načtený obrázek, v horní pravé scéně se zobrazí vytvořený sinogram, v dolní levé scéně se zobrazí prostá zpětná projekce (nefiltrovaná inverzní Radonova transformace) a v dolní pravé scéně se zobrazí filtrovaná zpětná projekce (inverzní Radonova transformace).



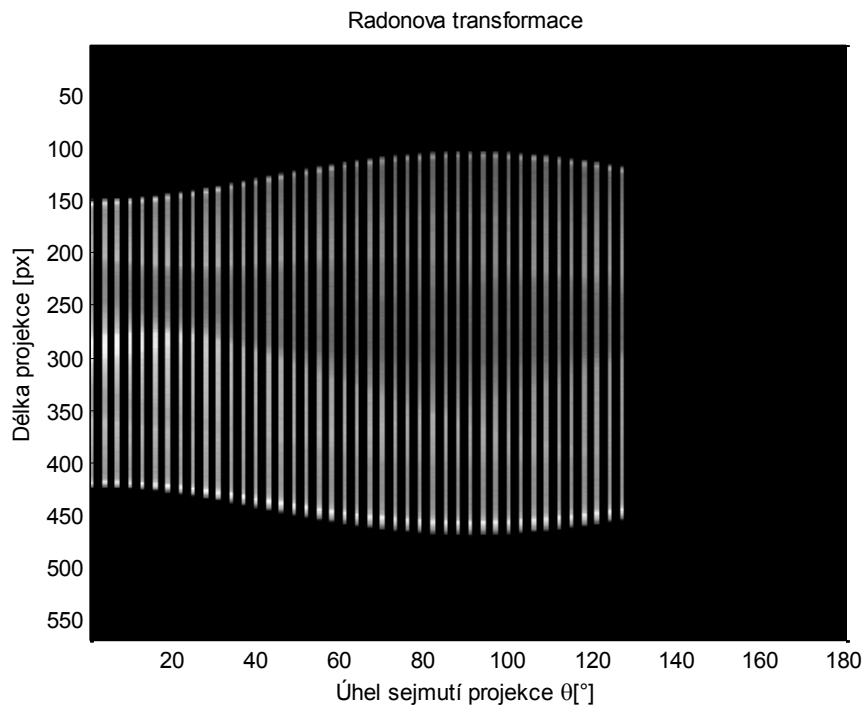
Obr. 60 Ukázka GUI rozhraní pro simulaci vlastních rekonstrukčních metod obrazu

#### 11.1.4. Animace vlastních rekonstrukčních metod (A\_SVRCT)

GUI A\_SVRCT obsahuje totožné funkce jako GUI SVRCT. Výsledky jsou však vytvářeny jako animace v samostatných oknech, jak je ukázáno na obrázcích Obr. 62, Obr. 63 a Obr. 64.

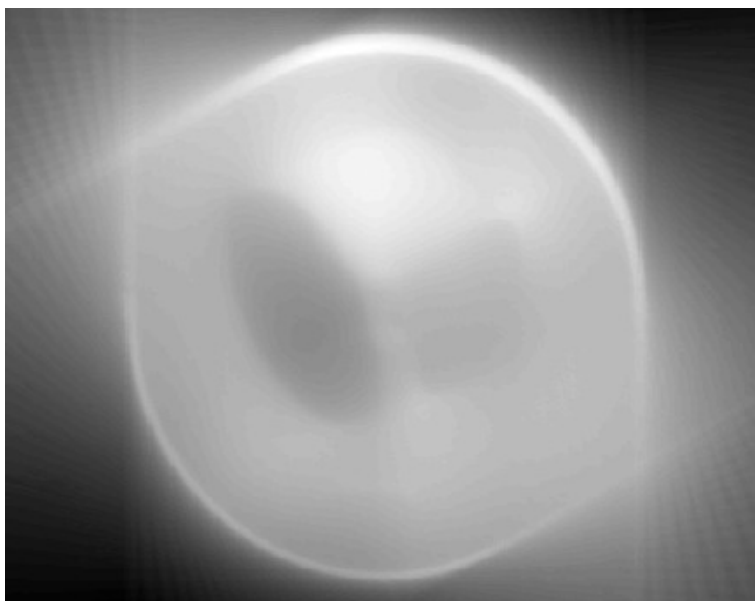


Obr. 61 Ukázka GUI rozhraní pro animaci simulací vlastních rekonstrukčních metod obrazu a jejich animaci



