

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

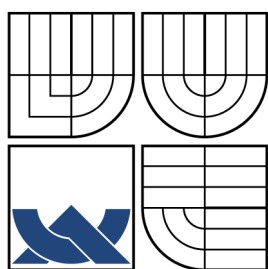
MODELOVÁNÍ ARTEFAKTŮ PROCESU CT RTG  
ZOBRAZENÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

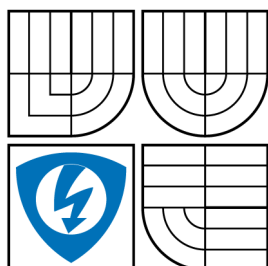
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

MARKÉTA KOŽOVÁ

BRNO 2011



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 ARTEFAKTŮ PROCESU CT RTG  
ZOBRAZENÍ  
X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY ARTIFACTS SIMULATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

MARKÉTA KOŽOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

doc. Ing. ALEŠ DRASTICH, CSc.

BRNO 2011

ZDE VLOŽIT LIST ZADÁNÍ

Z důvodu správného číslování stránek

## **ABSTRAKT**

Bakalářská Práce se zabývá modelováním artefaktů vznikajících během vyšetřování počítačovou tomografií. Teoretická část shrnuje poznatky o principech výpočetní tomografie a vzniku jednotlivých artefaktů. V praktické části byl vytvořen simulátor artefaktů, který obsahuje následující artefakty: kruhový, pohybový, aliasing, kovový, artefakt vlivem kvantového šumu. V další části je navržena laboratorní úloha.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

CT RTG, Radonova transformace, pohybový artefakt, kruhový artefakt, aliasing artefakt, kovový artefakt, artefakt vlivem kvantového šumu, simulátor, laboratorní úloha

## **ABSTRACT**

The bachelor's thesis deals with CT artifacts modeling generated during the acquisition process. The theoretical part summarizes principles of CT and origin of artifacts. The practical part consists of a newly developed simulator, which includes ring, motion, metal, streak and aliasing artifacts. Finally, the new laboratory exercise was designed.

## **KEYWORDS**

CT RTG, Radon transform, motion artifact, ring artifact, metal artifact, streak artifact, aliasing artifact, simulator, laboratory exercise

KOŤOVÁ, Markéta *Modelování artefaktů procesu CT RTG zobrazení*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 41 s. Vedoucí práce byl doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Modelování artefaktů procesu CT RTG zobrazení“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu semestrálního projektu doc. Ing. Aleši Drastichovi CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mého semestrálního projektu. Děkuji také své rodině a svému příteli Ondrovi za veškerou podporu.

V Brně .....

.....

(Podpis autora)

# OBSAH

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Výpočetní tomografie</b>	<b>2</b>
2.1	Rentgenové záření . . . . .	3
2.2	Vznik obrazu . . . . .	4
2.3	Radonova transformace . . . . .	7
2.4	Inverzní Radonova transformace . . . . .	7
<b>3</b>	<b>Artefakty CT</b>	<b>9</b>
3.1	Kruhový artefakt . . . . .	9
3.2	Pohybový artefakt . . . . .	10
3.3	Kovový artefakt . . . . .	10
3.4	Aliasing artefakt . . . . .	11
3.5	Pruhový artefakt . . . . .	12
3.6	Partial volume artefakt . . . . .	12
3.7	Artefakty vlivem helikální akvizice . . . . .	13
3.8	Artefakty vlivem cone-beam akvizice . . . . .	13
3.9	Artefakty vlivem jevu utvrzování svazku rtg záření . . . . .	13
3.10	Artefakty vlivem překročení omezení spojeného s FOM . . . . .	14
<b>4</b>	<b>Simulátor CT artefaktů</b>	<b>15</b>
4.1	Matlab . . . . .	15
4.2	Uživatelské rozhraní . . . . .	15
4.3	Vývojový diagram . . . . .	16
4.4	Akviziční parametry . . . . .	18
4.5	Kruhový artefakt . . . . .	23
4.6	Pohybový artefakt . . . . .	24
4.7	Aliasing artefakt . . . . .	25
4.8	Kovový artefakt . . . . .	26
4.9	Artefakt vlivem kvantového šumu . . . . .	27
<b>5</b>	<b>Návrh laboratorní úlohy</b>	<b>29</b>
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>37</b>
	<b>Literatura</b>	<b>38</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>40</b>





# SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	CT Toshiba Aquilion 64 . . . . .	2
2.2	Biologické účinky IZ . . . . .	4
2.3	Princip sběru dat CT RTG . . . . .	5
2.4	Diskretizace scény a definice voxelu . . . . .	6
2.5	Princip snímání . . . . .	8
2.6	Vztah mezi prostorovou doménou a Radonovou transformací . . . . .	8
3.1	Princip tvorby kruhového artefaktu . . . . .	10
3.2	Princip tvorby kovového artefaktu . . . . .	11
3.3	Aliasing . . . . .	11
3.4	Princip tvorby Partial Volume artefaktu . . . . .	12
3.5	Princip tvorby helikálního artefaktu a cone-beam jevu . . . . .	13
4.1	Hlavní zobrazovací okno programu . . . . .	16
4.2	Vývojový diagram programu . . . . .	17
4.3	Projevení počtu detektorů . . . . .	18
4.4	Projevení počtu projekcí . . . . .	19
4.5	Shepp - Logan . . . . .	20
4.6	Cosine . . . . .	20
4.7	Hamming . . . . .	21
4.8	Hann . . . . .	21
4.9	Projevení typu filtru . . . . .	22
4.10	Kruhový artefakt . . . . .	24
4.11	Pohybový artefakt . . . . .	25
4.12	Aliasing artefakt . . . . .	26
4.13	Aliasing artefakt . . . . .	26
4.14	Kovový artefakt . . . . .	27
4.15	Ovlivňování detektorů při otáčení . . . . .	28
5.1	Pohybový artefakt . . . . .	30
5.2	Pohybový artefakt . . . . .	30
5.3	Kruhový artefakt . . . . .	31
5.4	Kruhový artefakt . . . . .	32
5.5	Aliasing artefakt . . . . .	33
5.6	Aliasing artefakt . . . . .	33
5.7	Kovový artefakt . . . . .	34
5.8	Artefakt vlivem kvantového šumu . . . . .	35

# SEZNAM TABULEK

2.1 Hounsfieldova stupnice . . . . .	5
--------------------------------------	---

# 1 ÚVOD

V současné době vzrůstá v lékařství význam zobrazovacích metod. Pod pojmem zobrazovací metody se shrnují všechny metody, používané v medicíně pro zobrazení určité části těla. Mezi tyto zobrazovací metody patří například ultrazvuk, magnetická rezonance, výpočetní tomografie, ale také třeba systémy, které jsou využitelné v nukleární medicíně jako jsou např. PET a SPECT. Výpočetní tomografie je velmi důležitou součástí vyšetření, kde napomáhá k diagnostice širokého spektra poranění a chorob.

Během vyšetření dochází při zobrazení k nenáhodnému šumu v obraze nebo-li k artefaktům. Artefakty mohou vznikat z různých důvodů a příčin. Tyto nesrovnalosti v obraze komplikují lékařům interpretování snímků a proto se snažíme artefakty potlačit (nikdy je neodstraníme úplně). Úkolem této bakalářské práce je modelování artefaktů procesu CT RTG zobrazení. Význam této práce spočívá v tom, že na těchto modelech se dají potlačovat artefakty. Uživatel si vyzkouší jakými parametry artefakt vzniká a jak se mění, když se změní některý z parametrů, jak tyto artefakty ovlivňují akviziční parametry (počet detektorů, počet projekcí a filtry pro zpětnou Radonovu transformaci). To mu umožní lepší pochopení principu vzniku a projevu artefaktů.

## 2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Výpočetní tomografie je velmi rozšířená vyšetřovací metoda v medicíně. Přestože je stále dosti drahá, stala se standardem, využívaným v diagnóze velkého množství různých nemocí. CT se začalo využívat i jako prevence nejrůznějších onemocnění. Velmi často jde například o pacienty s vysokým rizikem rakoviny tlustého střeva. CT se využívá také pro odhalování jak akutních, tak chronických změn v plicním parenchymu, břišních onemocnění. . . Pokud se jedná o určení stadia rakoviny, tak lékaři velmi často využívají právě CT. Dále se CT využívá při méně závažných onemocnění, jako jsou ledvinové kameny, zánět slepého střeva, zánět slinivky břišní, zánět divertikulu, břišní aortální výduň a ucpání střeva. Složitě fraktury končetin, především kloubů se zobrazují také pomocí CT, nikoliv RTG, a to z toho důvodu, že zlomeniny, zranění vazů a dislokace se dají snadno rozpoznat s rozlišením 0,2 mm [4].



Obr. 2.1: CT Toshiba Aquilion 64, převzato z [11]

CT je založeno na rentgenovém záření, které objevil německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen, který za tento objev získal Nobelovu cenu za fyziku v roce 1901. Samotná teorie rekonstrukce tomografického řezu z mnoha sumáčnických snímků byla vypracována Allanem MacCormackem a Godfreyem Newboldem Hounsfieldem. Vzhledem k náročnosti rekonstrukce však uplynulo takřka deset let, než byl v praxi zkonstruován první použitelný tomograf. Oba dostali Nobelovu cenu za medicínu [12]. Pořízení prvního CT obrázku trvalo několik hodin a jeho rekonstrukce dalších 24 hodin (dáno možnostmi výpočetní techniky). V dnešní době je rekonstrukce dat hotova ve zlomcích sekundy. V roce 1986 byl sestaven první CT skener s kontinuální rotací (3-4 snímky za vteřinu) firmou Bio-Imaging Research. Metoda kontinuální

rotace umožnila vývoj revolučního spirálního CT. V roce 1999 byl přiveden na trh první tzv. Multi-Slice CT firmou Toshiba.[10], [13]

## 2.1 Rentgenové záření

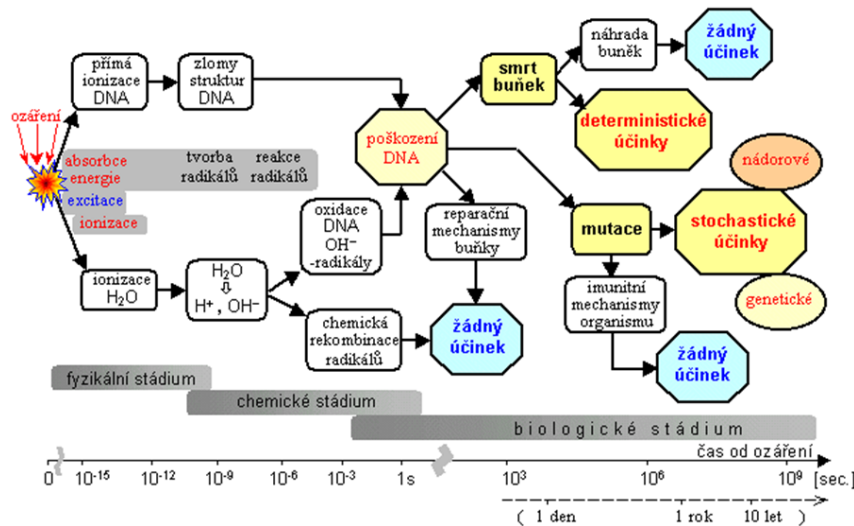
Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o vlnové délce 10nm až 100pm. Rentgenové záření má kratší vlnovou délku a větší energii než světlo. Zdrojem X-záření pro rtg zobrazení je rentgenka. Svazek záření vycházející z rentgenky je vycloněn do tvaru vějíře. Záření, které prochází pacientem, potom dopadá na detektory uložené na části kruhové výseče naproti rentgence. Zde je dopadající záření převedeno na elektrický signál, který je odeslán ke zpracování do počítače. Během expozice jedné vrstvy se systém (rentgenka - detektory), otočí kolem pacienta o 360°. Doba rotace se pohybuje v rozmezí 0,5 - 7 sekund - záleží na typu CT přístroje. U nových přístrojů se pracuje s expozičními časy 1-2 sekundy.

