



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 REKONSTRUKCE OBRAZU PŘI CT RTG FLUOROSKOPII

X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY FLUOROSCOPY SIMULATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

PETR BAINAR

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. ALEŠ DRASTICH, CSc.

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Petr Bainer

ID: 115088

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte obecnou problematiku procesu projekčně-rekonstrukčního CT RTG tomografického zobrazení. Zabývejte se zejména problematikou rekonstrukce obrazu při intervenční CT RTG fluoroskopii.

V programovém prostředí MATLAB realizujte simulátor, kterým bude možno modelovat vliv volby akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu na vlastnosti fluoroskopického zobrazení.

Simulátor bude mít charakter uživatelského programu- laboratorní úlohy. Součástí práce bude návrh laboratorních úloh, které umožní simulátor realizovat.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] BUSHBERG, J. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams and Wilkins, 2002.
- [2] DRASTICH, A. Tomografické zobrazovací systémy. E-learning ÚBMI FEKT VUT Brno, 2009.
- [3] DRASTICH, A. Tomografické zobrazovací systémy. Skriptum ÚBMI FEKT VUT Brno, 2004.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Cílem této práce je vytvoření simulátoru modelujícího rekonstrukci obrazu při CT RTG fluoroskopii. Program bude primárně sloužit k výuce v laboratorních cvičeních předmětů týkajících se zobrazovacích systémů v lékařství. Úvodní část je věnována popisu procesu zobrazení u CT RTG ZS. Důraz je kladen zejména na specifika užívaná při intervenční CT RTG fluoroskopii. Navazující část práce řeší koncepci simulátoru, definuje jeho vstupy a výstupy a nastiňuje způsob práce. Následně se práce věnuje realizovanému programu, je popsán vzhled jednotlivých oken a podrobně vysvětleny jednotlivé ovládací prvky. V hodnotící části práce jsou dokumentovány dosažené výsledky. Její součástí je popis vlivu jednotlivých parametrů procesu na vlastnosti získávaných snímků. V hodnotící části je rovněž představena filozofie hledání optimálních parametrů. Přílohou práce je návrh návodu k laboratornímu cvičení.

Klíčová slova

CT RTG fluoroskopie, rekonstrukce obrazu, simulátor, zobrazovací systém, výuka

Abstract

The aim of this thesis is to create simulator of image reconstruction during x-ray computed tomography fluoroscopy. Simulator will be put to use in laboratory exercises concerning imaging systems. Introductory part is focused on description of x-ray CT imaging process. Emphasis is placed especially on specific fluoroscopic reconstruction algorithms. In following part of thesis, the concept of simulator is analyzed-its inputs and outputs are declared and user's operation is sketched out. Consequently, appearance and controls of realized simulator are described in detail. In evaluative part of thesis, achieved findings are documented. Influence of process parameters on acquired images is described, in this part. Consequently, optimal preferences finding method is suggested. Manual for laboratory exercise is attached.

Keywords

X-ray computed tomography fluoroscopy, image reconstruction, simulator, imaging system, tuition

Bibliografická citace mé práce:

BAINAR, P. *Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 45 s., 13 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii 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 práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....
podpis autora

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své bakalářské práce doc. Ing. Aleši Drastichovi, CSc. za mimořádně obětavou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a nespočet cenných rad a nápadů při zpracování mé práce.

Velmi rád bych také poděkoval své rodině, především rodičům, za intenzivní podporu během celého mého studia.

V Brně dne

.....
podpis autora

Obsah

1. Úvod.....	7
2. Projekčně-rekonstrukční CT RTG zobrazení	8
2.1. Primární parametrické pole CT RTG ZS	8
2.2. Sběr obrazových dat	9
2.3. Rekonstrukce obrazu z projekcí	10
3. Návrh simulátoru	13
3.1. Výpočetní náročnost simulace	13
3.2. Celková koncepce simulátoru	13
3.3. Ústřední okno - úkony předcházející samotné simulaci.....	14
3.4. Ústřední okno - simulace a její varianty.....	15
3.5. Základní analýza	17
4. Realizace simulátoru	18
4.1. Vzhled hlavního okna programu	18
4.2. Menu ústředního okna	24
4.3. Okno Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce	25
4.4. Modelový příklad práce s programem	27
5. Hodnocení výsledků	29
5.1. Vznik zkreslení vznikající při fluoroskopické rekonstrukci.....	29
5.2. Hodnocení vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů	32
5.3. Hodnocení vlivu směru zásunu intervenčního nástroje.....	38
6. Závěr.....	42
Seznam literatury	43
Seznam užitých zkratk	44
Seznam příloh	45

1. Úvod

V této práci se budu zabývat teoretickým návrhem a realizací simulátoru CT fluoroskopie, který bude sloužit především k výuce v laboratorních cvičeních předmětů zabývajících se zobrazovacími systémy v lékařství.

CT fluoroskopie je skenovací mód CT RTG ZS, který je charakteristický zobrazováním snímané scény v reálném čase. Díky této přednosti je využíván při intervenčních zákrocích, u kterých by byl přístup k intervenované oblasti bez prakticky neustále aktuální informace o poloze použitého intervenčního nástroje nesmírně obtížný. Bez CT fluoroskopie by biopsie a drenáže některých orgánů a tkání byly neproveditelné nebo nesmírně rizikové. Také mnoho onkologických pacientů vděčí CT fluoroskopii, která umožňuje provádění např. etanolové ablace, za zlepšení svého stavu. V poslední době se CT fluoroskopie uplatňuje i ve spinálních intervencích. [2][6][7][8]

V současnosti lze provést rekonstrukci a prezentaci obrazu v režimu CT fluoroskopie současně až ve třech rovinách. Díky této možnosti se velmi zlepšuje představa lékaře o lokalizaci intervenčního nástroje v podélné ose z těla pacienta. [3]

Oproti skutečným CT RTG ZS jsme limitováni především výpočetním výkonem PC v laboratořích, který výrazně zaostává za zákaznickými obvody v CT RTG systémech. Z tohoto důvodu bude probíhat simulace intervence pouze v jedné vrstvě.

Při realizaci simulátoru bylo obzvlášť dbáno, aby názorně demonstroval vliv jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů na výsledný obraz resp. sekvenci obrazů, byl uživatelsky příjemný a umožňoval pohodlné ukládání výsledků modelování.

2. Projekčně-rekonstrukční CT RTG zobrazení

2.1. Primární parametrické pole CT RTG ZS

K přenosu informace mezi scénou (tzv. primární parametrické pole) a samotným zobrazovacím systémem slouží signálový radiační tok, kterým, stejně jako u konvenčních projekčních RTG ZS, je tok fotonů rentgenového záření generovaný z rentgenky. [3]

Na rozdíl od konvenčních projekčních RTG ZS je u CT RTG ZS scéna prostorově diskretizována na tzv. voxely, ve kterých je vyhodnocena hodnota velikosti primárního parametru. Primárním parametrem, tj. fyzikální veličinou, pomocí které srovnáváme útlum rtg záření ve scéně, je lineární součinitel zeslabení μ [cm^{-1}] resp. hmotnostní koeficient zeslabení μ_m [$\text{g}^{-1}\text{cm}^{-4}$]. Lineární součinitel zeslabení je závislý na atomovém čísle, hustotě prostředí a také na energii fotonů. [1]

Spektrum generovaného rtg záření z rentgenky má charakter spojitého spektra (tzv. brzdné záření) s výraznými píky (tzv. charakteristické záření). Útlum je energeticky závislý – vyšší pravděpodobnost interakce s prostředím mají fotony s nižší energií. Tato skutečnost vede k jevu tzv. utvrzování rtg svazku, kdy se při průchodu rtg signálové radiace objektem posouvá těžiště spektra směrem k vyšším energiím. [1]

Nyní situaci zjednodušíme tak, že budeme považovat rtg záření za monoenergetické. V tomto případě dochází průchodem zářivé energie intenzity I_0 (tok fotonů na jednotku plochy) homogenním prostředím k jeho exponenciálnímu zeslabení, jehož strmost závisí na μ . Celková velikost zeslabení monoenergetického rtg záření závisí nejen na μ , ale i na tloušťce vrstvy, kterou zářivá energie prochází (modulace signálu tloušťkou vrstvy je ovšem většinou parazitním jevem, který se snažíme eliminovat). Útlum rtg záření při průchodu jedním voxelem lze vyjádřit

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \Delta x}, \quad (1)$$

kde Δx je délka strany voxelu rovnoběžné se směrem šíření záření [1][3]. Útlum rtg záření při průchodu několika voxely o různých součinitelích zeslabení pak vyjadřujeme

$$I_n = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \Delta x} \cdot e^{-\mu_2 \Delta x} \dots e^{-\mu_m \Delta x}. \quad (2)$$

2.2. Sběr obrazových dat

Během akvizice obrazových dat zjišťujeme velikost útlumu signálové radiace ve sloupcích tkáně, které jsou definovány akviziční a detekční geometrií ZS. Velikost útlumu v příslušném sloupci tkáně je reprezentována paprskovým průmětem (integrálem). Paprskovému průmětu je úměrný signál, který je získáván na výstupu odpovídajícího detekčního kanálu. Soubor paprskových průmětů sejmutých v jednom směru (tj. pod stejným úhlem) nazýváme projekcí. [3]

Radonova transformace, tj. matematický aparát využívaný k teoretickému popisu sběru obrazových dat, vyžaduje spojitě vzorkování scény jak ve směru projekce, tak ve směru úhlového snímání (nekonečná projekční i úhlová vzorkovací frekvence). Mezi další podmínky patří neměnnost scény během akvizičního procesu. [3]

Radonova transformace funkce $o(x,y)$ (předmětová funkce) je definována jako spojitý soubor projekcí téže scény, které jsou získány pod spojitě se měnícími úhly snímání ϕ . [3][4]

$$R[o(x,y)] = \iint_{-\infty}^{\infty} o(x,y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy, \quad (3)$$

přičemž

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Dále platí

$$R(\phi + \pi, x') = R(\phi, -x'). \quad (5)$$

Projekce jsou periodické s periodou π . Zobrazíme-li funkci $R(\phi, x')$ v jasové modulaci, dostaneme tzv. sinogram. [3][9]

V praxi ale nejsou podmínky pro Radonovu transformaci splněny, neboť vždy disponujeme konečným počtem detektorů a jsme schopni sejmut konečný počet projekcí. Při CT fluoroskopii, kde dochází k manipulaci s intervenčním nástrojem během sběru dat, je dále vyloučena neměnnost snímané scény. Sběr dat tedy reprezentuje spíše snahu o co nejdokonalejší přiblížení Radonově transformaci. [3]

3. generace CT RTG ZS využívá mozaiku detektorů (řádově stovky detektorů) a vějířovitý svazek rtg záření emitovaný rentgenkou. Detektory jsou zkolimovány do ohniska rentgenky. Jelikož úhel vějíře θ bývá zpravidla 30° až 60° do FOV (Field of View), není

nutný translační pohyb rentgenky, sejmutí jedné projekce je klíčováno během jedné rotace gantry. Během 360° rotace gantry dojde k sejmutí n projekcí. [3]

2.3. Rekonstrukce obrazu z projekcí

2.3.1. Postup rekonstrukce obrazu u CT RTG ZS 3. generace

Úlohou rekonstrukce obrazu je vytvořit ze sejmutého souboru 1D projekcí 2D obraz snímané scény. Matematický aparát využívaný k teoretickému popisu rekonstrukčních algoritmů reprezentuje inverzní Radonova transformace

$$\hat{o}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} p_{\phi}(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi, \quad (6)$$

která vyžaduje splnění určitých podmínek. Mezi tyto podmínky patří spojitě vzorkování scény jak ve směru projekce, tak ve směru úhlového snímání (nekonečná projekční i úhlová vzorkovací frekvence) a neměnnost snímané scény. [3]

Při praktické realizaci jsme omezeni konečným počtem sejmutých projekcí, čímž dochází k nesplnění podmínek inverzní Radonovy transformace. Proto využíváme přístupy, které se snaží inverzní Radonovu transformaci co nejpřesněji aproximovat. V současné době se v klinických aplikacích CT RTG ZS nejvíce využívají projekčně rekonstrukční techniky filtrovanou zpětnou projekcí (viz dále). Základem rekonstrukce obrazu je algoritmus tzv. *SBP* (Simple BackProjection) resp. *DBP* (Direct BackProjection). [3]

SBP resp. *DBP* využívá vztahu pro inverzní Radonovu transformaci s omezením, které vyplývá z konečného počtu sejmutých projekcí. *SBP* resp. *DBP* vychází z představy, že postupně naplníme obrazovou paměťovou matici jednotlivými projekcemi ve směru jejich původní akvizice při současné sumaci těchto dat. Tento postup má za následek zatížení výsledného obrazu tzv. hvězdicovým artefaktem. Řešení tohoto problému spočívá ve využití tzv. *FBP* (Filtered BackProjection), která hledá rekonstruovanou funkci podle vztahu

$$\hat{o}(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx' d\phi. \quad (7)$$