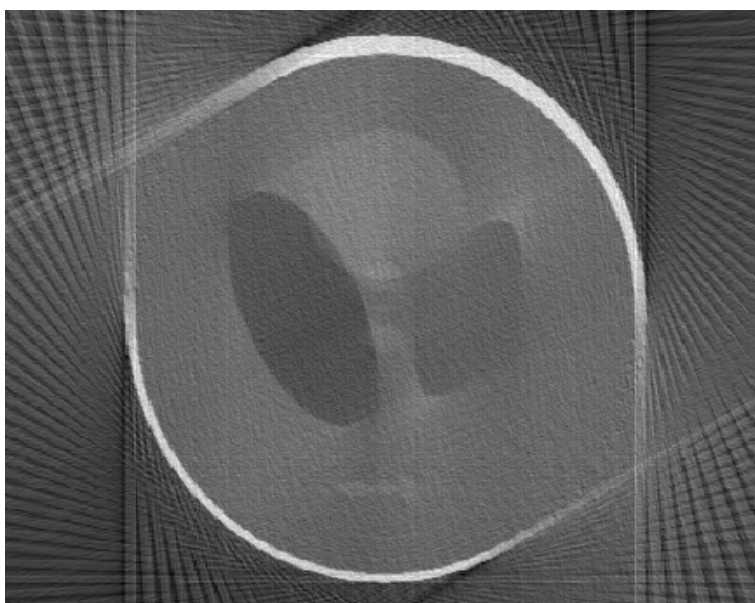
Obr. 62 Ukázka animace sinogramu (počet projekcí – 180, úhlový inkrement – 3)

Prostá zpětná projekce



Obr. 63 Ukázka animace prosté zpětné projekce (počet projekcí – 126, úhlový inkrement – 3)