Ionizující záření je pro člověka nebezpečné. Pracovníci, kteří pracují na pracovišti, kde se vyskytuje rentgenové záření, musí dodržovat určité předpisy. Nejdůležitější ochranou před zářením je snižovat expozici, které jsou pracovníci a zejména pacienti vystaveni. Pracovníci jsou pod dozimetrickou kontrolou a nesmí překročit maximální dávku záření, pacienti nejsou kontrolováni nijak. Proto se může stát, že je pacient vyšetřován na dvou různých pracovištích během krátké doby. Maximální dávka pro pracovníky je 50 mSv/rok, pro pacienty je tato hodnota nižší a to 1 mSv/rok [8].

Ochrana před zářením je tedy:

- Čas – maximální zkrácení doby vystavení se záření
- Vzdálenost – dávka se snižuje s druhou mocninou vzdálenosti
- Stínění – používání ochranných pomůcek

Dávka záření závisí na velikosti místa, které je snímáno. CT patří mezi aktivní systém - potenciální nebezpečí překročení prahové dávky ionizujícího záření (somatické a genetické účinky) → aplikace principu ALARA (As Low As Reasonable Achievable). Na obrázku 2.2 vidíme biologické účinky ionizujícího záření na organismus.



Obr. 2.2: Biologické účinky IZ, převzato z [1]

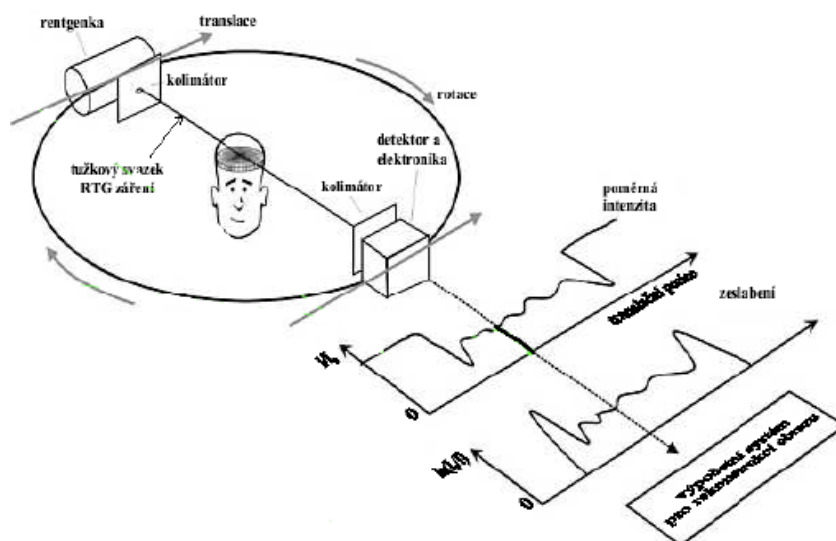
## 2.2 Vznik obrazu

Základní princip je založen na zeslabování svazku rentgenového záření při průchodu vyšetřovaným objektem. CT RTG se liší od RTG tím, že vytváří sérii tomografických řezů. Každý řez je vytvořen matematickou rekonstrukcí. Principem CT zobrazení je detekční systém, který změří úbytek záření mezi rentgenkou a detektorem. Tento úbytek nastane, protože dojde k pohlcení záření prostředím (tkání). Scéna je snímána do souboru projekcí získaných pod různým úhlem. Jednotlivé projekce jsou tvořeny souborem paprskových integrálů. Na obrázku 2.3 je zobrazen princip sběru dat CT RTG. Můžeme vidět 2 typy pohybů: translace a rotace. Během translace se sejme jedna projekce scény. Poté se natočí rentgenka a detektor a nastane rotace. Následuje další sejmutí projekce téže scény, ale pod jiným úhlem [3]. Získávané obrazy vrstev jsou obrazy digitální - jsou tvořeny maticí bodů, nejčastěji v počtu 512 x 512.

Denzita v prostoru je definována pomocí Hounsfieldovi stupnice (používá se zkratka H nebo HU). Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce záření voxelem vzhledem k absorpci záření vodou [3].

$$CT_{cislo} = K \frac{\mu_{tkane} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \quad [HU], \quad (2.1)$$

kde  $\mu_{vody} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$  při 73 keV,  $K$  je konstanta. Hounsfieldova stupnice je v odstínech šedi. V stupnici jsou důležité dva body: -1000 HU, což odpovídá denzitě vzduchu a 0 HU, což odpovídá denzitě vody. Density ostatních tkání jsou různé, viz tabulka 2.1.



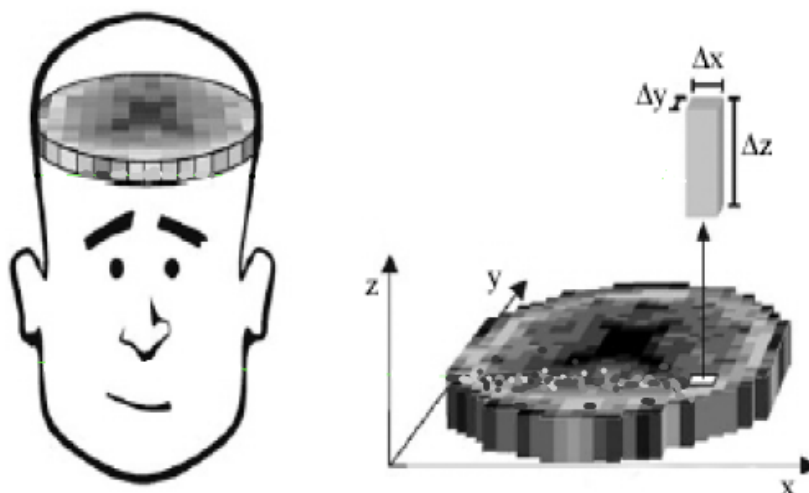
Obr. 2.3: Princip sběru dat CT RTG, převzato z [2]

Výsledný CT obraz se skládá z dvourozměrné sítě čtverců - z matice. Tato matice se skládá z voxelů a pixelů. Voxely jsou objemové elementy matice a pixely jsou plošné elementy výsledné matice jak je znázorněno na obrázku 2.4.

Objekt	Denzita [HU]
Vzduch	-1000
Tuk	-40 až -120
Voda	0
Starý hematón	+18 až +40
Metastázy	+25 až +50
Nádory	+30 až +50
Čerstvý hematón	+65 až +85
Kompaktní kost	1000 a více

Tab. 2.1: Hounsfieldovi stupnice, převzato z [12]

Nejdůležitější mechanismy interakce rtg záření se scénou jsou vnitřní fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl. Schopnost tkáně absorbovat záření je zahrnuta v lineárním koeficientu zeslabení  $\mu(\rho, Z, E)$ .



Obr. 2.4: Diskretizace scény a definice voxelu, převzato z [2]

**Fotoelektrický jev** - (fotoefekt) je fyzikální jev, při němž jsou elektrony emitovány z látky v důsledku absorpce elektromagnetického záření (např. rentgenové záření) látkou. Část energie se spotřebuje na uvolnění elektronu a zbytek tvoří kinetickou energii vzniklého fotoelektronu. Původní foton zaniká a jeho energii získává fotoelektron, který je směrově odchýlen od dráhy původního fotonu a který dále ionizuje své okolí. Atom, ze kterého byl vyražen elektron přechází do základního stavu a vyzáří tak energii odpovídající rozdílu vzbuzeného a základního stavu.

**Comptonův rozptyl** - (Comptonův jev) je fyzikální děj, při kterém se po srážce elektromagnetického záření s atomy pevné látky mění vlnová délka záření v důsledku předání části své energie atomům nebo jejich elektronům.

Oba tyto jevy přispívají ke zkreslení obrazu a objasňují účelnost sekundárních clon (např. Buckyho clona), které pohlcují fotony RTG záření odchýlené od primárního svazku.



## 2.3 Radonova transformace

V praxi se k řešení obrazové rekonstrukce používá Radonova transformace a zpětná Radonova transformace.

Radonova transformace je matematická transformace, která je pojmenována po českém matematikovi německé národnosti Johannovi Radonovi. Jedná se o integrální transformaci, která spočívá v integrálu funkce přes přímky. Matematicky lze Radonovu transformaci zapsat:

$$p_{\Phi}(x') \equiv p(x', \Phi) \equiv R[o(x, y)], \quad (2.2)$$

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

$$\begin{aligned} R[o(x, y)] &= \int \int_{-\infty}^{+\infty} o(x, y) \delta(x \cos \Phi + y \sin \Phi - x') dx dy = \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} o(x' \cos \Phi - y' \sin \Phi, x' \sin \Phi + y' \cos \Phi) dy', \end{aligned} \quad (2.3)$$

kde

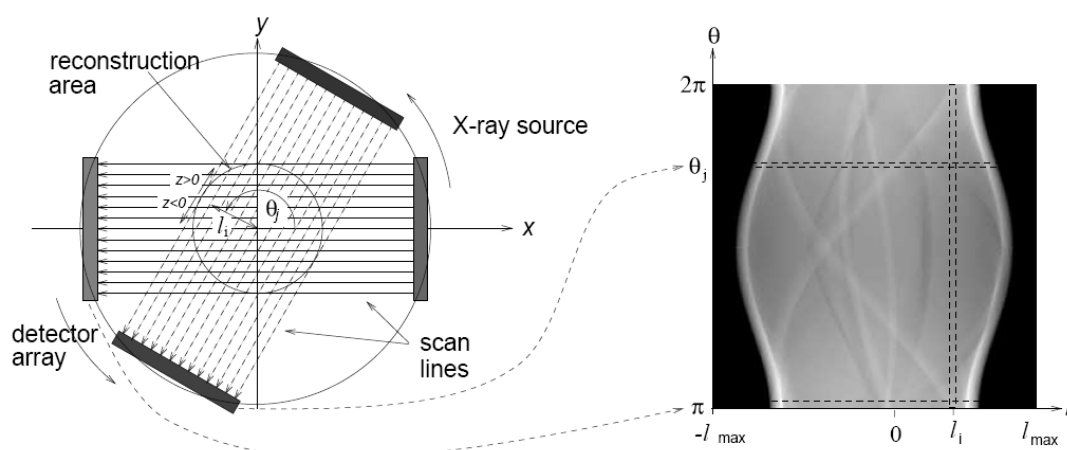
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (2.4)$$

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  $\Phi \in \langle 0, \pi \rangle$  [3].

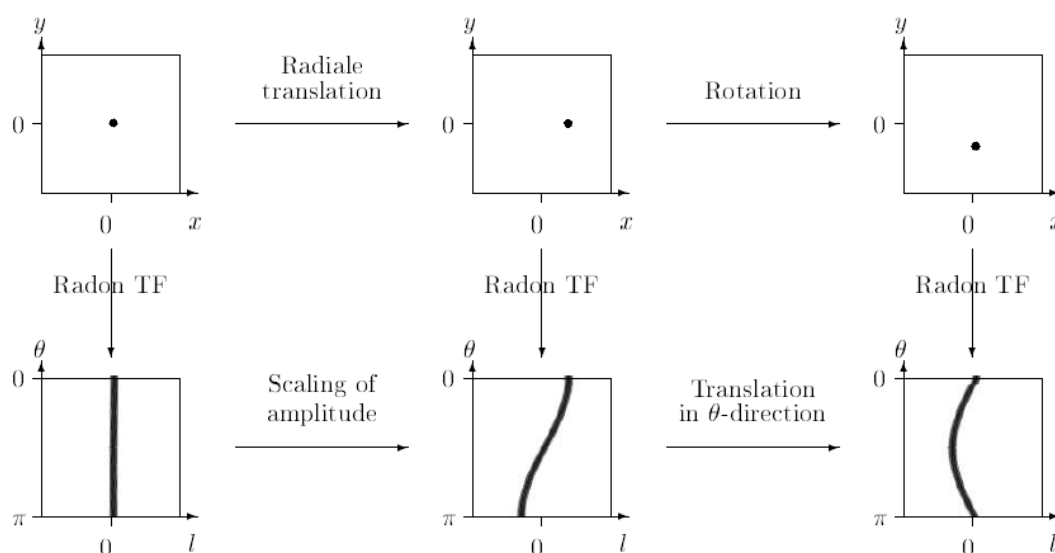
Soubor všech sejmutých projekcí v jasové modulaci se nazývá sinogram. Obrázek 2.6 ukazuje jak se projevuje Radonova transformace při prostorovém posunutí a při rotaci.