Srovnáním vztahů (6) a (7) můžeme usoudit, že vnitřní integrál je vlastně konvoluční integrál, který provádí filtraci. Impulzní charakteristika filtru se mění v závislosti na akvizicičních parametrech. Nelze proto stanovit ideální inverzní filtr. [3]

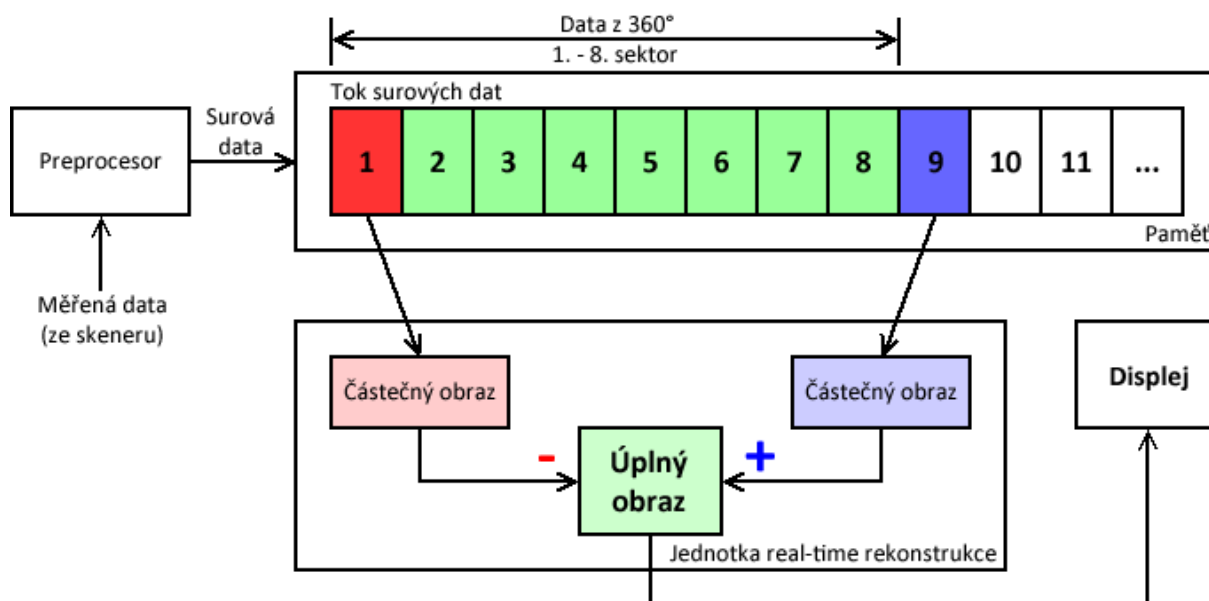
V praxi využíváme zobecněný, tzv. ramp-filtr, kterým se snažíme potlačit hvězdicový artefakt. Ramp-filtr má následující přenosovou charakteristiku

$$F[h(x')] = |\omega|, \quad (8)$$

což vede k zhoršení poměru SNR v obraze. Proto se využívá vždy v kombinaci s dalším filtrem, který potlačuje šum v obraze. Mezi takové filtry patří Ram-Lakenův filtr resp. jeho modifikace, např. Shepp-Loganův filtr. [3][4]

2.3.2. Specifika rekonstrukce obrazu při CT fluoroskopii

Při CT fluoroskopii dochází během akvizice obrazových dat díky manipulaci s intervenčním nástrojem ke změnám ve snímané scéně, což má za následek nesplnění jedné z podmínek pro uskutečnění Radonovy transformace. Pohyb nástroje lze považovat za jedinou probíhající změnu ve snímané scéně (artefakty vlivem dýchání zanedbáváme).



Obrázek 1: Schéma rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

S ohledem na předchozí závěr, rozdělujeme soubor projekcí do zvoleného počtu datových sektorů. Každý sektor odpovídá projekcím získaným během rotace gantry o poměrný počet stupňů. Pokud např. rozdělíme projekce sejmuté během 360° rotace gantry do osmi sektorů, odpovídá každý sektor projekcím získaným během rotace gantry o 45°.

První obraz studie získáme rekonstrukcí ze všech osmi sektorů. Druhý obraz získáme přičtením rekonstruovaných dat devátého a odečtením rekonstruovaných dat prvního sektoru (viz Obrázek 1). Obrazy ihned zobrazujeme v jasové modulaci. [3][5]

Při aplikaci tohoto přístupu se informace z každé jednotlivé projekce uplatní ve více než jednom získaném obraze. Dosahujeme tak vyšší frekvence obrazové prezentace při zachování stejných nároků na výkon jednotky real-time rekonstrukce (rekonstrukční algoritmy patří mezi výpočetně nejnáročnější). [5]

Zvolený počet sektorů zásadním způsobem ovlivňuje vlastnosti obrazů, které získáváme během intervence. Pokud bychom zanedbali náročnost ostatních výpočetních operací a kalkulovali pouze s omezeným výkonem jednotky real-time rekonstrukce, lze o vlivu počtu sektorů uvést následující :

1. Při konstantní rychlosti rotace gantry a konstantním počtu projekcí lze říci, že čím vyšší počet sektorů zvolíme, tím vyšší bude dosažená frekvence obrazové prezentace.
2. Zvolený počet sektorů má vliv na charakter fluoroskopického zobrazení.
3. Při konstantní frekvenci obrazové prezentace platí, že čím vyšší počet sektorů zvolíme, tím nižší bude požadovaná rychlost rotace gantry, a tudíž budeme moci snímat více projekcí během 360° rotace gantry při stejných nárocích na výkon jednotky real-time rekonstrukce.

Předmětem analýzy a hledání optimálního nastavení parametrů procesu bývá zpravidla druhý a třetí uvedený vztah. První tvrzení totiž nevylučuje varianty nastavení parametrů procesu, při kterých dochází ke zbytečnému fluoroskopickému zobrazení nebo k nepřiměřeně vysoké dávce ionizujícího záření absorbované pacientem (gantry rotuje pomaleji, než by bylo s ohledem na požadované vlastnosti obrazů nutné). Rovněž požadavek na konstantní počet projekcí vede může vést ke zbytečně horšímu dosaženému kontrastnímu rozlišení.

3. Návrh simulátoru

3.1. Výpočetní náročnost simulace

CT fluoroskopie je skenovací mód, který je mj. charakteristický tím, že zobrazení rekonstruovaných obrazů probíhá v reálném čase, tj. bezprostředně po akvizici. V praktické realizaci simulátoru je proto nutné, aby každá simulovaná změna polohy nástroje byla okamžitě promítnuta do obrazu. Výpočetní náročnost procesů spojených s rekonstrukcí a zobrazením obrazu je však velmi vysoká.

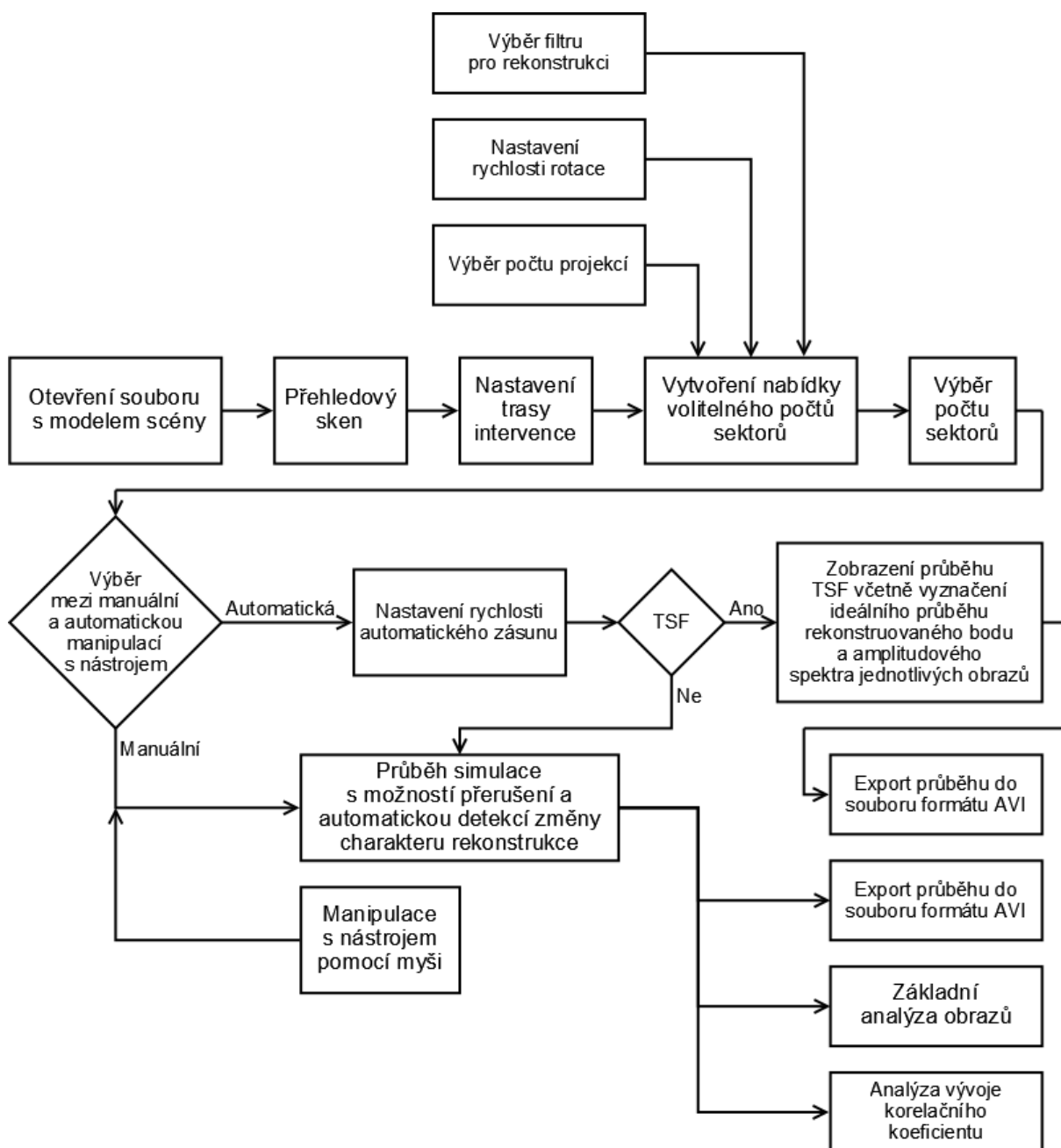
Chceme-li vyhovět požadavku zobrazení intervence v reálném čase, musíme atributy procesu zobrazení optimalizovat. Konkrétně se jedná o snížení rozměru obrazu modelu scény (čímž dojde ke snížení prostorového rozlišení) a omezení maximálního počtu sektorů v závislosti na nastavení ostatních akvizičních parametrů.

Optimální velikost obrázku se scénou a kritéria pro nastavení maximálního počtu sektorů jsou získávány experimentálně pro PC, na kterém se bude program využívat.

3.2. Celková koncepce simulátoru

Simulátor je koncipován v grafickém prostředí. Ihned po spuštění programu dojde k otevření ústředního okna programu. V tomto okně probíhá veškerá interakce s uživatelem týkající se výběru modelu scény, nastavení trasy intervenčního nástroje a volby akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Jsou zde taktéž postupně zobrazovány získávané obrazy v průběhu simulace. Uživatel má možnost z tohoto okna exportovat získané obrazy do souboru jako video (a opakovaně je přehrát či analyzovat již mimo simulátor). Další možností je pokračovat v analýze pomocí některé z vestavěných funkcí. Součástí menu nabídky v ústředním okně je i odkaz na elektronickou nápovědu k programu.

Návrh vychází ze skutečnosti, že simulátor najde své prioritní využití při výuce. Proto je důsledně dbáno na účelnost a intuitivnost ovládacích prvků. Při obsluze programu je vždy uživatel naváděn pomocí postupného zpřístupňování položek, u kterých je vyžadována jeho interakce. Student se kdykoliv může vrátit zpět a posloupnost úkolů zopakovat s pozměněnými volbami.



Obrázek 2: Blokové schéma programu

3.3. Ústřední okno - úkony předcházející samotné simulaci

Po spuštění programu je nutné, aby uživatel načtl model scény ze souboru. Protože program simuluje pouze jednovrstvou CT fluoroskopii, pod pojmem scéna rozumíme jeden obraz transverzálního řezu pacientem, popřípadě fantom. Všechny dostupné modely scény jsou uloženy jednotlivě v souborech formátu PNG, mají předepsaný rozměr a nacházejí se v příslušné složce, uložené v kořenovém adresáři programu. Uživatel vybírá model scény pomocí prohlížeče souborů, jehož vzhled a ovládání závisí na užitém OS. Model scény

obsahuje obrazovou matici, ve které hodnoty jasu jednotlivých pixelů odpovídají lineárnímu součiniteli zeslabení. Maximální hodnota (bílá barva) je přiřazena kostním tkáním a minimální hodnota (černá barva) náleží vzduchu. Hodnoty jsou kvantovány na 256 možných hladin.