Filtrovaná zpětná projekce

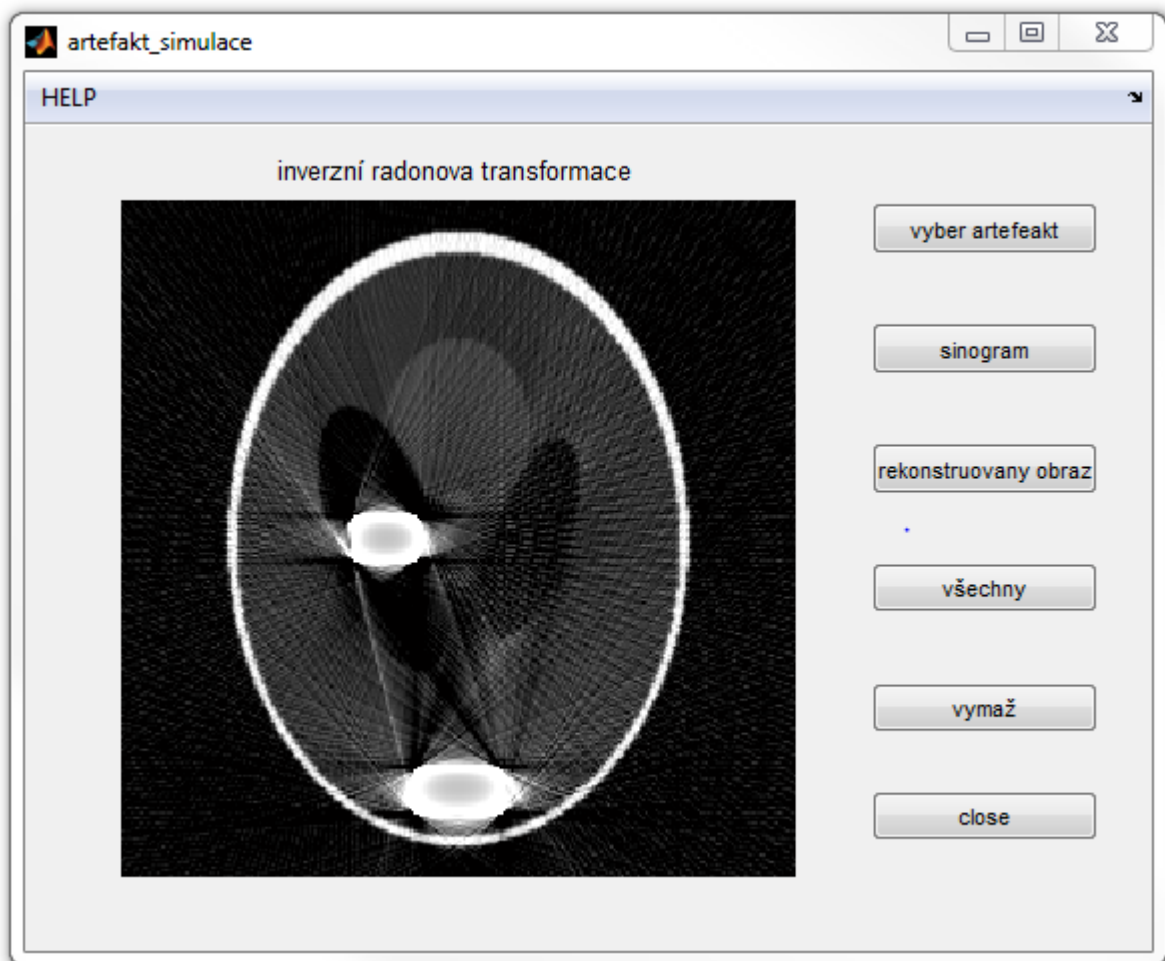


Obr. 64 Ukázka animace filtrované zpětné projekce (počet projekcí – 126, úhlový inkrement – 3)



### 11.1.5. Simulace artefaktu Beam hardening

Na Obr. 65 je ukázka GUI rozhraní pro simulaci Beam hardening. GUI obsahuje jednu scénu, ve které je přednastaven obraz phantomu. Pomocí tlačítka „vyber artefakt“, si uživatel vybere jeden z možných artefaktů, který se poté zakomponuje do přednastavené scény obsahující phantom. Tlačítkem „sinogram“ vytvoříme sinogram obrazu obsahující artefakt a pomocí tlačítka „rekonstruovaný obraz“ rekonstruujeme obraz obsahující artefakt. Tlačítkem „všechny“ se zobrazí samostatné okno se všemi výsledky operací provedenými uživatelem. Tlačítkem „vymaž „, se resetuje obraz phantomu ve scéně a všechny parametry nutné k opětovné simulaci artefaktu. Tlačítkem „close“ zavřeme GUI.



Obr. 65 Ukázka GUI rozhraní pro simulaci artefaktu

## 12. Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se zabýval simulacemi rekonstrukčních metod obrazu, využívaných u CT přístrojů spolu se simulací artefaktu Beam hardening. Práci jsem zhotovil pomocí programu MATLAB (verze 2011a).

Podle zadání, jsem vytvořil jednotlivá graficko-uživatelská prostředí, ve kterých jsou využity jak dostupné funkce pro rekonstrukce v MATLABu, tak samotné řešení rekonstrukčních metod obrazu vytvořených na základě teoretických znalostí popsaných v úvodu práce. Jedná se především o Radonovu transformaci, prostou zpětnou projekci a filtrovanou zpětnou projekci. Kromě těchto rekonstrukčních metod jsem dále zhotovil grafické uživatelské prostředí pro simulaci artefaktu Beam hardening, kde je názorně ukázáno, jak dochází k této chybě při rekonstrukci obrazu.

Při tvorbě jednotlivých prostředí jsem kladl důraz na přehlednost rozhraní a intuitivnost ovládání. Uživatel má možnost volby z několika vytvořených modelových fantomů a jednotlivých parametrů, které jsou vždy vysvětleny v návodu daného prostředí. V případě chybně zadaných parametrů je uživatel upozorněn na chybu. Může si tak bez větších znalostí dané problematiky vyzkoušet, jak se mění rekonstruovaný obraz při různých kombinacích těchto parametrů.