## 2.4 Inverzní Radonova transformace

Filtrovaná zpětná projekce je založena na původní prosté zpětné projekci. Tato metoda odstraňuje nevýhody prosté zpětné projekce. Odlišnost od prosté zpětné projekce spočívá v tom, že se použije inverzní přenosová funkce H-filtru. Tímto filtrem se koriguje zkreslení původní prosté zpětné projekce. Používají se Ramp-filtry, které mají nekonečnou přenosovou charakteristiku a také se zvyšuje prostorová frekvence. Tyto filtry potlačují stejnosměrnou složku jednotlivých projekcí, umožňují přímý



Obr. 2.5: Princip snímání - Radonova transformace je dána datovým souborem všech možných paprskových integrálů snímaného objektu, převzato z [17]



Obr. 2.6: Vztah mezi prostorovou doménou a Radonovou transformací, převzato z [17]

součet projekcí při zpětném promítání. Ramp-filtry jsou ale fyzikálně nerealizovatelné, proto se používají filtry, které kombinují Ramp-filtry s filtry pro filtraci šumu. Mohou to být Ramp-Lak či Sheep-Logan[3], [5]. Podrobněji jsou tyto filtry rozebrány v kapitole 4.4.

### 3 ARTEFAKTY CT

Obrazové artefakty, nebo-li nenáhodný šum v obraze jsou systematické neshody v CT číslech v rekonstruovaném obraze oproti skutečné hodnotě útlumu rtg záření. Artefakty můžeme rozlišit podle druhu či původu [6]. Druhy artefaktů máme například:

- Proužky
- Stíny
- Kruhy
- Spirály (zkroucení)

Častější rozdělení je podle zdroje artefaktů. Ty nejdůležitější zdroje jsou:

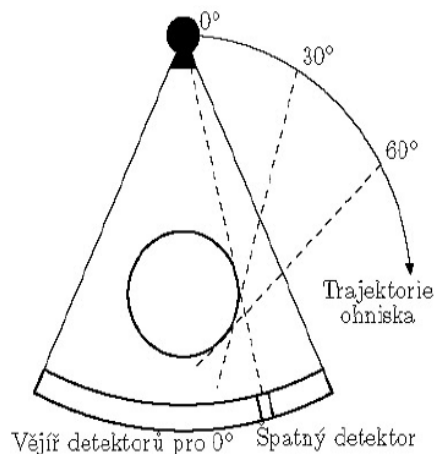
- Fyzikální – podvzorkování, atd.
- Pacient – kovy v těle, pohyb pacienta, atd.
- Přístroj (skener) – citlivost detektorů, atd.

V této části bakalářské práce budou popsány příklady artefaktů, které mohou vznikat při CT snímání.

#### 3.1 Kruhový artefakt

Jedná se o změnu detekční účinnosti nebo citlivosti detekčních kanálů. Jak se artefakt projevuje záleží na počtu detektorů, u kterých je snížena citlivost a také jak moc je tato citlivost snížena. Tento artefakt je typický pro 3. generaci CT (systém rotace – rotace). Využívá rotační pohyb systému rentgenka – detektory. Detektory jsou umístěny na kruhové výseči rotující spolu s rentgenkou [3].

Tento artefakt se projevuje ve tvaru kruhu → kruhový artefakt. K potlačení tohoto typu artefaktu je důležité najít chybný detektor či detektory a provést jejich následnou recalibraci.



Obr. 3.1: Princip tvorby kruhového artefaktu, převzato z [2]

## 3.2 Pohybový artefakt

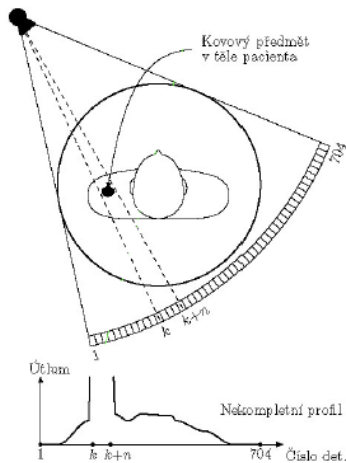
Artefakt vzniká v důsledku pohybu pacienta, který může být:

- Úmyslný – pohyb pacienta při průběhu vyšetřování (pohyb hlavou, ...) atd.
- Neúmyslný – pulzace srdce, dýchání, atd.

Pohybový artefakt se projevuje světelnými pruhy v tangenciálním směru, vysokokontrastních hran pohybujících se částí [3]. Většina artefaktů je způsobena nespouplací pacienta – pacient nevydrží zadržet dech po dobu skenu. Proto se zdravotníci snaží alespoň zminimalizovat tento problém fixací hlavy či končetin a samozřejmě urychlit dobu skenu.

## 3.3 Kovový artefakt

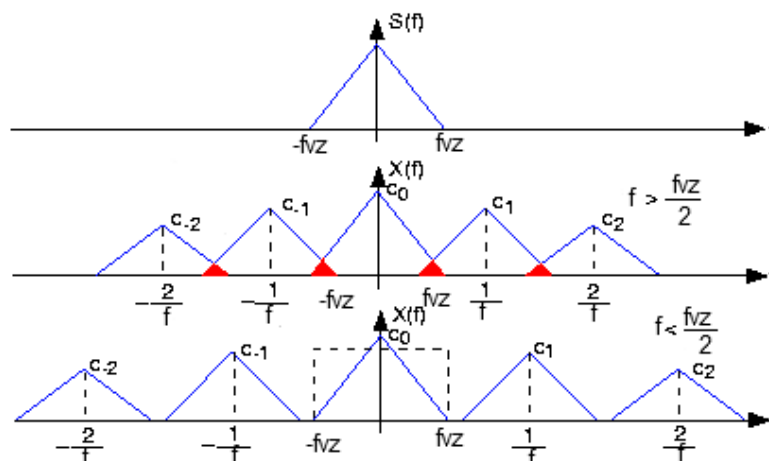
Kovový artefakt je způsoben nežádoucími výpady obrazu (data se dostanou do saturace), které mohou být vyvolané přítomností objektu s největší absorpcí v místě skenu [3]. Objekt absorbuje záření a způsobuje artefakt. Princip tvorby artefaktu je zobrazen na obrázku 3.2. Tento předmět je kovového charakteru jako mohou být dentální materiály, spony, šrouby či elektrody. Kovový artefakt se projevuje výraznými, jasnými pruhy, často až do hvězdicového útvaru. Potlačení tohoto artefaktu můžeme dojít interpolací [7].



Obr. 3.2: Princip tvorby kovového artefaktu, převzato z [2]

### 3.4 Aliasing artefakt

Artefakty jsou způsobeny chybně navzorkovanou scénou. K aliasingu nedochází, pokud je splněn Shannonův vzorkovací teorém, to znamená, že  $f \geq f_{vz}/2$ . Aliasing se projevuje překrýváním spekter a dochází k neobnovitelné ztrátě informace. K tomuto artefaktu dochází pokud je počet projekcí nebo počet detektorů příliš malý. Aliasingu je nutné předcházet, protože pokud k němu dojde, jeho následky nelze odstranit. K předcházení vzniku aliasingu se používají antialiasingové filtry, které odfiltrovávají frekvence vyšší než odpovídají Shannonovu teorému. Vznik aliasingu vidíme na obrázku 3.3. Aliasing, nebo-li překrytí spekter je vyznačeno červenou barvou.



Obr. 3.3: Aliasing, převzato z [9]

### 3.5 Pruhový artefakt

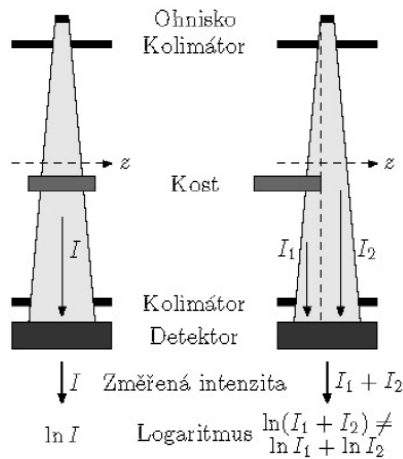
Pruhové artefakty, které vznikají vlivem kvantového šumu, pokud rtg záření prochází velkou vrstvou tkáně - například v oblasti pánve, ramen. Tento artefakt se také vyskytuje u obézních lidí. K potlačení pruhového typu artefaktu se využívá adaptivní filtrace nebo adaptivní modulace anodového proudu [3]. U pruhového artefaktu je důležité zmínit Lambert-Beerův zákon exponenciálního útlumu:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}. \tag{3.1}$$

fotonový tok intenzity  $I_0$  rtg svazku záření s energií  $E$  bude mít po průchodu vrstvou tloušťky  $d$  velikost  $I$ , absorpční koeficient  $\mu$  se nazývá lineární součinitel zeslabení. Jeho hodnota závisí na hustotě a protonovém čísle absorpčního materiálu a výrazně též na energii záření.

### 3.6 Partial volume artefakt

Tento artefakt je způsobem výskytem více struktur v objemu voxelu - výsledek je dán zprůměrováním jednotlivých lineárních součinitelů zeslabení [3]. Partial volume artefakt je také znám pod názvem Hounsfieldovy pruhy. K potlačení artefaktu dochází pomocí snímání po tenkých vrstvách s následných sečtením nebo zprůměrováním obrazů.



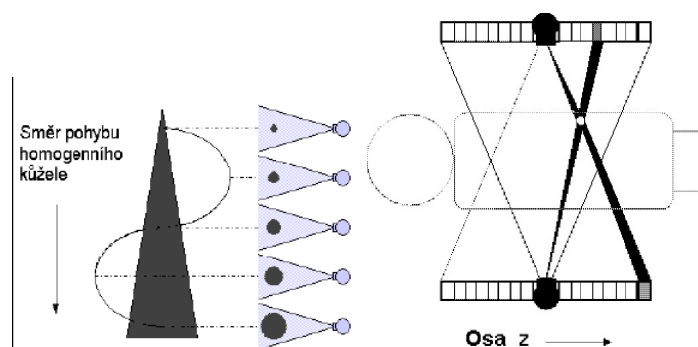
Obr. 3.4: Princip tvorby Partial Volume artefaktu, převzato z [2]

### 3.7 Artefakty vlivem helikální akvizice

Rekonstrukce obrazu při helikální akvizici je stejná jako při sekvenční akvizici. V průběhu rekonstrukce je přidán jeden krok jedná se o tzv. z-interpolaci, která potlačí pohybový artefakt. U helikální akvizice vzniká artefakt vlivem nehomogenity distribuce šumu v jednotlivých pixelech obrazu, která se mění v závislosti na z-pozici. Tento artefakt se nazývá zebra artefakt, protože se projevuje střídáním podélných světlých a tmavých pruhů. Potlačení artefaktu se provádí volbou interpolační metody a nebo upraveným interpolačním algoritmem[3].

### 3.8 Artefakty vlivem cone-beam akvizice

Jestliže jsou objekty, které jsou lokalizované mimo centrální řadu detekční mozaiky viděny různými řadami detektorů v závislosti na úhlu snímání projekce, je to způsobeno cone - beam efektem. Princip cone-beam jevu způsobeného velkou axiální rozbíhavostí rtg záření je znázorněn na obrázku 3.5b. Artefakt se projevuje na okrajích obrazů ze surových dat získaných krajními řadami detektorů detekční mozaiky. K potlačení artefaktu se používají rekonstrukční algoritmy[3].



Obr. 3.5: Princip tvorby helikálního artefaktu a cone-beam jevu, a) Princip tvorby helikálního artefaktu, b) Princip tvorby cone-beam jevu, převzato z [2]

### 3.9 Artefakty vlivem jevu utvrzování svazku rtg záření

Vlivem utvrzování svazku rtg záření dochází ke vzniku cupping artefaktu. Jde o to, že pokud snímáme např. válcovitý předmět, uplatňují se více detektory ve středu,

než detektory krajní. Tento artefakt způsobuje nehomogenitu procesu zobrazení. Cupping artefakt se projevuje mezi kostními strukturami. Artefakt se dá potlačit pomocí klínových filtrů (bowtie filter), kalibrace nebo BHC (Beam Hardening Correction)[2].