Po načtení a zobrazení scény provede uživatel tzv. přehledový sken. Jedná se o sejmutí scény a rekonstrukci obrazu fluorografickým způsobem. Akviziční parametry jsou fixně nastaveny tak, aby bylo možné v následujícím kroku zadat trasu intervence dostatečně přesně.

Po provedení přehledového skenu se zobrazí rekonstruovaný obraz scény, ve kterém student nastaví trasu intervence. Uživateli je barevně vyznačena zóna, kde může být situována cílová/výchozí pozice intervenčního nástroje. Svou volbu může korigovat, dokud není potvrzeno požadované umístění. Program následně provede extrapolaci trajektorie v požadovaném směru směrem ke kraji obrazu přehledového skenu. Poté je studentovi barevně znázorněna trasa intervence.

V dalším kroku uživatel přistupuje k nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Uživatel nastaví rychlost rotace, počet snímaných projekcí během 360° rotace gantry a typ filtru, který se využije při rekonstrukci obrazu. Na základě těchto parametrů program podle implementovaných kritérií (rozbor problému viz výše) vytvoří nabídku, ve které uživatel bude moci zvolit, do kolika sektorů budou projekce rozděleny. Pokud by vybrané parametry byly takové, že by nebylo možné realizovat ani intervenci, kde by všechny projekce příslušely jednomu sektoru, je uživatel vyzván k opakované volbě akvizičních parametrů. V opačném případě uživatel vybere počet sektorů.

Simulátor pracuje ve dvou režimech manipulace s intervenčním nástrojem. Buď pohybuje s nástrojem v reálném čase student pomocí myši, nebo lze předem nastavit rychlost automatického zasouvání nástroje, které započne ihned po spuštění simulace.

3.4. Ústřední okno - simulace a její varianty

Pokud uživatel zvolí možnost automatické manipulace a nastaví rychlost zasouvání, může si nechat zobrazit TSF (Time Spread Function). Jedná se o časový vývoj PSF (Point Spread Function) postupně se posouvajícího modelu Diracova impulzu po zvolené trase. Uživatel sleduje TSF nejprve s vyznačenou ideální trasou, poté pouze získávané obrazy bez jakéhokoliv znázornění. Program vedle jednotlivých obrazů TSF zobrazuje i jejich amplitudová spektra. Modelování TSF se ukončí, jakmile nastane fluorografický charakter rekonstrukce (viz dále).

Nechce-li uživatel sledovat TSF, může nyní přistoupit k samotné simulaci intervence. Pokud zvolil možnost manuální manipulace s intervenčním nástrojem, zasouvá resp. vysouvá jej pomocí rolovacího tlačítka myši. Pohyb nástroje je možno kdykoliv zastavit přerušением rolování. Simulaci lze v jakoukoliv chvíli přerušit či ukončit. V jejím průběhu je indikována expozice pacienta ionizujícím zářením. Student má také vždy aktuální informaci o tom, zdali rekonstrukce obrazu má fluoroskopický nebo fluorografický charakter.

Fluorografický charakter rekonstrukce nastává, pokud byla scéna během posledního naplnění všech sektorů stacionární. Této situace lze dosáhnout přerušением manipulace s nástrojem na dobu, během které dojde k 360° rotaci gantry. Přerušением manipulace nastává zastavením pohybu rolovacím tlačítkem myši (v případě manuální manipulace s nástrojem), úplným vysunutím nástroje (v případě manuální manipulace s nástrojem) či úplným zasunutím nástroje (v případě manuální i automatické manipulace s nástrojem). Pokud nastane takováto situace, je v případné analýze srovnáván vždy první snímek získaný po zastavení manipulace s nástrojem se snímkem pořízeným po následné 360° rotaci gantry (první snímek získaný fluorografickou rekonstrukcí) při nezměněné scéně.

Kromě analýzy těchto situací umožňuje program zobrazení vývoje korelačního koeficientu. Pro každý získaný obraz je počítán Pearsonův korelační koeficient mezi dotyčným obrazem a modelem scény s nástrojem zanořeným do příslušné hloubky dle vztahu:

$$r = \frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})(B_{mn} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})^2)(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B})^2)}}. \quad (9)$$

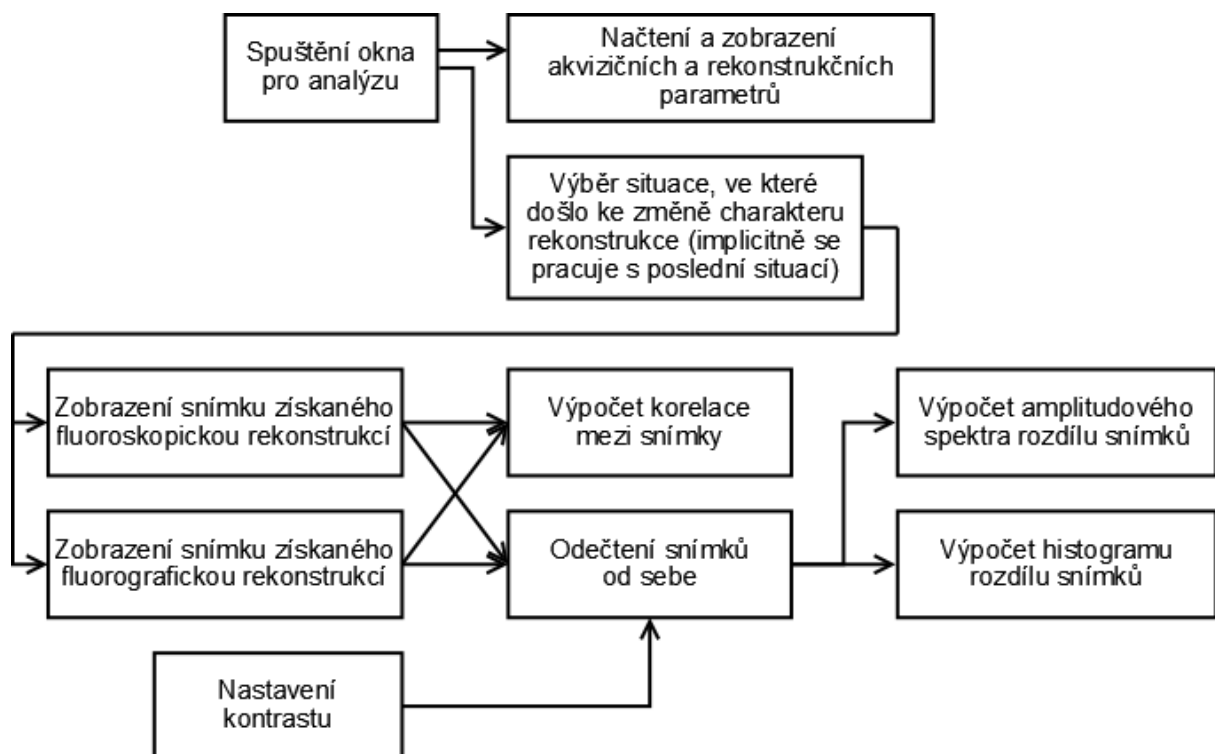
Je možné si zobrazit vývoj korelačního koeficientu v čase nebo vývoj korelačního koeficientu v závislosti na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy při získání dotyčného snímku. Další možností je uložení vývoje získávaných obrazů do souboru videa formátu AVI. Exportuje-li uživatel snímky simulace zásunu intervenčního nástroje, je v levém dolním rohu indikován aktuální charakter rekonstrukce (modrý čtverec – fluoroskopický, červený čtverec – fluorografický). V případě exportu TSF jsou součástí videosekvence i snímky obsahující text, který vždy uživateli oznamuje, zdali je v následující části videa znázorněn ideální průběh rekonstruovaného bodu. Využije-li uživatel exportu do souboru videa, program automaticky uloží všechny dostupné informace o právě proběhlé simulaci do textového souboru se stejným názvem.

3.5. Základní analýza

Pod pojmem *základní analýza* rozumíme soubor možností a operací, pomocí kterých lze srovnat dva kritické snímky v souvislosti se změnou charakteru rekonstrukce. Jak již bylo řečeno dříve, kritické snímky jsou dva: první snímek získaný po zastavení manipulace s nástrojem a snímek pořízený po následné 360° rotaci gantry (první snímek získaný fluorografickou rekonstrukcí).

Základní analýza je prováděna v samostatném okně. Uživateli je vždy k dispozici přehled situací, kdy došlo ke změně charakteru rekonstrukce. Z tohoto přehledu může uživatel vybrat k analýze kteroukoliv situaci. Implicitně je načítána poslední situace. Program umožňuje odečtení jednoho z kritických snímků od druhého a následné zobrazení histogramu rozdílu kritických snímků. Další možností je zobrazení amplitudového spektra rozdílu kritických snímků a výpočet korelačního koeficientu kritických snímků. Pro lepší psychosenzorický vjem je studentovi umožněno kdykoliv změnit kontrast zobrazených rozdílů kritických snímků.

Uživatel může kdykoliv uložit obsah okna do souboru obrázku formátu PNG. Program vždy automaticky ukládá do stejnojmenného textového souboru veškeré informace zobrazené v okně.

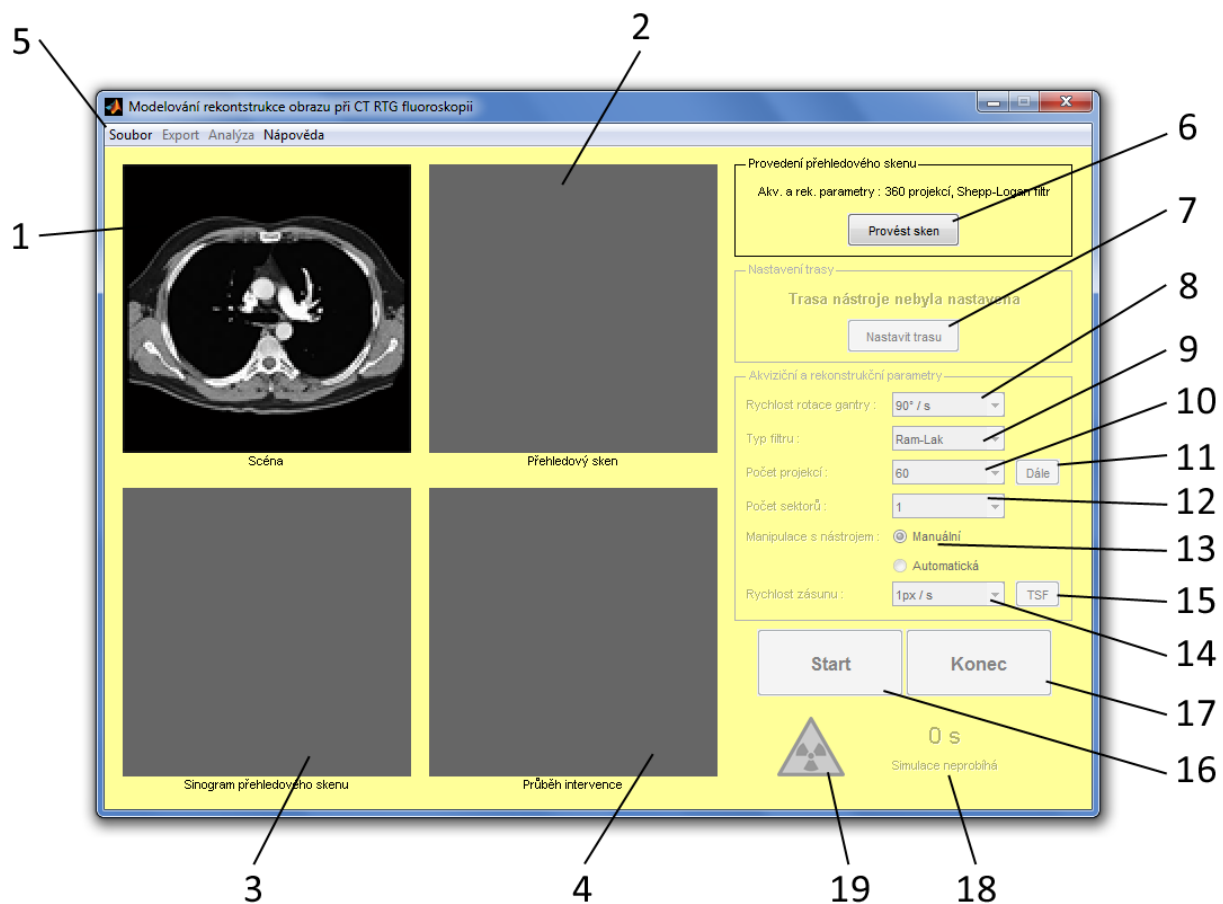


Obrázek 3: Blokové schéma základní analýzy

4. Realizace simulátoru

Simulátor je realizován v programovém prostředí MATLAB®. Ihned po spuštění se objeví na obrazovce hlavní okno programu (viz Obrázek 4).

4.1. Vzhled hlavního okna programu



Obrázek 4: Vzhled hlavního okna programu, stav po načtení obrazu modelu scény ze souboru

Okna určená k zobrazení obrazů, případně jejich vývoje

1. Okno *Scéna*

Zde je zobrazen načtený model scény.