Výsledky všech rekonstrukčních metod, jsem porovnal na jedné modelové scéně a popsal příslušnými parametry, při kterých došlo k jejich vzniku.

Celková rychlost výpočtů v jednotlivých prostředích je závislá na zadaných parametrech, a také na velikosti modelových fantomů.

Výstupem práce jsou tedy jednotlivá graficko uživatelská prostředí, ve kterých lze nasimulovat vybrané rekonstrukční metody obrazu, spolu se simulací artefaktu Beam hardening, čímž byl splněn cíl bakalářské práce.

Práce může být dále rozvinuta o další simulace rekonstrukčních technik jako je Fourierova transformace popř. doplněna o další artefakty vznikající při rekonstrukci obrazu.

## Použitá literatura

- [1] DARMOVÁ, Vilibalda. *Ionizující a neionizující žiarenie*. V Tribunu EU vyd. 1. Brno: Tribun EU, 2009, 82 s. Librix.eu. ISBN 978-80-7399-814-1.
- [2] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 2004, 208 s. Librix.eu. ISBN 80-214-2788-4.
- [3] *Otevřená věda: praktické kurzy z fyziky a chemie: sborník* [online]. Editor Andrea Nová, Anna Martinková. [Praha: Akademie věd České republiky], 2006, 185 s.[cit. 2013-09-22]. ISBN 80-866-7508-4.
- [4] FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
- [5] HORÁK, Zdeněk, František KRUPKA a Václav ŠINDELÁŘ. *Technická fyzika*. Vyd. 3. přeprac. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1961, 1436 s.
- [6] HORÁK, Martin. CT diagnostika. In: [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: <http://cgg.mff.cuni.cz/seminar/Med2009-04/CTdiagnostika.pdf>
- [7] HOZMAN, Jiří. POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE. In: [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/ct-hozman-jk.pdf>
- [8] Tomografické zobrazování - principy. [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/scintilacni-kamera-planarni-a-spect/tomograficke-zobrazovani/>
- [9] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton: Taylor, 2006, 730 s. ISBN 08-247-5849-8.
- [10] KAK, Avinash C a Malcolm SLANEY. *Principles of computerized tomographic imaging: concepts and methods*. New York: IEEE Press, c1988, x, 329 p. ISBN 08-794-2198-3.
- [11] CT - artefakty. In: [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: [http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty\\_CT.pdf](http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty_CT.pdf)
- [12] MUSÍLEK, Ladislav. *Úvod do fyziky ionizujícího záření*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1979, 201 s. Populární přednášky o fyzice.
- [13] SCHUPPLER, David. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vyd. Brno: SPŠE Kounicova 16, 2008, 114s
- [14] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009, 171 s. ISBN 978-807-3686-697.
- [15] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.

- [16] ŽIŽKA, J., Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? [i]Ces radiol.[/i] 2011, 65, No. 1, s. 169-176. ISSN 1210-7883.
- [17] VLČEK, V. Matematika dokonale ukrytá v počítačové tomografii [i]dml.[/i] 2008,53 , No. 3, s. 199-210. ISSN 0032-2423.
- [18] Radiobiologie: RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ. [online]. [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/145.html>
- [19] WALEK, P. LAMOŠ, M. JAN, J. *Analýza biomedicínských obrazů*. Brno: 2013. S. 1-138. ISBN: 978-80-214-4792-9.
- [20] Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Nuclear Medicine. IAEA. [online]. Vienna, 2011 [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: [http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TCS-50\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TCS-50_web.pdf)
- [21] OLIVÍK, Stanislav. Ukázka možností interpolace dat v softwaru Matlab. In: [online]. Černice, 2005 [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://mat.fsv.cvut.cz/komisevstez/13/prispevky/olivik.pdf>
- [22] MATHWORKS. *MATHWORKS* [online]. 2014 [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/>

## **Přílohy uložené na CD**

K této práci je přiložen CD-ROM, obsahující následující soubory:

- Text práce ve formátu PDF/A
- Zdrojový kód jednotlivých graficko uživatelských rozhraní
- Vytvořené modelové scény
- Návod pro každé graficko uživatelské rozhraní
- Exe soubor jednotlivých graficko uživatelských rozhraní