### **3.10 Artefakty vlivem překročení omezení spojeného s FOM**

Tento artefakt se projevuje tehdy, když pacient je umístěn v gantry, ale jejich polohování je mimo skenovací zorné pole (FOM - Field Of Measurement). Artefakt můžeme potlačit pomocí speciálních korekčních měření [3].



## 4 SIMULÁTOR CT ARTEFAKTŮ

V této kapitole je popsána praktická realizace bakalářské práce od zvoleného programovacího prostředí (4.1), přes vývojový diagram navrženého simulátoru (4.3), až po popis realizace konkrétních artefaktů. Po domluvě s vedoucím práce byly vybrány artefakty: kruhový, pohybový, aliasing, kovový a artefakt vlivem kvantového šumu.

### 4.1 Matlab

Simulátor CT artefaktů byl vytvořen v programu Matlab(verze 2009b). Matlab je programovací prostředí a skriptovací programovací jazyk - pomocí jehož lze provádět matematické výpočty, modelování, analýzu a zpracování dat, vývoj algoritmů atd. Matlab je maticově orientován. Součástí Matlabu je i nástroj Guide pro interaktivní tvorbu grafického prostředí (GUI – graphical user interface) [16].

### 4.2 Uživatelské rozhraní

Na obrázku 4.1 je hlavní zobrazovací okno. V horní části se nachází nabídka, která slouží k obsluze programu. V první nabídce je Soubor, kde nalezneme tyto možnosti:

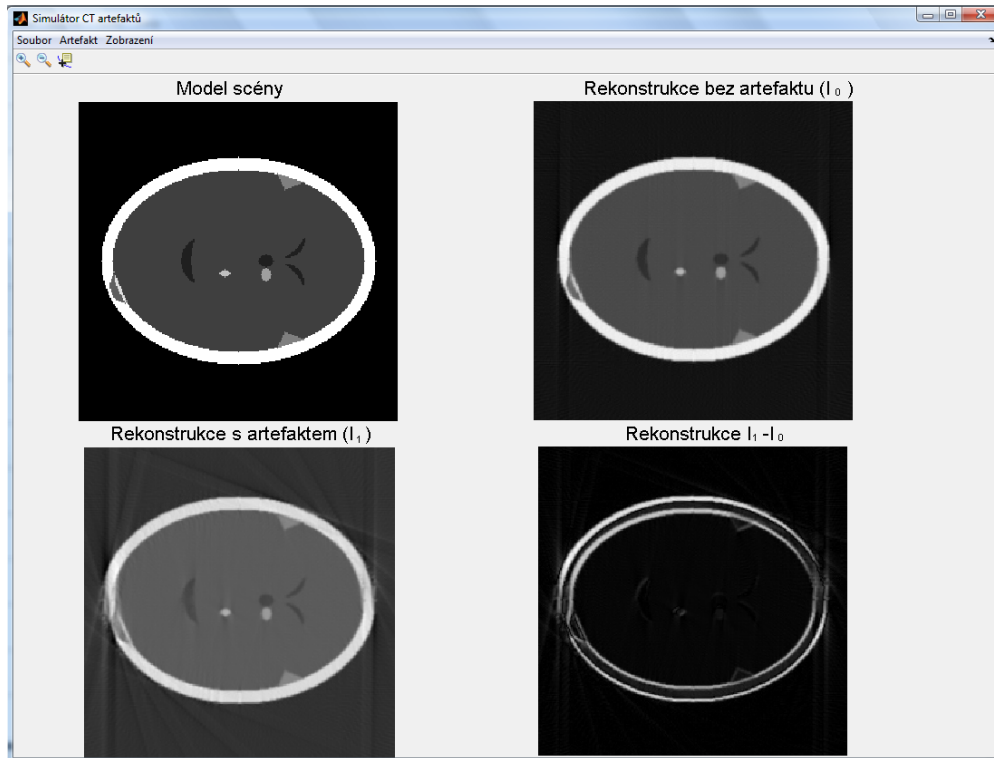
- Otevření obrázku – volba modelu scény
- Uložení obrázku – na výběr je uložení artefaktu či porovnání rekonstrukce bez artefaktu a s artefaktem
- Konec – slouží k ukončení programu

V nabídce Artefakty si uživatel volí akviziční parametry a následně konkrétní artefakt:

- Akviziční parametry
- Konkrétní artefakty

Poslední nabídka je zobrazení, které je vhodné pro lepší pochopení vzniku artefaktu:

- Sinogram
- Prostorové zobrazení
- Projekce



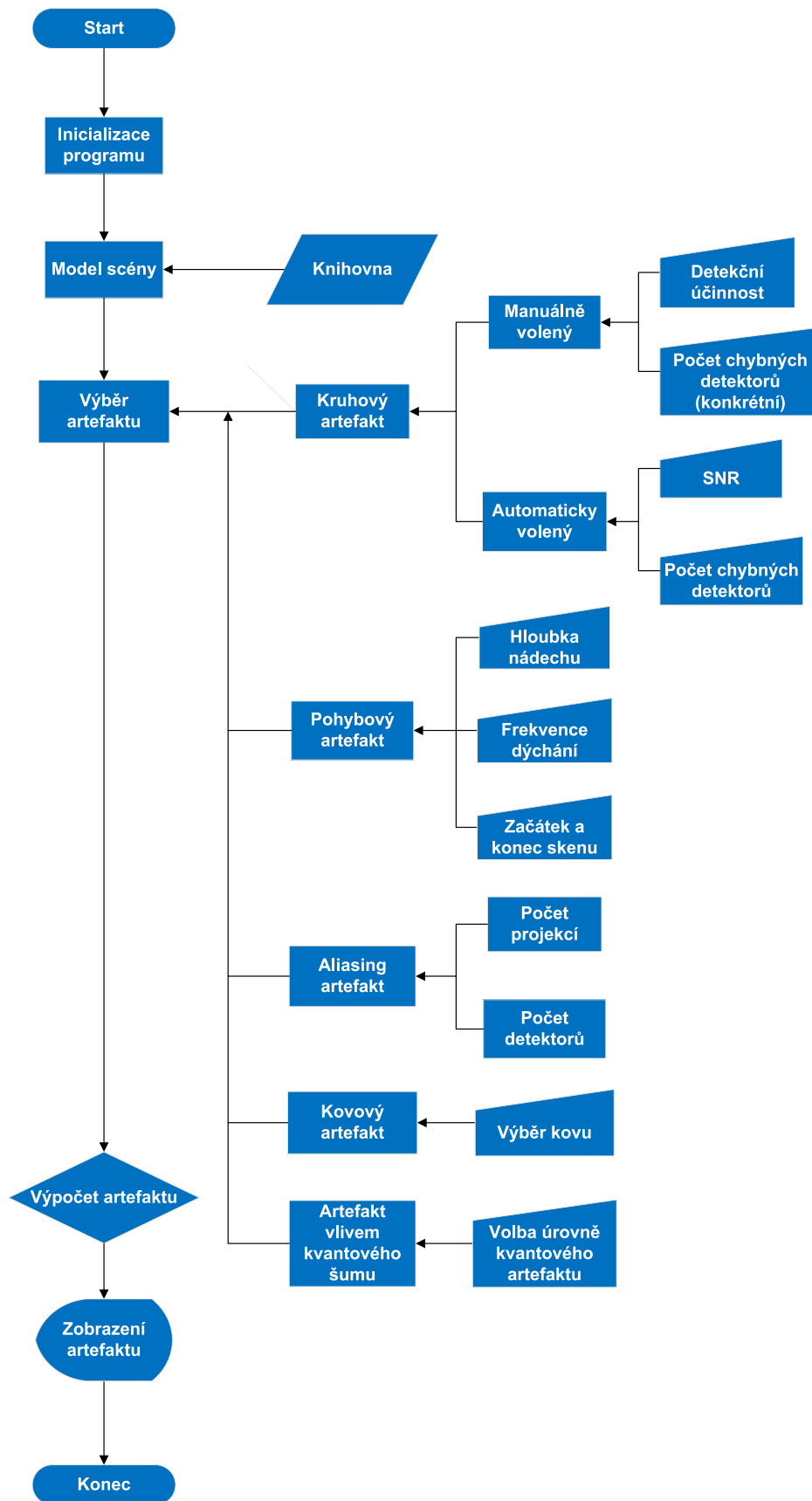
Obr. 4.1: Hlavní zobrazovací okno programu

Nejprve si uživatel zvolí model scény, který se zobrazí v levém horním okně. Následně jsou zvoleny akviziční parametry - tato rekonstrukce bez artefaktu ( $I_0$ ) je zobrazena v pravé horní části. Rekonstrukce s artefaktem ( $I_1$ ) po zvolení parametrů vybraného artefaktu se poté nachází v levé dolní části. Porovnání těchto dvou rekonstrukcí je zobrazeno v pravé dolní části.

$$I_{porovnani}(x, y) = |I_1(x, y) - I_0(x, y)|. \quad (4.1)$$

### 4.3 Vývojový diagram

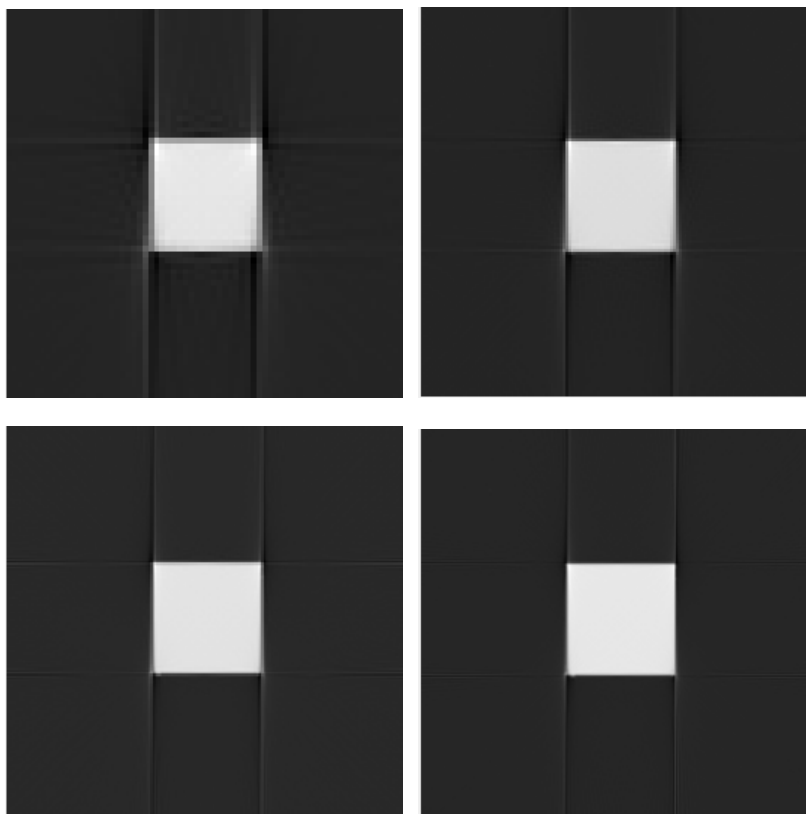
Při inicializaci programu se program zavede do paměti počítače, nastaví se cesty k artefaktům a počáteční hodnoty globálních proměnných. Načtou se jednotlivé artefakty jako zásuvné moduly (plug-in). Následně si uživatel otevře obrázek, buď z knihovny obrázků, která obsahuje fantomy, nebo svůj libovolný obrázek. Podporované jsou standardní formáty jako png, jpg, bmp, gif. Na hlavní liště si uživatel zvolí akviziční parametry (počet detektorů, počet projekcí, typ filtru pro zpětnou RT), vybere typ artefaktu a zvolí jeho parametry. Následně proběhne výpočet artefaktu, který se nám zobrazí.