2. Okno *Přehledový sken*

V tomto okně je zobrazen rekonstruovaný obraz scény po přehledovém skenu. Rovněž zde dochází k nastavování cílové/výchozí pozice intervenčního nástroje.

3. Okno *Sinogram přehledového skenu/Spektrum snímku s potlačenou stejnosměrnou složkou*
Zde je zobrazen sinogram přehledového skenu scény, pouze při modelování časového vývoje TSF (Time Spread Function) jsou v tomto okně zobrazována amplitudová spektra jednotlivých snímků s potlačenou stejnosměrnou složkou.

4. Okno *Průběh intervence*

V tomto okně je zobrazován průběh simulace.

Menu ústředního okna

5. Menu ústředního okna

Jednotlivé položky menu budou podrobně popsány v následující kapitole.

Panel *Provedení přehledového skenu*

6. Tlačítko *Provést Sken*

Stisknutím tlačítka uživatel spustí přehledový sken scény.

Panel *Nastavení trasy*

7. Tlačítko *Nastavit trasu / Potvrdit cíl / Potvrdit začátek / Změnit trasu*

Tímto tlačítkem se uživatel dostane do režimu, ve kterém může v okně *Přehledový sken* vyznačit cílovou/výchozí pozici intervenčního nástroje (viz Obrázek 5). Uživatel je navigován pomocí barevně zvýrazněných oblastí, které indikují, kam/odkud může pohyb intervenčního nástroje probíhat. Pozici vždy uživatel volí kliknutím na vybrané místo v okně, může tak učinit i opakovaně. Rozhodne-li se uživatel pozici již neměnit, stisknutím tohoto tlačítka pozici potvrdí.

Panel *Akviziční a rekonstrukční parametry*

8. Rolovací nabídka *Rychlost rotace gantry*

Zde uživatel vybere, jaká rychlost rotace gantry má být použita v simulaci. Na výběr má z možností 90°/s, 180°/s, 270°/s, 360°/s, 540°/s a 720°/s. Vybraná rychlost rotace gantry má vliv na sestavení seznamu položek v rolovací nabídce *Počet sektorů*.



Obrázek 5: Vzhled hlavního okna programu, stav během nastavování cílové pozice intervenčního nástroje

9. Rolovací nabídka *Typ filtru*

V této nabídce uživatel vybere, jaký typ filtru se má využít při rekonstrukcích obrazů během intervence. K dispozici má filtry Ram-Lak, Shepp-Logan, Cosine, Hamming, Hann a variantu, kdy se nepoužije žádný filtr a dojde k *DBP* (Direct BackProjection).

10. Rolovací nabídka *Počet projekcí*

Zde má uživatel možnost vybrat, kolik projekcí má být během jedné 360° rotace gantry sejmuto. Může zvolit 60, 90, 120, 150, 180, 210, 240, 300 nebo 360 projekcí. Vybraný počet projekcí má vliv na sestavení seznamu položek v rolovací nabídce *Počet sektorů*.

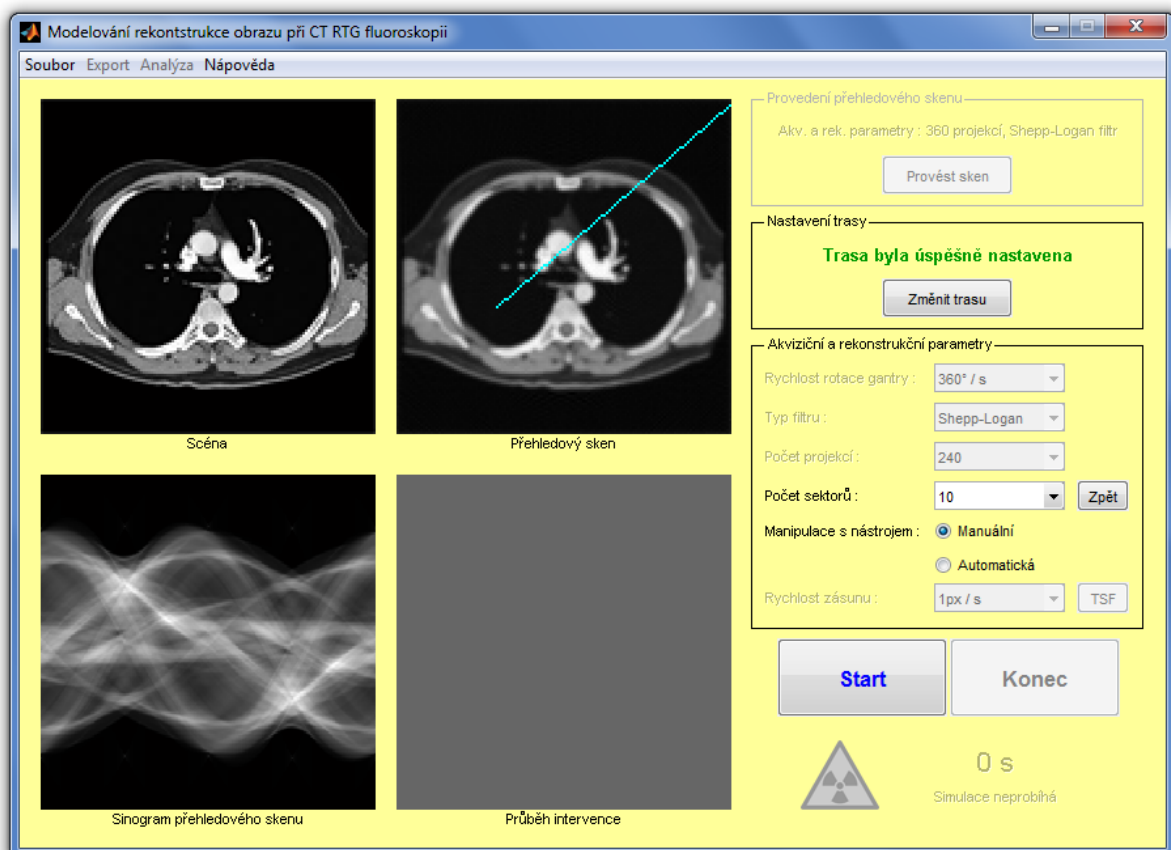
11. Tlačítko *Dále* / *Zpět*

Stiskem tohoto tlačítka v režimu *Dále* dojde ke zpracování doposud nastavených akvizičních parametrů a program sestaví nabídku volitelného počtu sektorů (pokud jsou akviziční parametry nerealizovatelné, uživatel je vyzván, aby je upravil). Je-li toto tlačítko stisknuto v režimu *Zpět*, vrátí se uživatel k nastavování rychlosti rotace, typu filtru a počtu projekcí.

Tlačítko je umístěno buď vedle rolovací nabídky *Počet projekcí* (režim *Dále*), anebo vedle rolovací nabídky *Počet sektorů* (režim *Zpět*).

12. Rolovací nabídka *Počet sektorů*

Na základě algoritmu spuštěným tlačítkem *Dále* je uživateli nabídnut volitelný počet sektorů, do kterých může být rozdělen soubor projekcí získávaný během intervence. Student zde vybírá jednu z možností a pokračuje stiskem tlačítka *Start intervence*.



Obrázek 6: Vzhled hlavního okna programu, stav během nastavování parametrů procesu zobrazení

13. Přepínač *Manipulace s nástrojem*

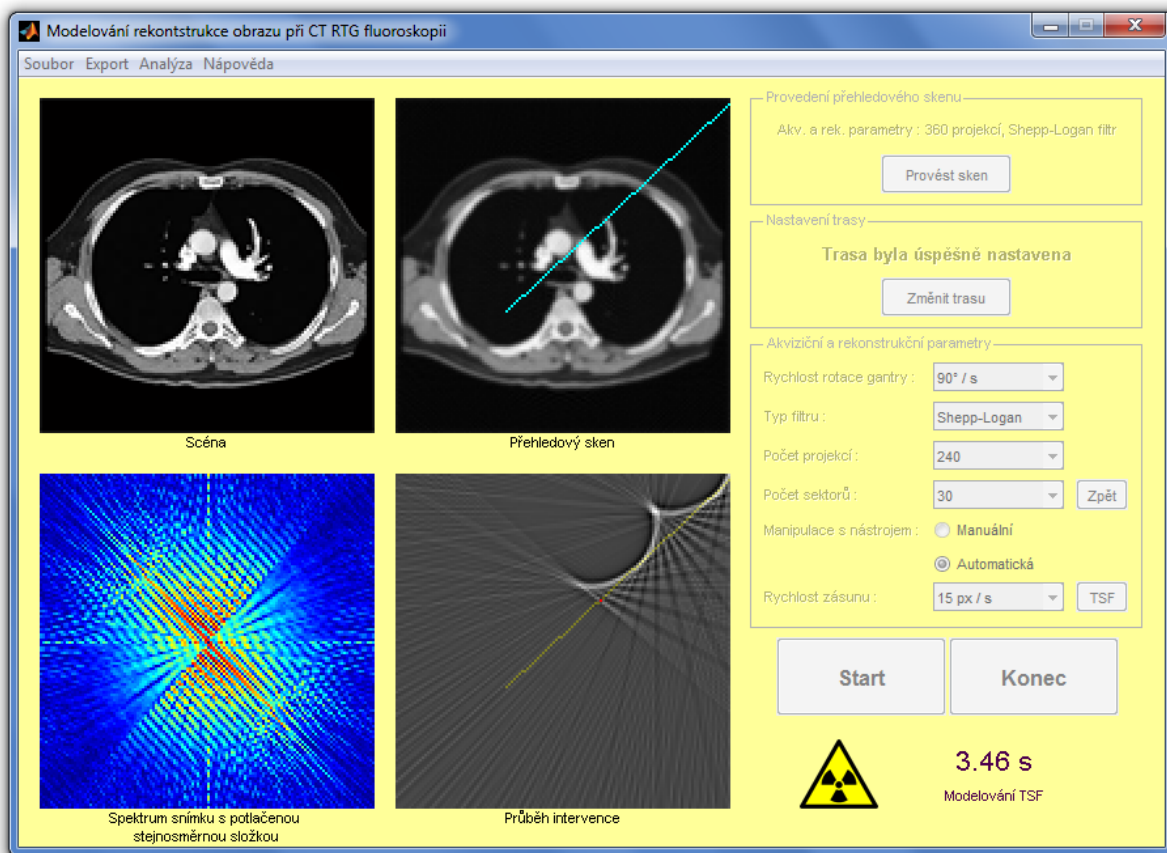
Pomocí tohoto přepínače volí student režim manipulace s intervenčním nástrojem. Volba *Manuální* mu umožní při následné intervenci manipulovat s nástrojem pomocí rolovacího tlačítka myši. Volba *Automatická* aktivuje rolovací nabídku *Rychlost zásunu*, ve které je nutno zvolit rychlost zásunu intervenčního nástroje. Tato volba rovněž aktivuje tlačítko *TSF*, které umožňuje spuštění modelování časového vývoje TSF (Time Spread Function).

14. Rolovací nabídka *Rychlost zásunu*

V této nabídce uživatel vybírá rychlost automatického zásunu intervenčního nástroje. Toto tlačítko je aktivní jen při volbě *Automatická* v přepínači *Manipulace s nástrojem*.

15. Tlačítko *TSF*

Stiskem tohoto tlačítka dojde ke spuštění modelování časového vývoje TSF (viz Obrázek 7). Do modelu prázdné scény (tímto pojmem rozumíme homogenní prostředí, které je tvořeno vzduchem, a proto mají jednotlivé pixely nulový součinitel zeslabení) je vložen model Diracova impulsu, který se posouvá po zvolené trase zvolenou rychlostí. Akvizice a rekonstrukce probíhá podle zadaných parametrů. Uživatel sleduje časový vývoj TSF v okně *Průběh intervence*. Vývoj je zobrazován dvakrát, poprvé je znázorněna trasa modelu Diracova impulsu, podruhé sleduje uživatel simulaci bez znázornění trasy. Během modelování časového vývoje TSF je v okně *Spektrum snímku s potlačenou stejnosměrnou složkou* vždy zobrazováno amplitudové spektrum aktuálního snímku. Uživateli je během modelování znemožněna jakákoliv interakce s programem.



Obrázek 7: Vzhled hlavního okna programu, stav v průběhu modelování časového vývoje TSF

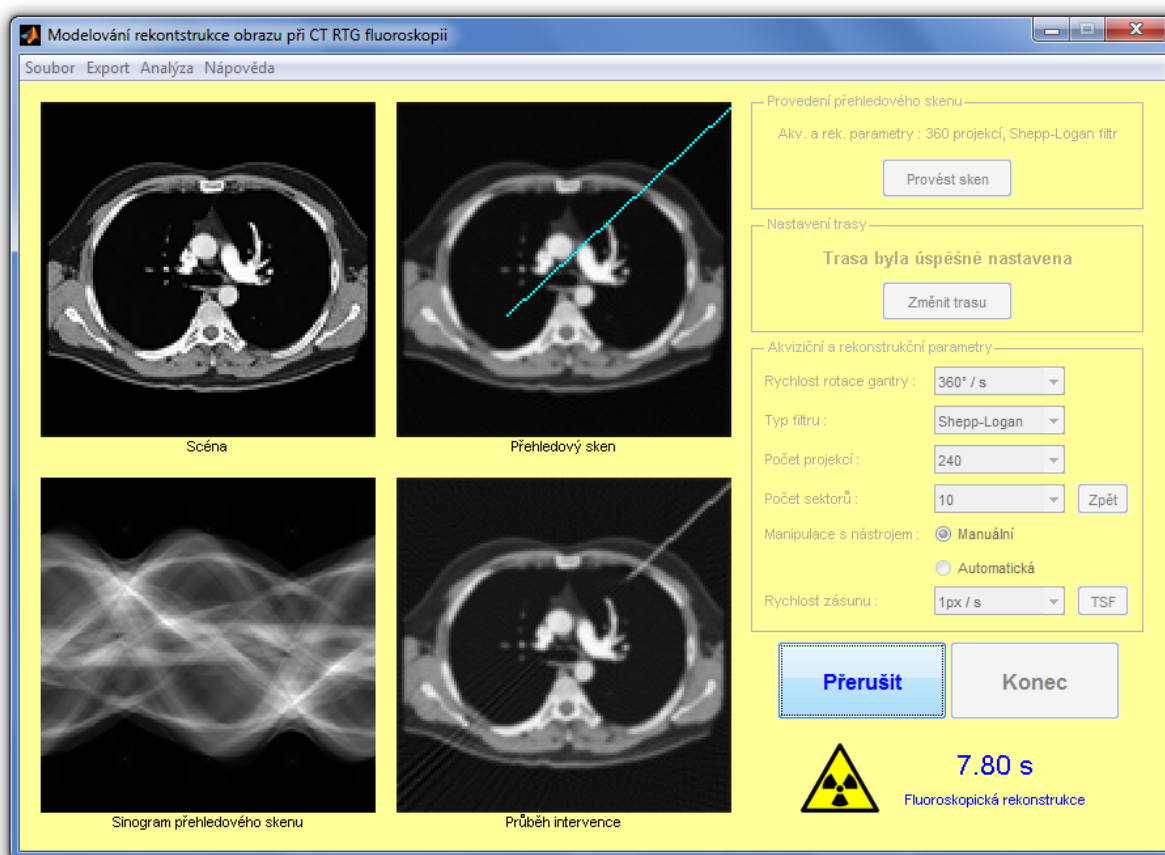
Ostatní položky

16. Tlačítko *Start / Přerušit / Pokračovat*

Tímto tlačítkem je možno spustit simulaci intervence. S nástrojem buď pohybuje uživatel pomocí rolovacího tlačítka myši, anebo je automaticky zasouván zvolenou rychlostí. Akvizice a rekonstrukce probíhá podle zadaných parametrů. Studentovi jsou snímky zobrazovány v okně *Průběh intervence* (viz Obrázek 8). Jakákoliv manipulace s programem je znemožněna. Výjimkou je manuální manipulace s intervenčním nástrojem nebo opětovné stisknutí tohoto tlačítka (zobrazen text *Přerušit*), čímž dojde k přerušení simulace (lze přerušit i mezerníkem). Po přerušení lze v simulaci pokračovat stisknutím tohoto tlačítka (zobrazen text *Pokračovat*). Nechce-li uživatel pokračovat, pomocí tlačítka *Konec* simulaci ukončí.

17. Tlačítko *Konec*

Stisknutím tohoto tlačítka je pozastavená simulace definitivně ukončena. Uživateli je opět umožněna interakce s programem – zpravidla je navazujícím úkonem export nebo analýza dat. Je však možné např. změnit trasu intervence či akviziční resp. rekonstrukční parametry a provést další simulaci.



Obrázek 8: Vzhled hlavního okna programu, stav během simulace – manuální manipulace s nástrojem

18. Text informující o době trvání simulace a charakteru rekonstrukce

Prostřednictvím této položky je uživatel informován o době trvání simulace a také o charakteru rekonstrukce v právě probíhající simulaci. V závislosti na charakteru rekonstrukce má text modrou (fluoroskopický) nebo červenou (fluorografický) barvu.

19. Obrázek informující o expozici pacienta ionizujícím zářením

Pokud je pacient exponován ionizujícím zářením, jinými slovy řečeno - pokud běží akvizice a rekonstrukce obrazových dat, je zobrazen tento obrázek (všeobecně používaný symbol pro ionizující záření) barevně. V případě že není pacient exponován (simulace je přerušena nebo ukončena), je obrázek transformován na šedotónový.

4.2. Menu ústředního okna

Nabídka *Soubor*

Tato nabídka obsahuje dvě položky. Volbou položky *Vybrat model scény* se uživateli zobrazí dialogové okno, pomocí kterého může zvolit soubor formátu PNG, který obsahuje obraz modelu scény. Položka *Konec* slouží k ukončení programu.

Nabídka *Export*

Zde se nachází jediná položka *Do souboru videa*, která umožňuje export posloupnosti získaných obrazů do souboru videa formátu AVI. Implicitně je tato nabídka nedostupná, interakce je možná pouze bezprostředně po dokončení simulace.

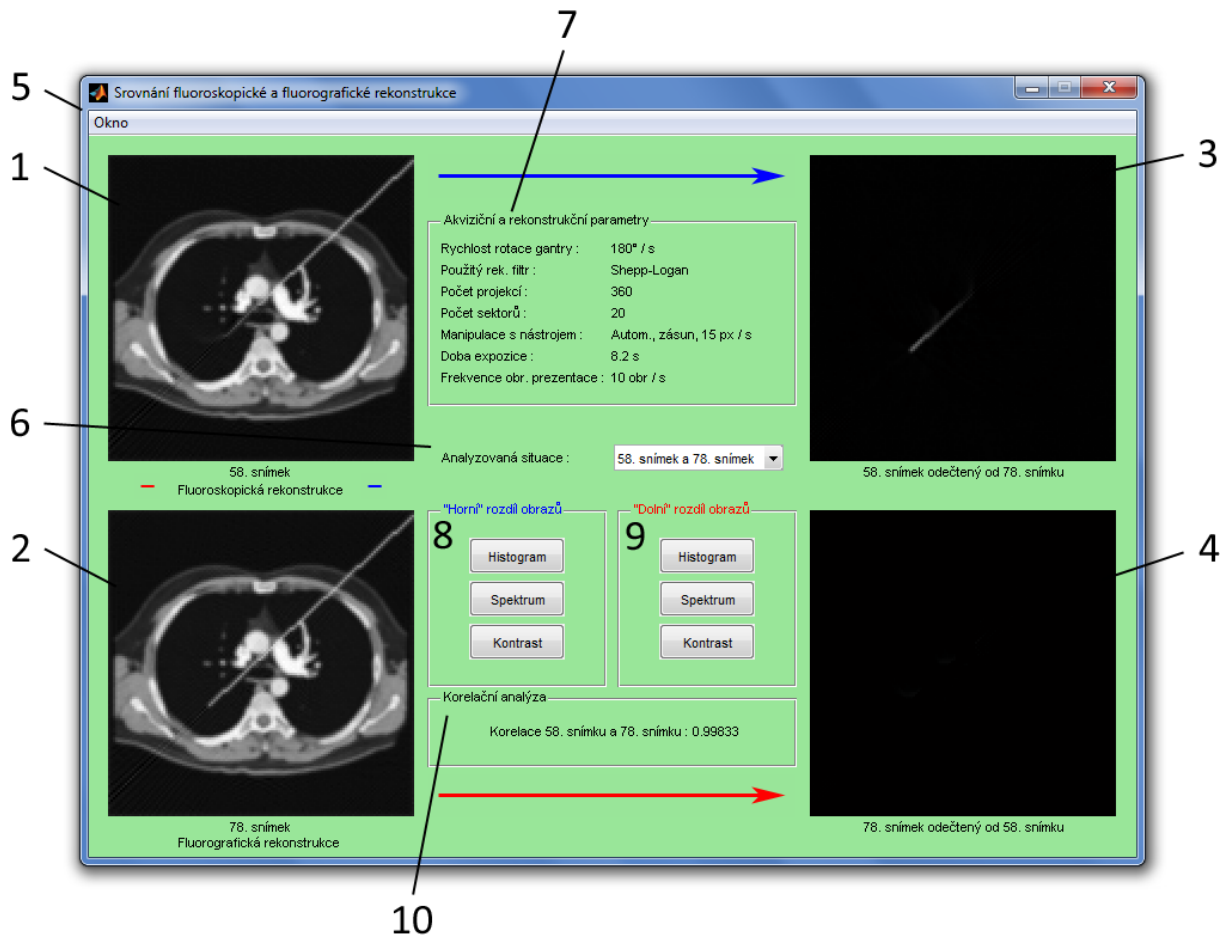
Nabídka *Analýza*

Pomocí této nabídky má uživatel možnost analyzovat získané obrazy. Zvolí-li položku *Základní analýza*, spustí se okno *Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce* (popis viz dále). Volbou položky *Vývoj korelačního koeficientu* dojde k zobrazení vývoje korelačního koeficientu (mezi získaným obrazem a modelem scény s nástrojem zasunutým do příslušné hloubky) v čase resp. v závislosti na úhlu odchyly gantry od výchozí polohy.

Nabídka *Nápověda*

Elektronická nápověda k programu je dostupná zvolením položky *Témata nápovědy*. Nápověda je vytvořena jako webové stránky. Spuštěním položky *O programu* získá uživatel základní informace o programu.

4.3. Okno Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce



Obrázek 9: Vzhled okna *Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce*

1. Okno *Fluoroskopická rekonstrukce*

Při srovnávání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce, je do tohoto okna vždy načítán kritický snímek reprezentující fluoroskopickou rekonstrukci. Jedná se o snímek, který byl pořízen bezprostředně po zastavení manipulace s intervenčním nástrojem.

2. Okno *Fluorografická rekonstrukce*

V tomto okně je vždy zobrazován kritický snímek reprezentující fluorografickou rekonstrukci. Jde o snímek, který byl pořízen po 360° rotaci gantry po zastavení manipulace s intervenčním nástrojem.

3. Horní okno zobrazující rozdíl kritických snímků

Zde je vždy zobrazován rozdíl kritického snímku reprezentujícího fluorografickou rekonstrukci a kritického snímku získaného fluoroskopickou rekonstrukcí. Vzhledem

k povaze fluoroskopického zkreslení lze předpokládat dominanci říci, že v tomto rozdílu dominují artefakty vznikající při zasouvání intervenčního nástroje.

4. Dolní okno zobrazující rozdíl kritických snímků

Do tohoto okna je vždy načítán rozdíl kritického snímku pořízeného fluoroskopickou rekonstrukcí a kritického snímku získaného fluorografickou rekonstrukcí. S ohledem na zjištěné poznatky popisující mechanismus vzniku fluoroskopického zkreslení můžeme konstatovat, že zde dominují artefakty způsobené vysouváním intervenčního nástroje.

5. Menu okna *Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce*

Menu obsahuje dvě položky. Volbou *Uložit do souboru* uživatel uloží obsah okna do souboru formátu PNG. Rovněž dojde k vytvoření stejnojmenného textového souboru, kde jsou uloženy údaje o analyzované situaci. Díky této možnosti může uživatel s daty dále pracovat, aniž by byl nucen je z uloženého obrázku opisovat. Pomocí položky *Konec* uživatel toto okno zavře.

6. Rolovací nabídka *Analyzovaná situace*

V této nabídce uživatel vybírá, kterou ze situací, kdy rekonstrukce nabyla fluorografické povahy, chce analyzovat. Implicitně je načítána nejnovější situace. Interakcí s touto rolovací nabídkou dojde k načtení kritických snímků a jejich rozdílů do příslušných oken a výpočtu korelace kritických snímků.

7. Panel *Akviziční a rekonstrukční parametry*

Zde jsou zobrazeny veškeré akviziční a rekonstrukční parametry týkající se analyzovaných snímků. Konkrétně se jedná o rychlost rotace gantry, typ užitého rekonstrukčního filtru, počet projekcí, počet sektorů, typ resp. rychlost manipulace s nástrojem, dobu expozice a dosaženou frekvenci prezentace obrazu.

8. Panel „Horní“ *rozdíl obrazů*

V tomto panelu má uživatel k dispozici několik funkcí, kterými může analyzovat obraz v horním okně zobrazujícím rozdíl kritických snímků. Jmenovitě se jedná o zobrazení histogramu, amplitudového spektra a možnost nastavení kontrastu obrazu v okně.

9. Panel „Dolní“ rozdíl obrazů

Podobně jako v panelu „Horní“ rozdíl obrazů, má uživatel i zde možnost využít několik funkcí k analýze obrazu v dolním okně zobrazujícím rozdíl kritických snímků.

10. Panel Korelační analýza

Zde vždy uživatel nalezne informaci o hodnotě korelačního koeficientu mezi kritickým snímkem pořízeným fluoroskopickou rekonstrukcí a kritickým snímkem reprezentujícím fluorografickou rekonstrukci.