Obr. 4.2: Vývojový diagram programu

## 4.4 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 projekce.

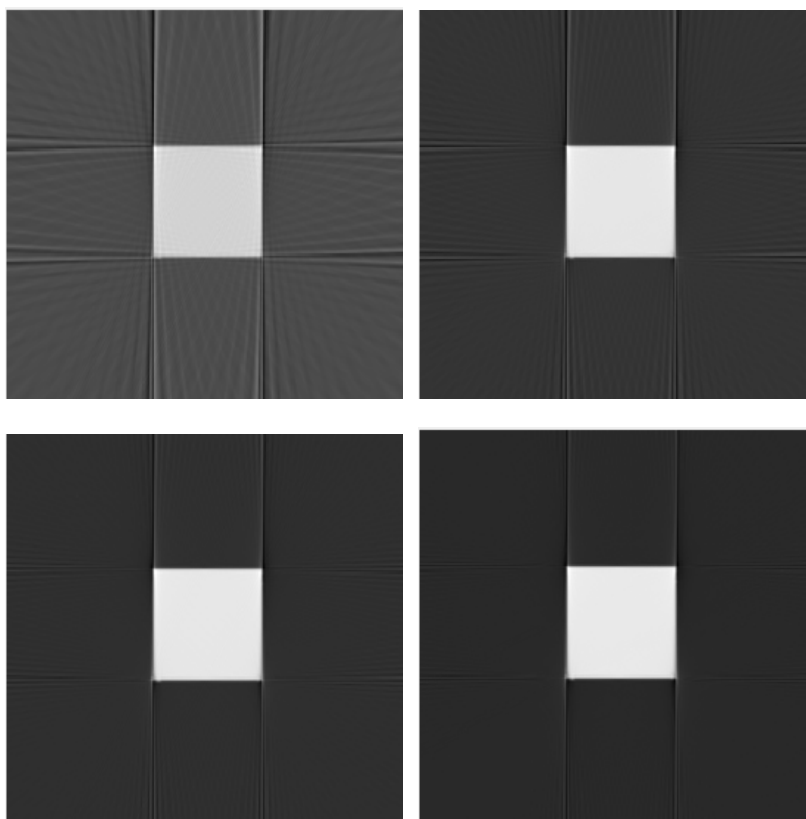


Obr. 4.3: Projevení počtu detektorů, počet projekcí: 180, typ filtru: Ram-Lak, a) 100 detektorů, b) 200 detektorů, c) 300 detektorů, d) 400 detektorů

Počet projekcí - udává počet snímaných projekcí, které jsou jednotlivě pořízeny s úhlovým inkrementem v definovaném úhlovém rozsahu. Úhlový krok pro snímání dané projekce je u většiny CT systémů menší než 1 stupeň. Celkový počet sejmutých projekcí je poté 500 až 1500 na jeden obraz [3].

Filtry pro zpětnou Radonovu transformaci – uživatel si zvolí typ filtru, kterým chce aby se prováděla zpětná filtrovaná RT.

**Ram-Lak** – je základní filtr, který zesiluje vyšší prostorové frekvence. Frekvenční odezva tohoto filtru je absolutní  $f$ . Tento filtr je citlivý na šum v projekci. Filtry,



Obr. 4.4: Projevení počtu projekcí, počet detektorů: 360, typ filtru: Ram-Lak, a) 50 projekcí, b) 90 projekcí, c) 120 projekcí, d) 150 projekcí

které jsou uvedeny níže vynásobí Ram-Lak filtr oknem a tím potlačí vysoké frekvence.

**Sheep-Logan** – filtr, který představuje ideální pásmovou propust, protože ve frekvenčním spektru mu odpovídá obdélník. Vynásobí Ram-Lak filtr pomocí sinc funkce:

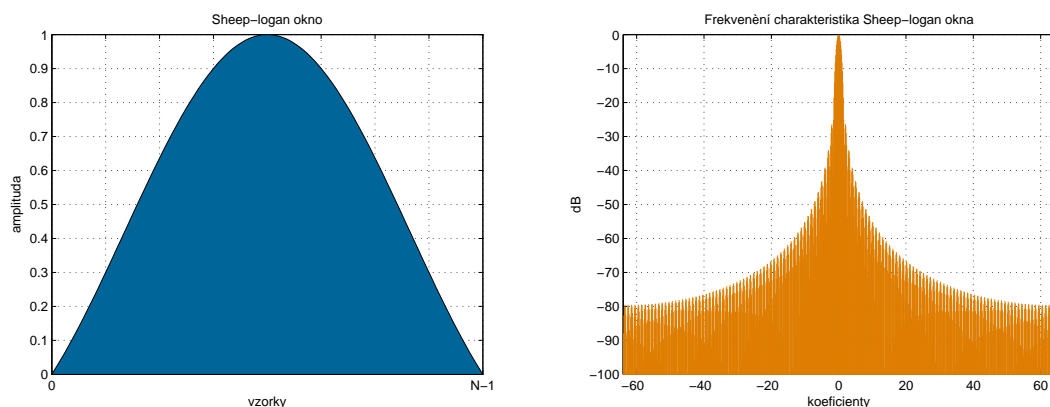
$$\omega(n) = \text{sinc} \frac{2n}{N-1} - 1, \quad (4.2)$$

kde sinc je:

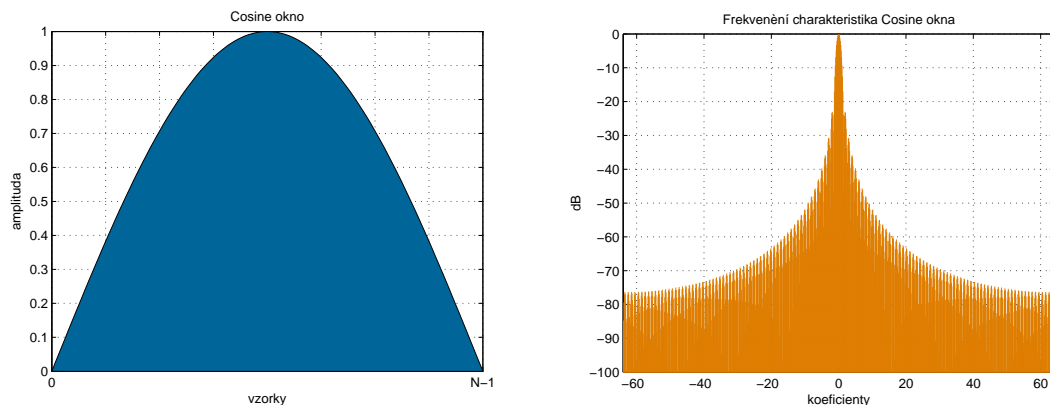
$$\text{sinc}(x) = \frac{\sin(x)}{x}, \quad (4.3)$$

**Cosine** – vynásobí Ram-Lak filtr pomocí cosinova okna:

$$\omega(n) = \cos \frac{\pi n}{N-1} - \frac{\pi}{2}, \quad (4.4)$$



Obr. 4.5: Shepp - Logan: a) Shepp - Logan okno, b) Frekvenční charakteristika, převzato z [14]



Obr. 4.6: Cosine: a) Cosine okno, b) Frekvenční charakteristika, převzato z [14]

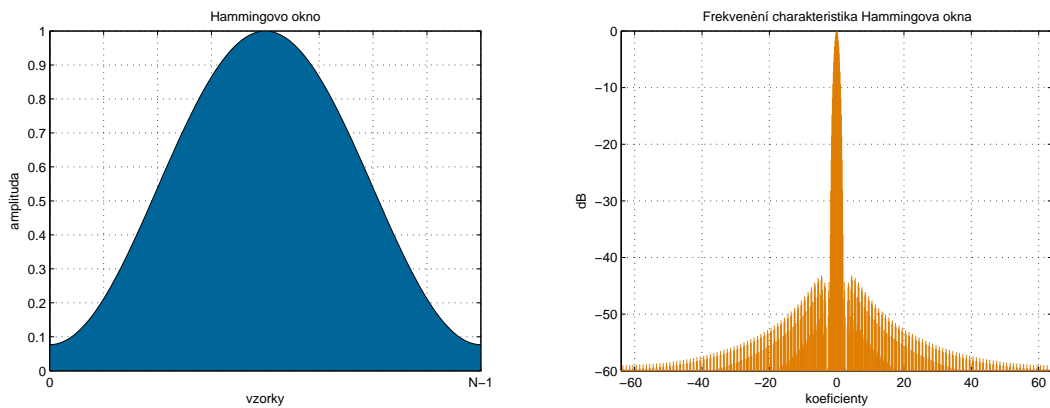
**Hamming** – Toto okno je navrženo tak, aby nejbližší postranní lalok (ve spektru) byl utlumen. Vynásobí Ram-Lak filtr pomocí Hammingova okna:

$$\omega(n) = 0,54 - 0,46\cos\frac{2\pi n}{N-1}, \quad (4.5)$$

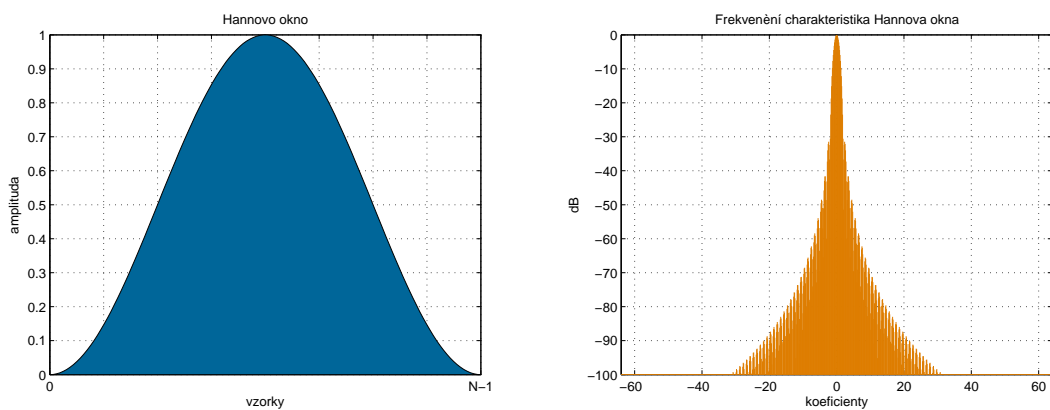
**Hann** – hlavní lalok je širší oproti Hammingovu oknu, ale na druhou stranu dochází k lepšímu potlačení na vyšších frekvencích. Vynásobí Ram-Lak filtr pomocí Hannova okna:

$$\omega(n) = 0,5 \left( 1 - \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \right), \quad (4.6)$$

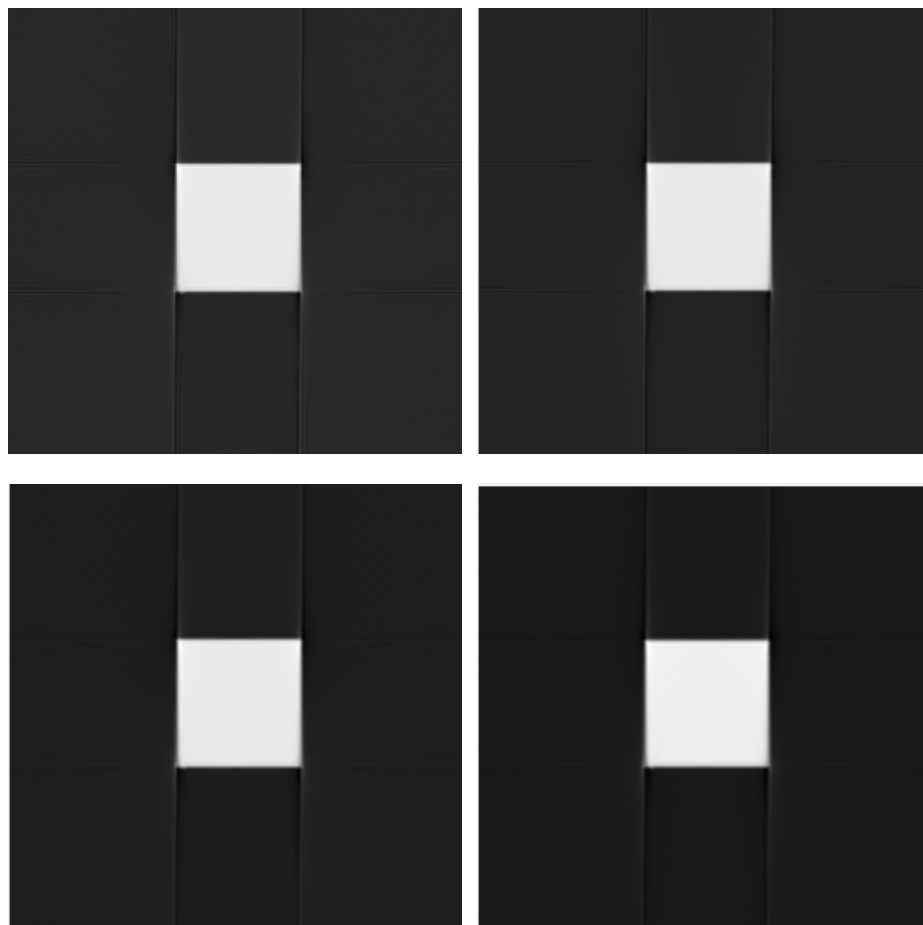
**None** – nefiltruje



Obr. 4.7: Hamming: a) Hammingovo okno, b) Frekvenční charakteristika, převzato z [14]



Obr. 4.8: Hann: a) Hannovo okno, b) Frekvenční charakteristika, převzato z [14]



Obr. 4.9: Projevení typu filtru, počet detektorů: 360, počet projekcí: 180, a) Ram-Lak, b) Sheep-Logan, c) Cosine, d) Hamming



## 4.5 Kruhový artefakt

Tak jak bylo zmíněno v kapitole 3.1, jedná se o změnu detekční účinnosti nebo citlivosti detekčních kanálů. Uživatel má možnost si artefakt vygenerovat automaticky a nebo manuálně.