4.4. Modelový příklad práce s programem

Bezprostředně po startu programu dojde k otevření ústředního okna. Uživatel vybere obraz modelu scény ze souboru (*Soubor/Vybrat model scény*) a svou volbu potvrdí. Pokud vybraný obraz splňuje požadovaný formát a rozměry (128x128 pixelů), dojde k jeho načtení a zobrazení do okna *Scéna*. Poté uživatel pokračuje provedením přehledového skenu (*Provést sken*). Sinogram je zobrazen v okně *Sinogram přehledového skenu*, rekonstruovaný obraz v okně *Přehledový sken*. Stisknutím tlačítka *Nastavit trasu* přistoupí uživatel k vyznačení trasy intervence. Uživatel vybere cílovou/výchozí pozici intervence a pomocí tlačítka *Potvrdit cíl/Potvrdit začátek* ji potvrdí. Jakmile uživatel definuje obě pozice, je mu zvolená trasa znázorněna a může přistoupit k volbě akvizičních a rekonstrukčních parametrů.

Uživatel postupně vybírá z nabízených možností rolovacích nabídek *Rychlost rotace*, *Typ filtru* a *Počet projekcí*. Poté pokračuje stiskem tlačítka *Dále*. Program vyhodnotí doposud nastavené hodnoty a sestaví pro uživatele volitelné počty sektorů do rolovací nabídky *Počet sektorů*. Student zvolí počet sektorů a v přepínači *Manipulace s nástrojem* zvolí způsob manipulace. V případě automatické manipulace pokračuje výběrem v rolovací nabídce *Rychlost zásunu*.

Jakmile jsou akviziční a rekonstrukční parametry nastaveny, může uživatel přistoupit k simulaci intervence (tlačítko *Start*) či modelování časového vývoje TSF (tlačítko *TSF*). V případě modelování časového vývoje TSF uživatel sleduje získávané obrazy v okně *Průběh intervence*. Amplitudová spektra jednotlivých snímků s potlačenou stejnosměrnou složkou jsou zobrazována v okně *Spektrum snímku s potlačenou stejnosměrnou složkou*. Studentovi je stále zobrazována doba expozice pacienta ionizujícím zářením.

Zvolil-li uživatel simulaci intervence, sleduje získávané obrazy v okně *Průběh intervence*. V případě předešlé volby manuální manipulace intervenčním nástrojem, pohybuje

uživatel s nástrojem pomocí rolovacího tlačítka myši – rolováním nahoru nástroj zasouvá a rolováním dolů nástroj vysouvá. Student má neustále k dispozici informaci o době trvání expozice pacienta ionizujícím zářením. Rovněž je uživateli vždy indikován charakter rekonstrukce – fluoroskopický charakter je indikován modrým textem, fluorografický charakter pak textem červeným. Tlačítkem *Přerušit* resp. *Pokračovat* může uživatel kdykoliv simulaci pozastavit resp. pokračovat v přerušené simulaci. Stisknutím tlačítka *Konec* uživatel simulaci definitivně ukončí a může přistoupit k exportu či analýze získaných dat.

Export posloupnosti získaných obrazů do souboru videa formátu AVI provede student výběrem *Export/Do souboru* videa v menu. Uživatel má možnost zvolit název a umístění souboru videa. Program automaticky vytvoří stejnojmenný textový soubor, ve kterém uživatel nalezne veškeré dostupné údaje o právě proběhlé simulaci.

Probíhala-li simulace intervence (tj. ne modelování časového vývoje TSF), může uživatel získávané obrazy analyzovat. První možností je tzv. základní analýza, která umožňuje srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce (v menu *Analýza/Základní analýza*), další možností pak zobrazení vývoje korelačního koeficientu (*Analýza/Vývoj korelačního koeficientu*).

Zvolil-li uživatel možnost základní analýzy, spustí se mu okno *Srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce*. Program implicitně pracuje s poslední situací, kdy došlo ke změně charakteru rekonstrukce na fluorografický. Uživatel může z nabídky vybrat situaci jinou. Pro danou situaci program načte a zobrazí oba kritické snímky, vypočte a zobrazí jejich rozdíly a vypočítá korelační koeficient mezi kritickými snímky. Student má rovněž k dispozici údaje o proběhlé simulaci. Volbou *Histogram* v příslušném panelu si může uživatel nechat zobrazit histogram dotyčného rozdílu kritických snímků. Stisknutím tlačítka *Spektrum* dojde k zobrazení amplitudového spektra zvoleného rozdílu. Kliknutím na tlačítko *Kontrast* se uživateli zobrazí dialogové okno, ve kterém může modifikovat kontrast v příslušném okně.

Vývoj korelačního koeficientu v čase je uživateli zobrazován v grafu s kartézskou soustavou souřadnic. Modrou barvou jsou vyznačeny hodnoty pro snímky, které byly získány během první 180° rotace gantry. Červená barva odpovídá snímkům získaným během druhé 180° rotace gantry a zelená barva reprezentuje snímky, které byly získány později. Závislost korelačního koeficientu je uživateli zobrazována v polárním grafu. Barevné schéma je zde totožné jako v předcházejícím případě.

5. Hodnocení výsledků

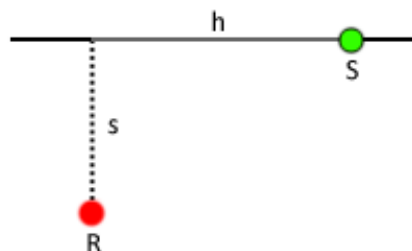
Program umožňuje uživateli manipulovat s intervenčním nástrojem buď manuálně nebo automaticky. Manuální manipulace je pro studenta velmi názorná, neboť mu poskytuje plnou kontrolu nad pohybem intervenčního nástroje, a tudíž může sledovat změny v získávaných obrazech jako důsledky své činnosti. Přes uvedená pozitiva je ale korektnější pro objektivní hodnocení jednotlivých vlivů použít automatickou manipulaci, kdy je nástroj vždy zasouván konstantní rychlostí.

Vlastnosti získávaných obrazů jsou určovány jednak volbou akvizičních a rekonstrukčních parametrů, a jednak směrem zásunu intervenčního nástroje. Chceme-li jednotlivá hodnocení kategorizovat, jeví se toto rozdělení jako nejvhodnější.

Než přistoupíme k samotnému hodnocení, uvedeme několik poznámek k mechanismu vzniku a charakteru zkreslení, které vzniká díky fluoroskopické rekonstrukci.

5.1. Vznik zkreslení vznikající při fluoroskopické rekonstrukci

Pomocí modelování časového vývoje TSF se nám podařilo objasnit a dokumentovat mechanismus vzniku zkreslení vznikajícího při CT fluoroskopii. Jak již bylo řečeno v úvodu, při CT fluoroskopii není scéna během 360° rotace gantry stacionární, neboť dochází k pohybu intervenčního nástroje. Intuitivně lze odvodit, že čím tento pohyb bude výraznější, tím bude zkreslení rozsáhlejší. Obecně lze fluoroskopické zkreslení rozložit na dvě složky (Obrázek 10). Vzdálenost rekonstruované pozice bodu R od přímky, po které se pohybuje skutečný bod S , představuje stranové zkreslení s . Vzdálenost ortogonálního průmětu stranového zkreslení do směru pohybu bodu od skutečné polohy bodu S nazýváme hloubkovým zkreslením h .

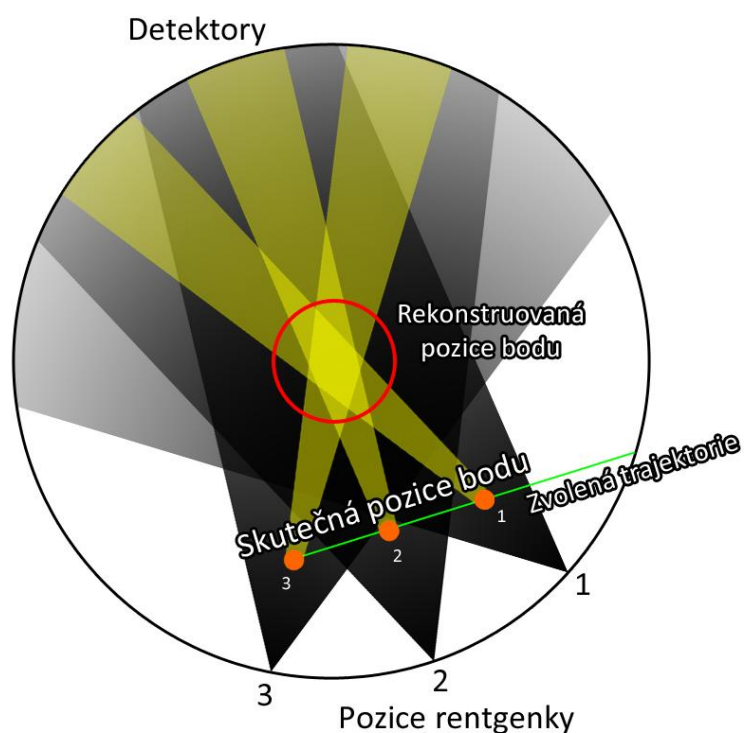


Obrázek 10: Stranové a hloubkové zkreslení

V simulátoru je kromě rychlosti zásunu nástroje možno nastavit i rychlost rotace gantry. Právě tyto dva parametry mají na rozsah zkreslení vliv – vyšší rychlost zásunu jej zvyšuje, kdežto vyšší rychlost rotace gantry jej snižuje. V podstatě by se oba parametry daly

transformovat do jednoho, který by nesl informaci o počtu pixelů, o který se nástroj posunul během rotace gantry o jednotkový úhel. Poté by rozsah zkreslení závisel pouze na takto definované veličině.

Charakter zkreslení je determinován směrem pohybu intervenčního nástroje vůči momentálnímu pohybu rentgenky. Sledujeme-li paprskové průměty, jejichž velikost je tvořena právě modelem Diracova impulsu ve scéně, všimneme si, že dochází k jejich sumaci v místě, jehož poloha je závislá právě na momentálním pohybu rentgenky. Protíná-li ve sledovaném časovém okamžiku pohyb rentgenky přímku vzniklou extrapolací trajektorie intervenčního nástroje, dochází k sumaci na trase modelu Diracova impulsu. Pokud ale je ve sledovaném časovém okamžiku svazek ionizujícího záření kolmý ke směru pohybu modelu Diracova impulsu, dochází k sumaci mimo trasu (viz Obrázek 11).

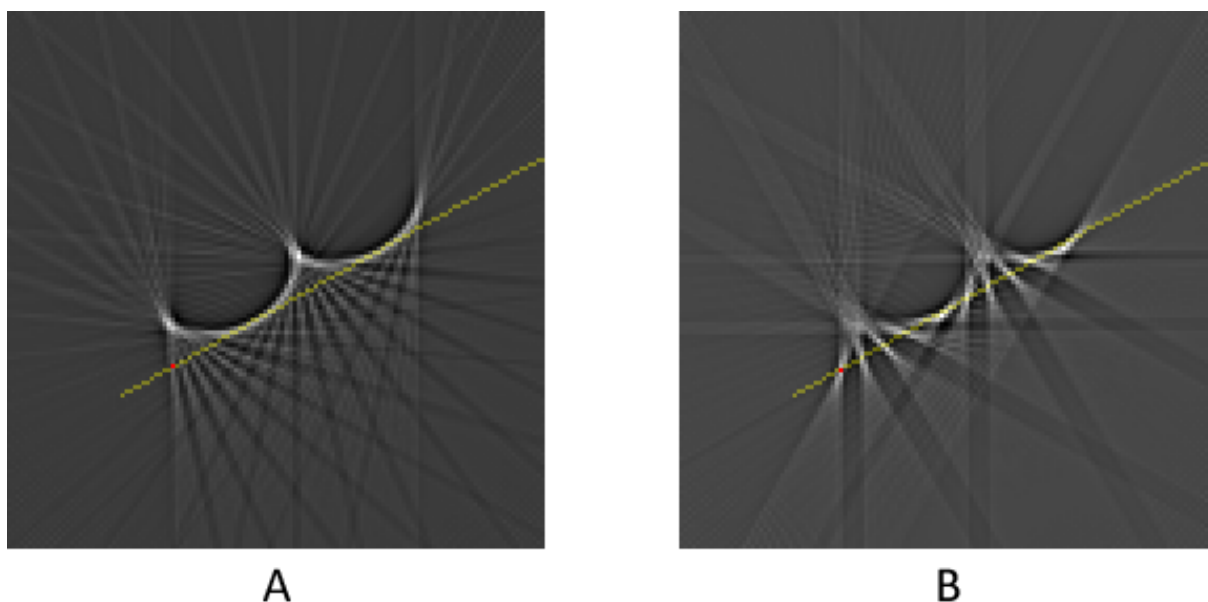


Obrázek 11: Mechanismus vzniku fluoroskopického zkreslení

Podíváme-li se na získané obrazy časového vývoje TSF, vidíme, že rekonstruovaná trasa intervenčního nástroje tvoří, v případě volby vysokého počtu sektorů, dvě půlkružnice (viz Obrázek 12A). Jsou právě dvě, neboť projekce jsou periodické. Poloměr této kružnice závisí na výše popsaném vztahu mezi rychlostí pohybu intervenčního nástroje a rychlostí rotace gantry.