Při automatickém generování si uživatel volí pouze počet měněných detektorů a parametr SNR (odstup signál šum). Následně se náhodně vyberou detektory, které budou chybné - jejich detekční účinnost se bude měnit - pomocí funkce `randi`. Funkce `randi` vygeneruje náhodná čísla, tudíž detektory. Všechny detekční účinnosti jsou nastaveny na 100 procent, pomocí funkce `awgn` se přidá k náhodně vybraným detektorům bílý šum, který je určen pomocí parametrů, které udávají odstup signálu od šumu v dB.

Při manuálním generování si uživatel volí daný detektor a jeho detekční účinnost.

Poté co, jsou určeny detekční účinnosti jednotlivých detektorů, tak se provede samotný výpočet kruhového artefaktu, který probíhá následovně: nejdříve se vypočte Radonova transformace vstupního obrazu, tím získáme jeho sinogram. Poté každý sloupec sinogramu násobíme prvek po prvku s vektorem detekční účinnosti detektoru.

$$\mathbf{I}_{kruh}(\Theta, x') = \mathbf{I}_{sinogram}(\Theta, x') \cdot * \mathbf{w} \quad (4.7)$$

$\mathbf{w} = (w_1, w_2, \dots, w_n)^T$  vektor detekční účinnosti, kde  $*$  znamená násobení prvku po prvku.  $\mathbf{I}_{sinogram}$  je sinogram vstupního obrázku. Nakonec se provede zpětná Radonova transformace, čím se získá obraz s kruhovým artefaktem.

Na obrázku 5.5 jsou znázorněny 3 artefakty, které mají následující parametry:

První artefakt:

- Akviziční parametry: Počet detektorů: 400; Počet projekcí: 220; Filtr: Shepp-Logan
- Nastavení parametrů artefaktu: Změna SNR u počtu detektorů: 50; Volba SNR: 35

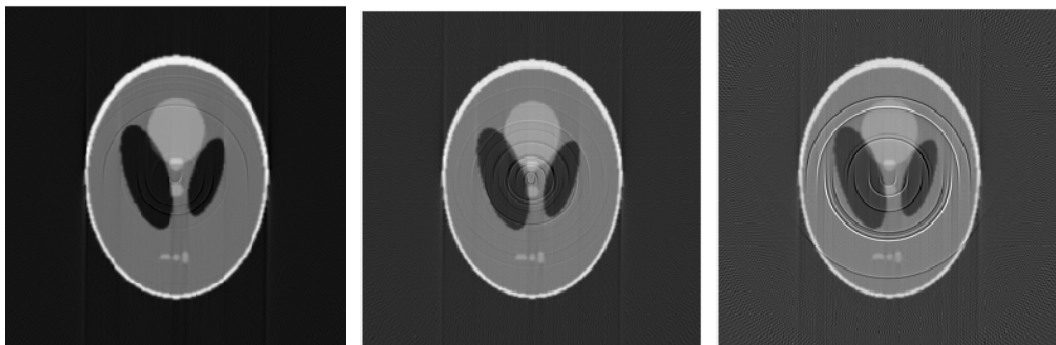
Druhý artefakt:

- Akviziční parametry: Počet detektorů: 380; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak

- Nastavení parametrů artefaktu: Změna SNR u počtu detektorů: 80; Volba SNR: 35

Třetí artefakt:

- Akviziční parametry: Počet detektorů: 380; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak
- Nastavení parametrů artefaktu: Změna SNR u počtu detektorů: 20; Volba SNR: 20



Obr. 4.10: Kruhový artefakt : a) první artefakt, b) druhý artefakt, c) třetí artefakt

## 4.6 Pohybový artefakt

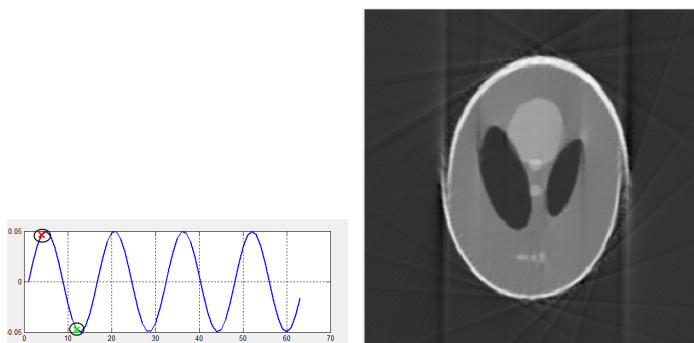
Pohybový artefakt vzniká pohybem pacienta během vyšetřování. Pro naši simulaci je použita změna velikosti vstupního obrazu, která zhruba simuluje dýchání pacienta. Jako základní funkce, z které se generuje posloupnost obrazů je použita harmonická funkce sinus:

$$\text{krivka}(t) = 1 + A \sin(2\pi f) \quad (4.8)$$

kde  $A$  je hloubka nádechu,  $f$  frekvence dýchání, což jsou parametry pomocí kterých se určuje měřítko pro tvorbu artefaktu. Pomocí těchto parametrů se vygeneruje křivka, simulující dýchání a uživatel zvolí začátek a konec scény.

Vyznačená část křivky popisuje pacienta během snímání. Následně se spustí cyklus, který probíhá: vyznačená část křivky je navzorkována a poté se v každém kroku snímání vytvoří obrázek, jehož velikost je volena podle hodnoty funkce v daném vzorku. Tento obrázek je zarovnán na střed, je spočítána Radonova transformace

pod daným úhlem a výsledek této transformace což je jeden sloupec sinogramu je uložen do zásobníku (bufferu) na příslušnou pozici. Po skončení cyklu se vypočítá zpětná Radonova transformace a je vygenerován obrázek s artefaktem. Příklad simulace pohybového artefaktu je zobrazen na obrázku 4.11



Obr. 4.11: Simulace pohybového artefaktu - počet projekcí: 180, počet detektorů: 360, filtr: Ram-Lak, hloubka nádechu: 0,05, frekvence dýchání: 4 a) křivka dýchání, b) artefakt

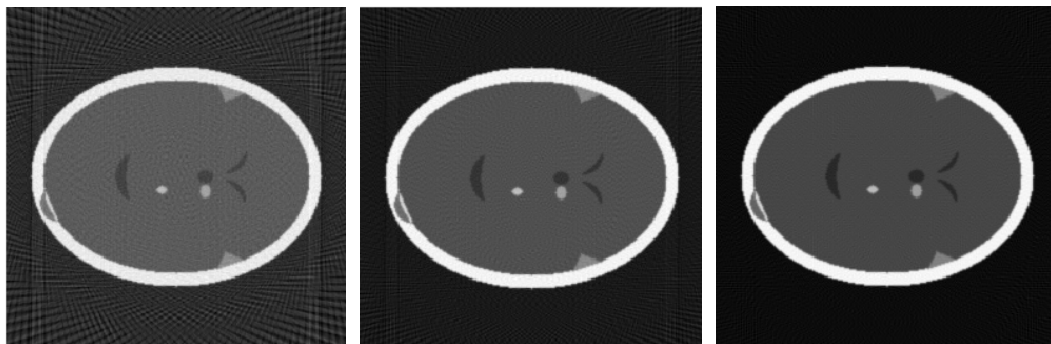
## 4.7 Aliasing artefakt

Artefakty vznikají chybně navzorkovanou scénou. K aliasingu nedochází, když  $f \geq f_{vz}/2$ . Aliasingový artefakt vzniká dvojím způsobem. Buď špatnou volbou počtu projekcí a nebo volbou počtu detektorů (případně jejich kombinací). Uživatel mění vždy pouze jeden z těchto parametrů, nikdy ne oba zároveň, aby bylo názorné, jak se změna projeví. Artefakt je naprogramován takto, aby si uživatel vyzkoušel vliv jednoho parametru na jeho vznik. Chování tohoto artefaktu je jiné než ostatních a to tak, že zvolený parametr (počet detektorů nebo počet projekcí) změní původní nastavení akvizičního parametru. Z výsledků viz obrázek 5.7 a 5.5 je patrné, že při zvyšování počtu detektorů a počtu projekcí se artefakt projevuje méně.

Při zvolení počtu detektoru se vypočítá Radonova transformace pomocí Matlabu, ve které se použije zvolený počet detektorů a projekcí, které byly zvoleny v akvizičních parametrech. Pomocí zvoleného filtru se poté provede zpětná RT a zobrazí se výsledný artefakt.

Při zvolení počtu projekcí se opět vypočítá RT, ve které se použije počet projekcí, které si uživatel zvolil a počet detektorů, který byl zvolen v akvizičních parametrech.

Provede se zpětná RT a zobrazí se výsledný artefakt.



Obr. 4.12: Simulace aliasing artefaktu - projekce, počet projekcí: a) 70, b) 120, c) 180

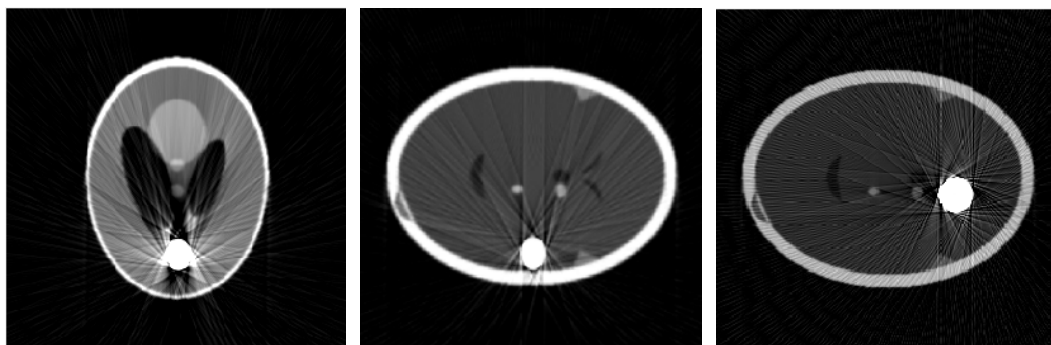


Obr. 4.13: Simulace aliasing artefaktu - detektory, počet detektorů: a) 70, b) 120, c) 360

## 4.8 Kovový artefakt

Kovový artefakt je způsoben nežádoucími výpady obrazu (data se dostanou do saturace). Tato saturace je způsobena kovem v místě skenu. Aby měl uživatel dobrou volbu - u tohoto artefaktu se nevolí žádné parametry jako je tvar kovu, velikost kovu atd. Místo toho si uživatel nakreslí binární obrázek podle toho jaký objekt chce mít zobrazen. Model scény a nakreslený kov musí mít stejné velikosti. Pokud se velikosti neshodují, zobrazí se upozornění: *Rozměry obrázků se neshodují*. V nákresu se používají dvě barvy a to bílá a černá, kde bílá barva znázorňuje kov.