Čím vyšší počet sektorů využijeme, tím vyšší hodnotu jasu po rekonstrukci obrazu v místě sumace paprskových průmětů získáme. Pokud ale zvolíme počet sektorů příliš nízký, dojde sice jen k nevýrazné sumaci, nicméně budeme muset čelit několika nepříjemnostem :

1. Při konstantní rychlosti rotace gantry klesá frekvence prezentace obrazu. I když se obraz bodu díky snížené sumaci rekonstruuje vždy na své trase, nižší frekvence prezentace obrazu má za následek zvýšení hloubkového zkreslení (viz Obrázek 12B).
2. Abychom zachovali konstantní frekvenci prezentace obrazu, musíme zvýšit rychlost rotace gantry. To ale vede ke zvýšení výpočetní náročnosti pro jednotku real-time rekonstrukce. Jsme proto nuceni využívat nižšího počtu projekcí, a tudíž klesá energetické a prostorové rozlišení v celém obrazu.

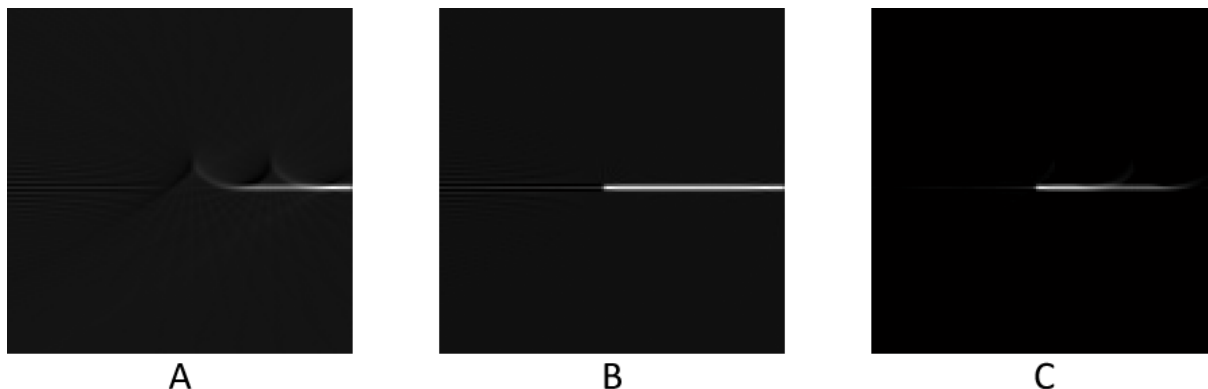


Obrázek 12: Modelování časového vývoje TSF – vznik fluoroskopického zkreslení; zvolené parametry A: rychlost rotace gantry $90^\circ/\text{s}$, 360 projekcí, 30 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu $15\text{px}/\text{s}$; zvolené parametry B: rychlost rotace gantry $90^\circ/\text{s}$, 360 projekcí, 12 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu $15\text{px}/\text{s}$

Pokud zasouváme intervenční nástroj do prázdné scény (tímto pojmem rozumíme homogenní prostředí, které je tvořeno vzduchem, a proto mají jednotlivé pixely nulový součinitel zeslabení), získáváme, narozdíl od modelování TSF, zkreslení v podobě čtvrtkružnice v oblasti hrotu nástroje směřující mimo trasu (pokud úhel mezi směrem šíření ionizujícího záření a směrem pohybu intervenčního nástroje vzrůstá z 0° na 90°).

Protože se nejedná o pohybující se model Diracova impulzu, ale o intervenční nástroj, zkreslení v podobě čtvrtkružnice přetrvává až do chvíle, kdy úhel mezi směrem šíření ionizujícího záření a směrem pohybu intervenčního nástroje dosáhne opět 0° . Poté dojde

k výraznému snížení zkreslení a celý cyklus vzniku a setrvání zkreslení v podobě čtvrtkružnice se opakuje. Obrázek 13 reprezentuje obraz, který byl získán fluoroskopickou rekonstrukcí bezprostředně po skončení zásunu nástroje (A), dále obraz, který byl získán fluorografickou rekonstrukcí, tj. po další 360° rotaci gantry (B), a konečně rozdíl (C) fluorografického a fluoroskopického obrazu ($C=B-A$).



Obrázek 13: Simulace zásunu nástroje do prázdné scény – vznik fluoroskopického zkreslení; zvolené parametry: rychlost rotace gantry 90°/s, 360 projekcí, 30 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu 15px/s

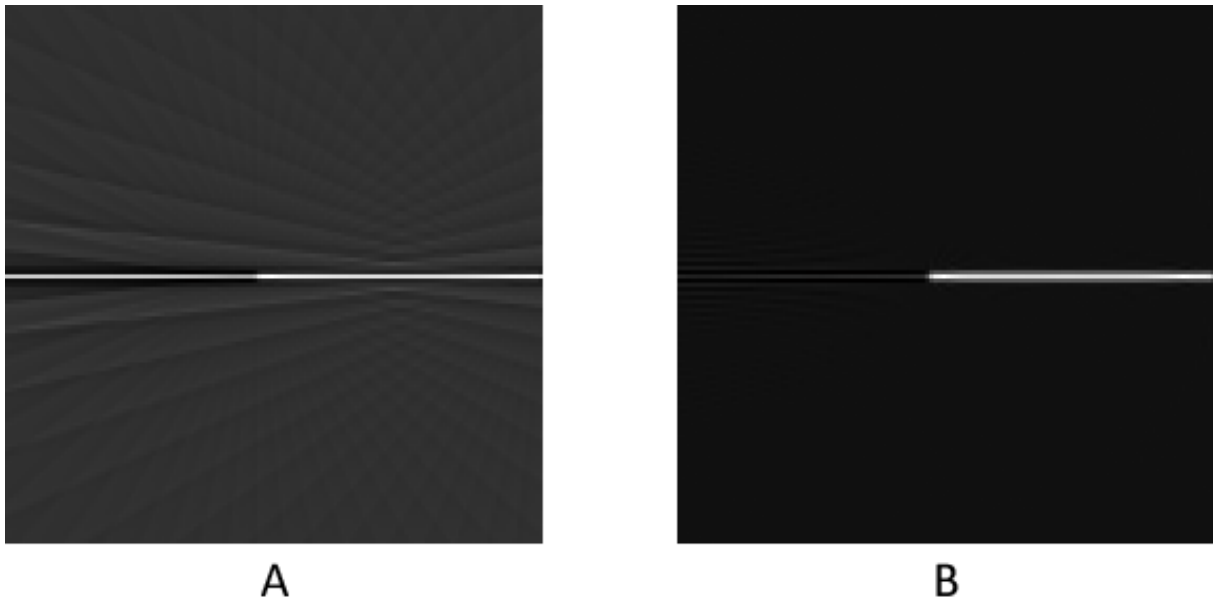
5.2. Hodnocení vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů

Pro objektivní hodnocení vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů disponuje program několika funkcemi. Možnost modelování časového vývoje TSF byla do programu implementována právě pro účely hodnocení vlastností obrazu. Lze také využít simulace intervence, vybrat model prázdné scény a do něj zasouvat intervenční nástroj.

5.2.1. Ověření vlivu počtu projekcí

Při volbě příliš nízkého počtu projekcí dochází ke zkreslení, které se projevuje jako tzv. Houndsfieldovy pruhy (viz Obrázek 14). Zasouváme-li nástroj do prázdné scény, leží vždy právě v Houndsfieldově pruhu. Kontrast mezi intervenčním nástrojem a pokračujícím Houndsfieldovým pruhem je determinován hloubkou zásunu intervenčního nástroje. Se vzrůstající hloubkou zásunu intervenčního nástroje se kontrast snižuje.

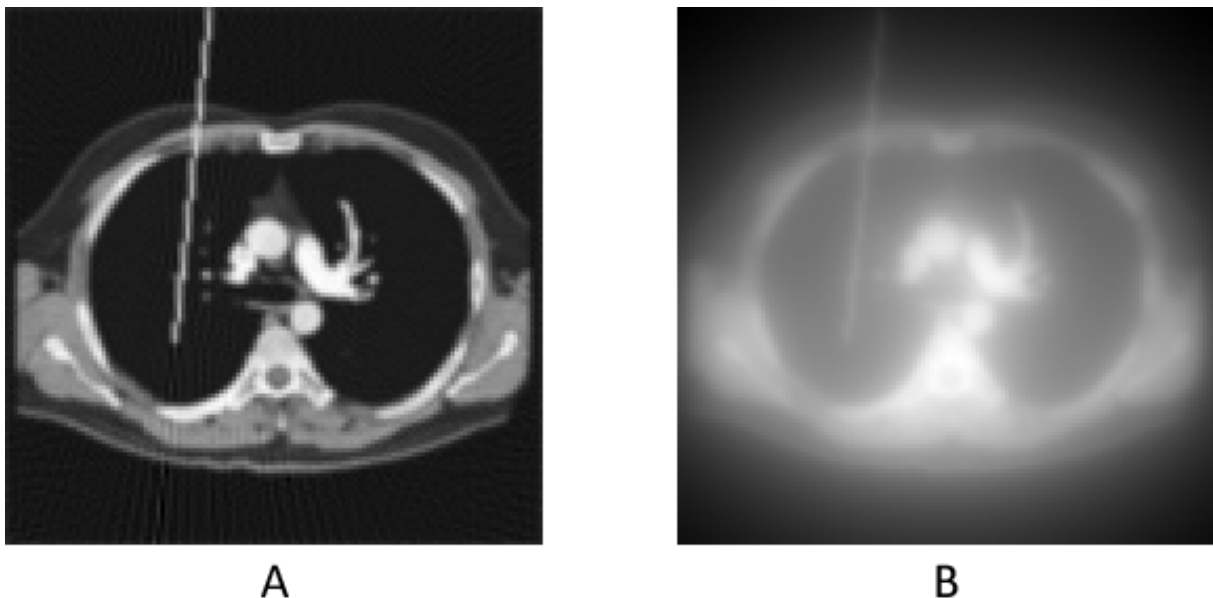
Při využití obrazu transverzálního řezu pacientem jako modelu scény nemá počet projekcí vliv jen na intervenční nástroj, ale i na zobrazení jednotlivých tkáňových struktur. Jak již bylo řečeno dříve, počet využitelných projekcí při konstantní požadované frekvenci prezentace obrazu je určen počtem sektorů a rychlostí rotace gantry. Řešení tohoto problému se budeme věnovat samostatně dále.



Obrázek 14: Simulace zásunu nástroje do prázdné scény – vlivu počtu projekcí; zvolené parametry A: rychlost rotace gantry 180°/s, 60 projekcí, 10 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu 15px/s; zvolené parametry B: rychlost rotace gantry 180°/s, 360 projekcí, 10 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu 15px/s

5.2.2. Ověření vlivu typu rekonstrukčního filtru

Volba typu rekonstrukčního filtru ovlivňuje vlastnosti získaného obrazu nezávisle na ostatních akvizičních a rekonstrukčních parametrech. Volba rekonstrukčního filtru souvisí s dosaženým poměrem SNR a potlačením hvězdicového artefaktu (viz Obrázek 15).

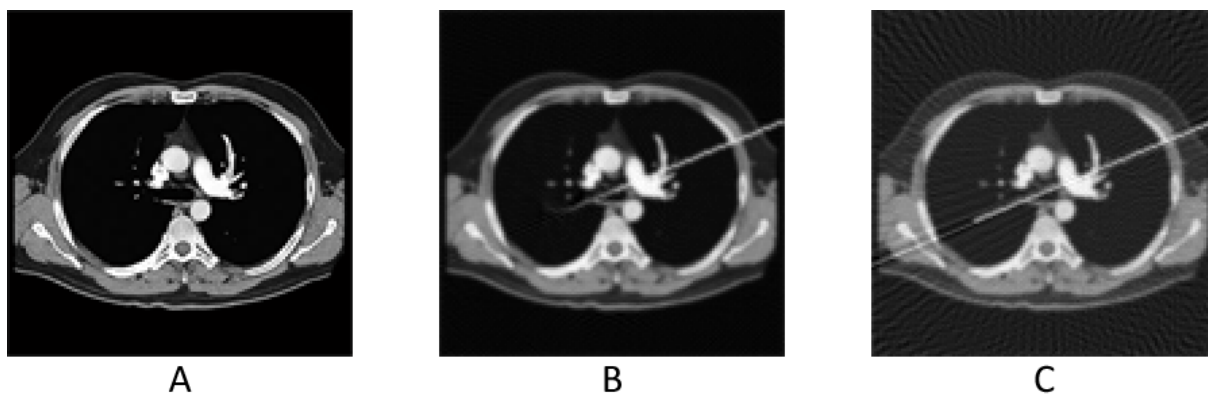


Obrázek 15: Simulace zásunu nástroje do hrudní dutiny – vliv typu rekonstrukčního filtru; zvolené parametry A: rychlost rotace gantry 360°/s, 240 projekcí, 10 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu 15px/s; zvolené parametry B: rychlost rotace gantry 360°/s, 240 projekcí, 10 sektorů, bez filtru, rychlost zásunu 15px/s

5.2.3. Ověření vlivu počtu sektorů

Zásadní vliv zvoleného počtu sektorů spočívá v možnosti korigovat rychlost rotace gantry při zachování konstantní frekvence prezentace obrazu. Jak již bylo řečeno dříve, zvýšení počtu sektorů při současném snížení rychlosti rotace gantry nám umožňuje využít vyššího počtu projekcí k rekonstrukci obrazových dat. Tento přístup vede ke zvýšení kontrastního a prostorového rozlišení v celém obraze, nicméně při konstantní rychlosti zásunu intervenčního nástroje získáváme vyšší fluoroskopické zkreslení v okolí hrotu intervenčního nástroje.