Vypočítaná Radonova transformace obou obrázků se uchová v paměti. Výsledný sinogram se skládá tak, že se postupně prochází bod po bodu sinogramu kovu a pokud je hodnota větší než nula, což znamená, že v tomto bodě se kov projevuje, tak dojde k saturaci odpovídajícího bodu ve výsledném sinogramu. Pokud se kov neprojevuje, zkopíruje se bod ze sinogramu modelu scény. Provede se zpětná RT a zobrazí se kovový artefakt.

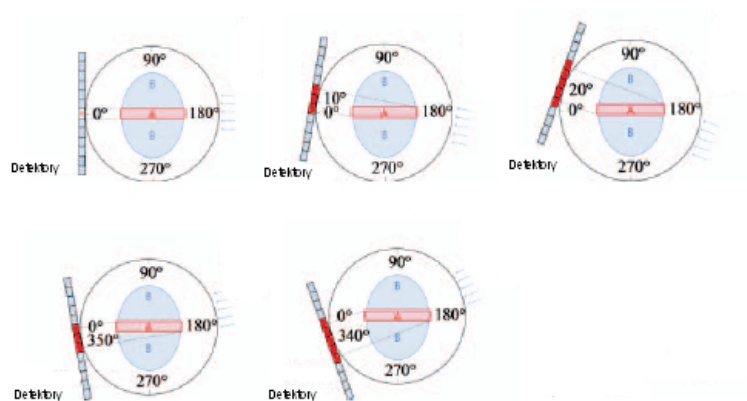


Obr. 4.14: Kovový artefakt: a) počet detektorů: 400, počet projekcí: 220, filtr: Hamming, b) počet detektorů: 360, počet projekcí: 180, filtr: Hamming, c) počet detektorů: 360, počet projekcí: 180, filtr: Ram-Lak

## 4.9 Artefakt vlivem kvantového šumu

Jak již bylo řečeno artefakt vzniká, když záření prochází velkou vrstvou tkáně, například v oblasti pánve, ramen. Na obrázku je vidět, že při různých úhlech je ovlivněn různý počet detektorů a dokonce mohou být ovlivněny i jiné detektory. Při nulovém natočení je ovlivněn pouze středový detektor. U 10 stupňů jsou zasaženy detektory napravo od středu ale při 20 stupňovém natočení už je zasaženo více detektorů.

Z výše uvedeného rozboru je zřejmé, že vytvoření artefaktu je nejdůležitější určit, při které projekci jsou zasaženy které detektory. Model scény se otočí o požadovaný úhel, spočítá se jedna projekce RT. Kromě RT je potřeba také mít informace o útlumu pro danou projekci a proto je vypočítána suma v jednotlivých sloupcích otočeného obrazu. Následně je určen počátek a konec v RT a v sesumovaném obraze a přizpůsobíme jeho velikost RT. Vypočítá se rovnice 3.1. Výsledek je uložen do bufferu. Po vypočtení všech dílčích projekcí je do obrazu přidán náhodný šum.



Obr. 4.15: Ovlivňování detektorů při otáčení, převzato z [15]

Při přidávání šumu je nejdříve omezena oblast, kde se artefakt projeví podle zvoleného prahu. Pokud je velikost daného bodu v bufferu větší než zvolený práh, vygeneruje se šum, jehož útlum je určen právě podle velikosti daného bodu. Tento šum se přičte k sinogramu a provede se zpětná RT.

## 5 NÁVRH LABORATORNÍ ÚLOHY

Cílem této laboratorní úlohy je seznámení uživatele (studenta) s artefakty, které vznikají při CT RTG zobrazení (3 generace CT). Uživatel si vyzkouší simulovat artefakt, jak se mění, pokud se změní jeden z parametrů, či jak se liší, pokud se změní akviziční parametry (volba počtu detektorů, volba počtu projekcí, volba filtru pro zpětnou RT).

### Obsah laboratorní úlohy

- Simulace pohybového artefaktu
- Simulace kruhového artefaktu
- Simulace aliasing artefaktu
- Simulace kovového artefaktu
- Simulace artefaktu vlivem kvantového šumu

### Simulace pohybového artefaktu

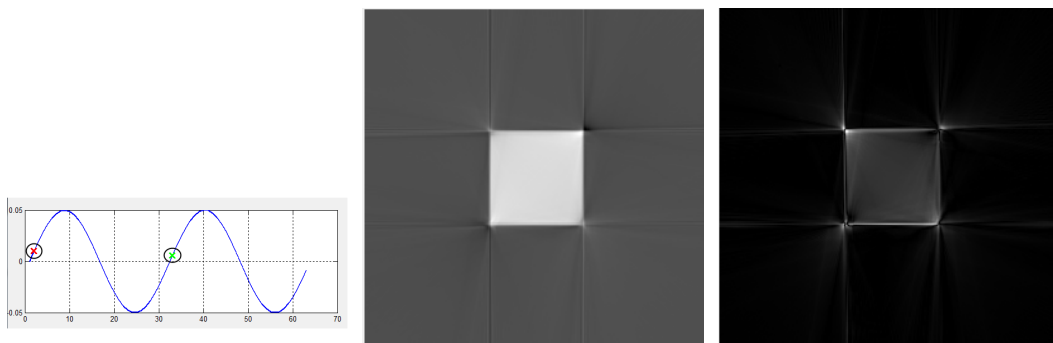
V této části se bude simulovat pohybový artefakt. Artefakt simuluje dýchání - určíme parametry jako jsou hloubka nádechu, frekvence nádechu a křivka simulující pohyb (změna objemu) pacienta. Uživatel si vyzkouší dva artefakty, při kterých změní jak akviziční parametry, tak parametry artefaktu.

První artefakt:

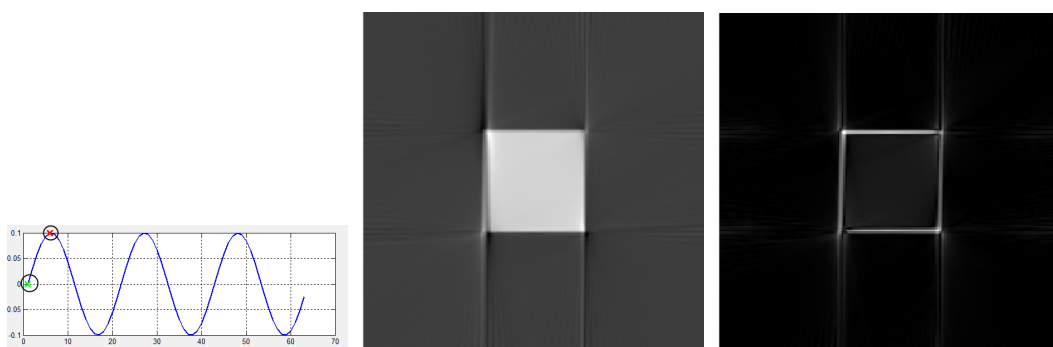
- Načtení modelu scény: Soubor / Otevřít / Obrázky / Čtverec
- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Pohybový / Hloubka nádechu: 0,05; Frekvence dýchání: 2,0; Pohyb pacienta: viz obr. (5.1)a / Ok

Druhý artefakt:

- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 280; Počet projekcí: 100; Filtr: Shepp-Logan / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Pohybový / Hloubka nádechu: 0,1; Frekvence dýchání: 3,0; Pohyb pacienta: viz obr. (5.2)a / Ok



Obr. 5.1: Simulace pohybového artefaktu- první, a) Pohyb pacienta, b) Artefakt, c) Porovnání



Obr. 5.2: Simulace pohybového artefaktu- druhý, a) Pohyb pacienta, b) Artefakt, c) Porovnání

Pozorujte změnu vzniku artefaktu, pro lepší pochopení se podívejte na sinogram či na prostorové zobrazení, které naleznete v menu: Zobrazení. Dále si vyzkoušejte takové parametry, při kterých artefakt nevzniká: začátek a konec dýchání v pohybové křivce je na stejné pozici.

### Simulace kruhového artefaktu

Kruhový artefakt se simuluje dvojím způsobem: automaticky (pouze počet poškozených detektorů a jejich SNR) a manuálně (konkrétní detektory a jejich detekční účinnost). Nejprve si vytvořte automaticky zvolený kruhový artefakt: nechte stejné akviziční parametry a změňte parametry artefaktu - pozorujte změnu. Při manuálně zvoleném artefaktu si nechte stejné detektory ale změňte jejich detekční účinnost - opět pozorujte změnu. Nakonec si vyzkoušejte parametry, u kterých artefakt nevzniká: u automatického volení: změna SNR u počtu detektorů: 0; volba SNR: 0; při manuálním volení: detekční účinnost u detektorů nastavte na 100 procent. Opět



pro lepší pochopení si zvolte sinogram či prostorové zobrazení a porovnejte, jak se změnil, když se artefakt projevuje a kdy nikoliv.

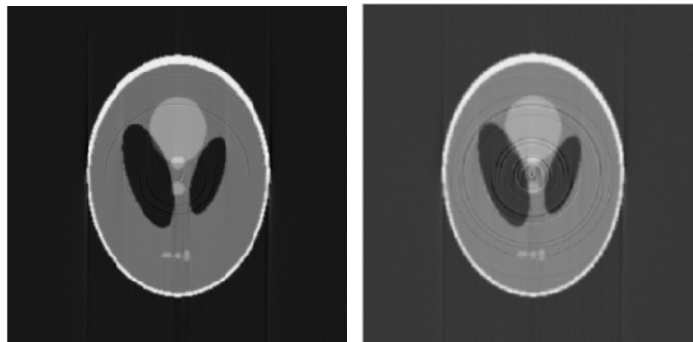
### **Automaticky zvolení artefaktu**

První artefakt:

- Načtení modelu scény: Soubor/ Otevřít / Obrázky / Phantom
- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 400; Počet projekcí: 220; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kruhový / Automaticky / Změna SNR u počtu detektorů: 50; Volba SNR: 40/ Ok

Druhý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kruhový / Automaticky / Změna SNR u počtu detektorů: 80; Volba SNR: 30/ Ok



Obr. 5.3: Simulace Kruhového artefaktu - automaticky, a) První artefakt, b) Druhý artefakt

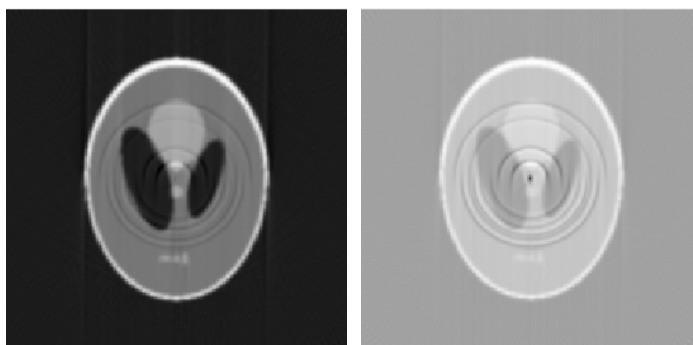
### **Manuálně zvolení artefaktu**

První artefakt:

- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 250; Počet projekcí: 125; Filtr: Hamming / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kruhový / Manuálně / Počet měněných detektorů: 10; Číslo detektoru: 90, 94, 96, 100, 105, 125, 134, 141, 156, 164; Citlivost: 95, 94, 96 ,95, 97, 99, 95, 96, 98, 94 / Ok

Druhý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kruhový / Manuálně / Počet měněných detektorů: 10; Číslo detektoru: 90, 94, 96, 100, 105, 125, 134, 141, 156, 164; Citlivost: 75, 82, 76, 86, 84, 79, 81, 81, 89, 80/ Ok



Obr. 5.4: Simulace Kruhového artefaktu - manuálně, a) První artefakt, b) Druhý artefakt

### **Simulace aliasing artefaktu**

Aliasing artefakt si můžeme vyzkoušet opět dvojitým způsobem a to volbou počtu detektorů nebo volbou počtu projekcí. Nejprve si vyzkoušejte volbu počtu detektorů. A následně volbu počtem projekcí. Zvyšujícím počtem detektorů a projekcí se aliasing artefakt projevuje méně. Podívejte se na sinogramy různých artefaktů.

### **Volba počtu detektorů**

První artefakt:

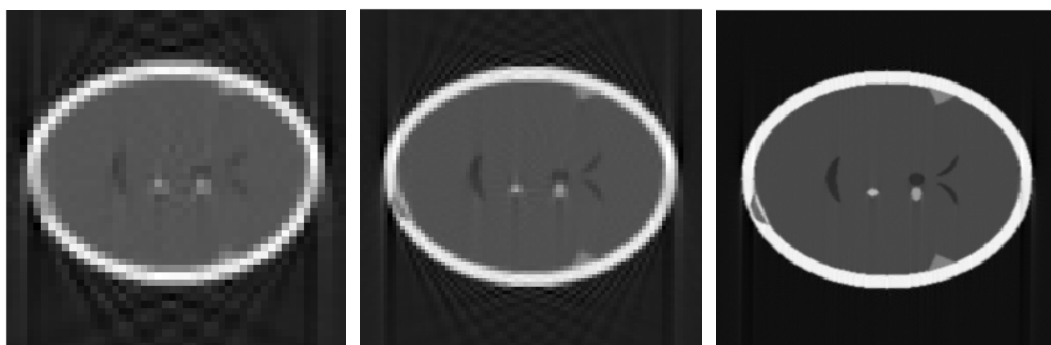
- Načtení modelu scény: Soubor/ Otevřít / Obrázky / Phantom3
- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Detektory / Volba počtu detektorů: 70/ Ok

Druhý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Detektory / Volba počtu detektorů: 120/ Ok

Třetí artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Detektory / Volba počtu detektorů: 360/ Ok



Obr. 5.5: Simulace aliasing artefaktu-detektory, počet detektorů: a) 70, b) 120, c) 360

### Volba počtu projekcí

První artefakt:

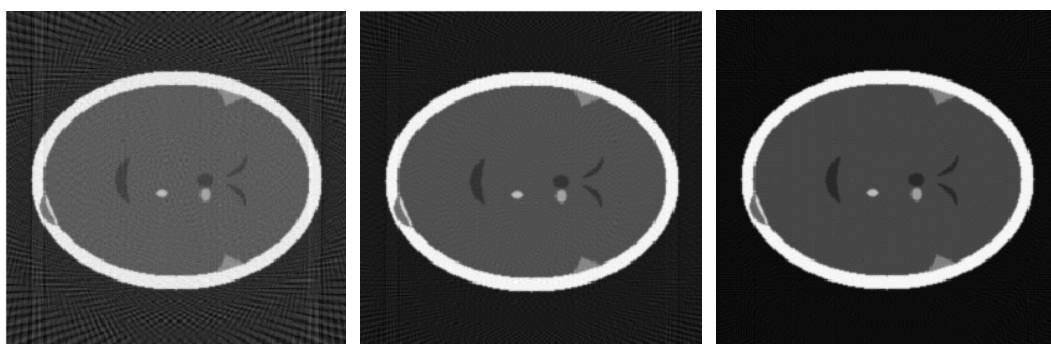
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Projekce / Volba počtu detektorů: 70/ Ok

Druhý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Projekce / Volba počtu detektorů: 120/ Ok

Třetí artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Aliasing / Projekce / Volba počtu detektorů: 180/ Ok



Obr. 5.6: Simulace aliasing artefaktu- projekce, počet projekcí: a) 70, b) 120, c) 180

### Simulace kovového artefaktu

U kovového artefaktu simulujte, jak se změní artefakt pokud změníte jeden z akvizičních parametrů (filtr pro zpětnou RT) a zanecháme stejný kov a stejný model scény. Zde si určitě zobrazte sinogram artefaktu a sinogram bez artefaktu. Dále si namodelujte artefakt s úplně jinými akvizičními parametry- změňte jak počet detektorů tak i počet projekcí.

První artefakt:

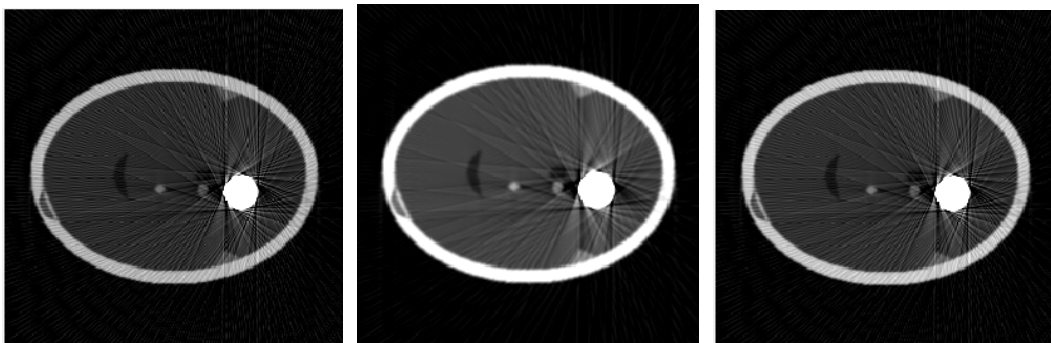
- Načtení modelu scény: Soubor/ Otevřít / Obrázky / Phantom3
- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kovový / Obrázky / Kov3/ Ok

Druhý artefakt:

- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Hann / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kovový / Obrázky / Kov3/ Ok

Třetí artefakt:

- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Shepp-Logan / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kovový / Obrázky / Kov3/ Ok



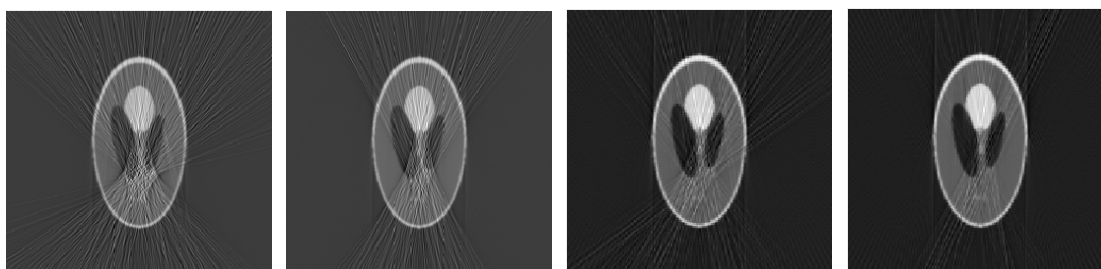
Obr. 5.7: Simulace kovového artefaktu, Filtr: a) Ram-Lak, b) Hann, c) Shepp-Logan

### Simulace artefaktu vlivem kvantového šumu

U tohoto artefaktu si vyzkoušejte vliv počtu projekcí a počtu detektorů na jeho vznik. Při stejných akvizičních parametrech zvyšte úroveň artefaktu a pozorujte změnu. Poté změňte akviziční parametry a zadejte stejné úrovně artefaktu jako v předchozích případech. Při zvyšování úrovně artefaktu se nám artefakt projevuje méně.

První artefakt:

- Načtení modelu scény: Soubor/ Otevřít / Obrázky / Phantom8
- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 360; Počet projekcí: 180; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kvantový šum / Volba úrovně artefaktu: 1,8 / Ok



Obr. 5.8: Simulace artefaktu vlivem kvantového šumu- artefakt: a) první, b) druhý, c) třetí, d) čtvrtý

Druhý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kvantový šum / Volba úrovně artefaktu: 1,85 / Ok

Třetí artefakt:

- Zvolení akvizičních parametrů: Artefakt / Akviziční parametry / Počet detektorů: 250; Počet projekcí: 125; Filtr: Ram-Lak / Ok
- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kvantový šum / Volba úrovně artefaktu: 1,8 / Ok

Čtvrtý artefakt:

- Nastavení parametrů artefaktu: Artefakt / Kvantový šum / Volba úrovně artefaktu: 1,85 / Ok

## 6 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce je modelování artefaktů procesu CT RTG zobrazení. Práce byla vytvořena v prostředí Matlab (verze 2009b). V první části práce je popsán princip výpočetní tomografie, jsou popsány artefakty, které mohou vznikat při procesu zobrazení. Ve druhé části je popsán program a vybrané artefakty pro modelování. Po domluvě s vedoucím práce byly vybrány následující artefakty: kruhový, pohybový, aliasing, kovový a artefakty vlivem kvantového šumu. Uživatel má možnost volby jejich parametrů. Parametry se u každého artefaktu liší - záleží na konkrétním artefaktu. Vyzkouší si, jakými parametry artefakt vzniká a jak se mění, když se změní některý z parametrů. Dále si vyzkouší jak tyto artefakty ovlivňují akviziční parametry. Součástí zadání bakalářské práce bylo vytvoření laboratorní úlohy pro předmět zabývající se procesem zobrazení, včetně postupu práce s programem a následující výsledky. Toto všechno umožní uživateli lepší pochopení principu vzniku a projevu artefaktu.

Program navržený v této bakalářské práci je možné poměrně snadno rozšířit. Tím je myšleno nasimulování dalších artefaktů nebo jejich potlačení.

## LITERATURA

- [1] Bradáčová, K.: Ochrana před zářením. Výukový materiál předmětu Radiologie a nukleární medicína (ARAD).
- [2] Drastich, A.: Zobrazovací systémy v lékařství-CT RTG. Výukový materiál předmětu Zobrazovací systémy v lékařství (AZSL).
- [3] Drastich, A.: *Tomografické zobrazovací systémy*. První vydání, Vysoké učení technické v Brně, 2004, ISBN 80-214-2788-4, 208 s.
- [4] Ferda, J.: *Výpočetní tomografie*. První vydání, Galén, 2002, 663 s.
- [5] Jan, J.: *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. druhé vydání, VUTIUM, 2002, 427 s.
- [6] Kubínek, R.: CT-artefakty. [online], Navštíveno 20.12.2010.  
URL [http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty\\_CT.pdf](http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty_CT.pdf)
- [7] Sorapong Aootaphao, C. P.; Sotthivirat, S.: Penalized-Likelihood Reconstruction for Metal Artifact Reduction in Cone-Beam CT. In *International IEEE EMBS Conference*, 2008.
- [8] SÚJB. [online], Navštíveno 15.4.2011.  
URL <http://www.sujb.cz/>
- [9] The Sampling Theorem. [online], Navštíveno 15.5.2011.  
URL <http://cnx.org/content/m0050/latest/>
- [10] Toshiba. [online], Navštíveno 30.4.2011.  
URL [www.toshiba.com](http://www.toshiba.com)
- [11] Toshiba Medical. [online], Navštíveno 10.5.2011.  
URL <http://www.medical.toshiba.com/products/ct/multidetector/index.php>
- [12] Válek, V.; Eliáš, P.; Petr Máca, J. N.: *Moderní diagnostické metody-II. díl-Výpočetní tomografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- [13] Varian medical systems. [online], Navštíveno 30.4.2011.  
URL [http://www.varian.com/us/security\\_and\\_inspection/](http://www.varian.com/us/security_and_inspection/)
- [14] Wikipedia. [online], Navštíveno 8.5.2011.  
URL [http://en.wikipedia.org/wiki/Window\\_function](http://en.wikipedia.org/wiki/Window_function)



- [15] Youngshin Kim, S. Y.; Yi, J.: EFFECTIVE SINOGRAM-INPAINTING FOR METAL ARTIFACTS REDUCTION IN X-RAY CT IMAGES. In *International Conference on Image Processing*, 2010.
- [16] Zaplatílek, K.; Doňar, B.: *Matlab - tvorba uživatelských aplikací*. První vydání, BEN - technická literatura, 2008, ISBN 978-80-7300-133-9, 216 s.
- [17] Zerfowski, D.: Motion artifact compensation in CT. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series, Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference*, ročník 3338, editace K. M. Hanson, Červen 1998, s. 416–424.

# SEZNAM PŘÍLOH

A Obsah přiloženého DVD

41

# A OBSAH PŘILOŽENÉHO DVD

Přiložené DVD obsahuje:

- Bakalářská práce v PDF
- Laboratorní úloha
- Simulátor CT artefaktů
- Knihovna modelů scén