Obrázek 16 reprezentuje srovnání rekonstruovaného obrazu (kritický snímek reprezentující fluoroskopickou rekonstrukci). V obou případech byl nástroj zasouván do modelu scény (A) rychlostí 15px/s a k rekonstrukci byl využit Shepp-Logan filtr. Během prvního experimentu (B) byla rychlost rotace gantry 180°/s a využívali jsme 20 sektorů, což nám umožnilo sejmut 360 projekcí během jedné rotace gantry. Je zde vidět vysoké kontrastní rozlišení celého obrazu, ale také vysoké fluoroskopické zkreslení v okolí hrotu nástroje. Ve druhém případě (C) byla rychlost rotace gantry 720°/s a využívali jsme 5 sektorů. Frekvence prezentace obrazu byla tedy stejná. Za těchto podmínek jsme mohli sejmut 150 projekcí za 360° rotaci gantry. Fluoroskopické zkreslení je zde malé, nicméně kontrastní rozlišení celého obrazu je v tomto případě horší než v předešlém experimentu.



Obrázek 16: Simulace zásunu nástroje do hrudní dutiny – vliv počtu sektorů při konstantní frekvenci prezentaci obrazu na disponibilní počet projekcí a tedy i dosaženou kvalitou získávaných obrazů

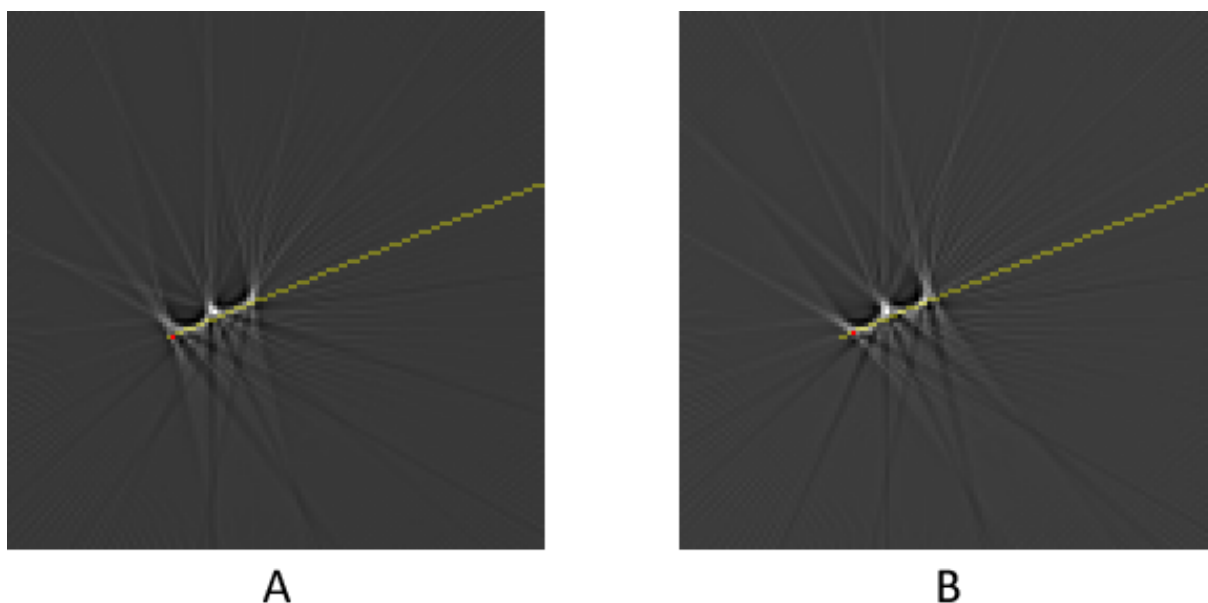
Počet sektorů rovněž determinuje charakter odchylky mezi skutečnou a rekonstruovanou polohou např. modelu Diracova impulzu. Nižší počet sektorů způsobuje převahu hloubkového zkreslení oproti zkreslení stranovému. Tento jev byl dokumentován v podkapitole *Vznik zkreslení vznikající při fluoroskopické rekonstrukci* (viz Obrázek 12).

5.2.4. Ověření vlivu rychlosti rotace gantry

Rychlost rotace gantry má mimořádný vliv na vlastnosti získávaných obrazů. Její působení lze formulovat následovně:

1. Čím vyšší rychlost rotace gantry zvolíme, tím méně sektorů lze při konstantní frekvenci obrazové prezentace využít. Použijeme-li méně sektorů, lze sejmout menší počet projekcí, což vede k nižšímu kontrastnímu a prostorovému rozlišení obrazu.
2. Čím vyšší rychlost rotace gantry zvolíme, tím dosáhneme nižšího zkreslení prostorového rozlišení v oblasti hrotu intervenčního nástroje (za předpokladu konstantní rychlosti zásunu intervenčního nástroje).

První případ je dokumentován dříve (*Ověření vlivu počtu sektorů*), nyní se zaměříme na druhý způsob ovlivňování. Formulaci lze interpretovat i tak, že volba vyšší rychlosti rotace gantry nám při stejném fluoroskopickém zkreslení hrotu intervenčního nástroje umožňuje manipulovat s nástrojem rychleji. Příмым následkem zkrácení doby intervence je snížení pacientské dávky. Výše popsané skutečnosti potvrdil následující experiment. Rychlost rotace gantry byla vždy volena rozdílně, poměr rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje byl konstantní. Pozorovali jsme vždy stejně rozsáhlé fluoroskopické zkreslení – poloměr půlkružnic, které vznikají při modelování TSF, byl v obou případech stejný (viz Obrázek 17).



Obrázek 17: Modelování TSF – vliv vztahu rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje na fluoroskopické zkreslení; zvolené parametry A: rychlost rotace gantry $90^\circ/\text{s}$, 300 projekcí, 15 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu $5\text{px}/\text{s}$; zvolené parametry B: rychlost rotace gantry $180^\circ/\text{s}$, 300 projekcí, 15 sektorů, Shepp-Logan filtr, rychlost zásunu $10\text{px}/\text{s}$

5.2.5. Ověření vlivu rychlosti zásunu nástroje

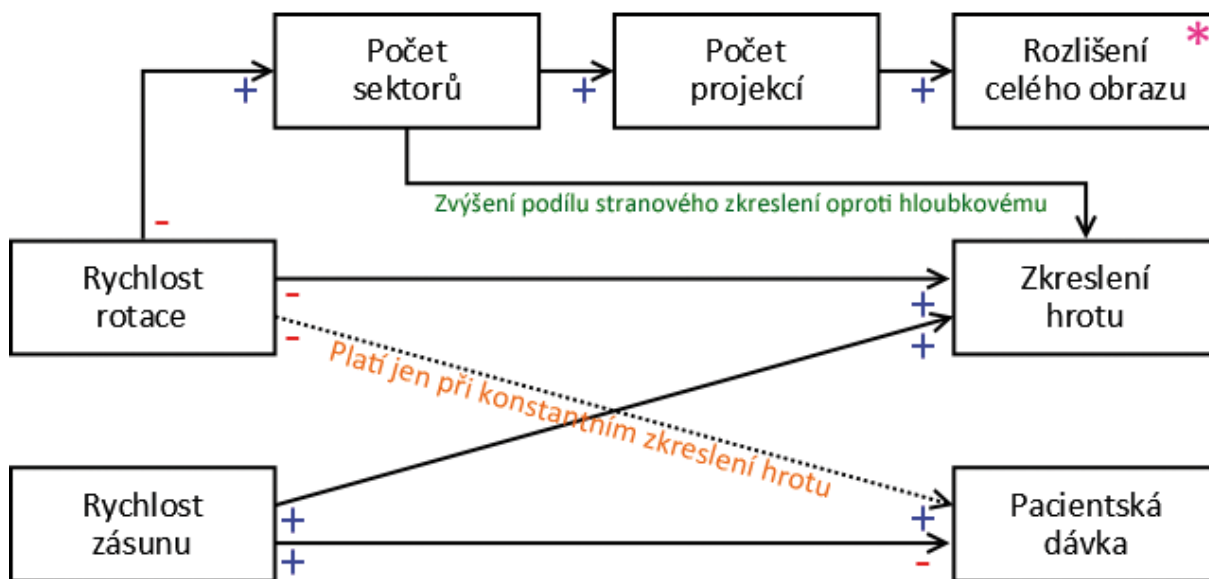
Rychlost zásunu intervenčního nástroje je úzce spjata s rychlostí rotace gantry. Oba parametry determinují rozsah zkreslení, které při fluoroskopické rekonstrukci vzniká. Rozsah zkreslení je určen počtem pixelů, o který se intervenční nástroj posune během rotace gantry o jednotkový úhel. Zvýšením rychlosti zásunu nástroje tak dochází ke zvětšení rozsahu zkreslení. Druhou stranou mince je ovšem zmenšení dávky, kterou pacient obdrží, neboť celá procedura bude trvat kratší dobu. Tato problematika byla dokumentována v podkapitole *Ověření vlivu rychlosti rotace gantry*.

5.2.6. Hledání optimálního přístupu

Nejprve přistoupíme ke shrnutí základních poznatků o vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu na kvalitu získávaných obrazů. Během fluoroskopické rekonstrukce se uplatňují tři zásadní vztahy mezi jednotlivými parametry:

1. Snížením počtu sektorů při konstantní rychlosti rotace gantry dojde k poklesu frekvence prezentace obrazu. V důsledku snížené sumace paprskových integrálů, která má za následek rekonstrukci obrazu hrotu intervenčního nástroje mimo jeho trasu, se začne uplatňovat hloubkové zkreslení na úkor zkreslení stranového.
2. Čím vyšší rychlost rotace gantry zvolíme, tím méně sektorů můžeme při konstantní požadované frekvenci obrazové prezentace využít. Použijeme-li za těchto podmínek méně sektorů, lze sejmout, za předpokladu konstantní výpočetní kapacity jednotky real-time rekonstrukce, menší počet projekcí. Rekonstrukce obrazu z menšího počtu projekcí má za následek nižší energetické (kontrastní) a prostorové rozlišení celého získaného obrazu.
3. Volba vyšší rychlosti rotace gantry nám při stejném fluoroskopickém zkreslení v oblasti hrotu intervenčního nástroje (za předpokladu konstantních ostatních parametrů) umožňuje manipulovat s nástrojem rychleji. Výsledkem je nižší patientská dávka. Kontrastní a prostorové rozlišení získávaných obrazů se vlivem nižšího počtu využitých projekcí zhorší.

Vzájemné ovlivňování jednotlivých parametrů reprezentuje Obrázek 18. Tyto vztahy platí za předpokladu konstantní požadované frekvence prezentace obrazu, stejného rekonstrukčního filtru a konstantního výkonu jednotky real-time rekonstrukce.



*** Jedná se o kontrastní a prostorové rozlišení**

Obrázek 18: Diagram vlivů a vzájemných vztahů jednotlivých akvizičních parametrů

Zásadním kritériem pro hodnocení jakýchkoliv radiologických výkonů je dávka ionizujícího záření, kterou pacient absorbuje. V našem případě je absorbovaná dávka úměrná expozičnímu času, proto budeme dále operovat právě s tímto pojmem. Optimální řešení je obecně takové, kdy je intervenční zákrok využívající CT fluoroskopie proveden co nejrychleji při přijatelném zkreslení v získávaných obrazech.

Snížením rychlosti rotace gantry získáváme možnost využití vyššího počtu sektorů, což nám přináší možnost použít k rekonstrukci více projekcí. Díky této skutečnosti získáváme obrazy s obecně vyšším kontrastním a prostorovým rozlišením, zatímco narůstá fluoroskopické zkreslení v okolí hrotu intervenčního nástroje. V tomto případě si je nutné uvědomit, nakolik je takové snížení rychlosti rotace gantry v danou chvíli přínosné.

Obecně lze prohlásit, že při výkonech, kdy je ve scéně zastoupeno vícero tkání s vyšším koeficientem zeslabení a zároveň nedochází k pohybu tkání např. vlivem dýchání, je výhodnější využít vyššího počtu sektorů. Mezi tyto intervence patří např. vertebroplastiky – je vyžadováno vysoké kontrastní rozlišení a zároveň lze deformaci tkáně v okolí obratlů vlivem dýchání považovat za nepatrnou. Fluoroskopické zkreslení, převážně stranového charakteru, nebude v tomto případě tak velkým problémem. Nástrojem pro hledání optimálního řešení této problematiky by mohlo být sestavení diagramů, v nichž by byla zobrazena závislost kontrastního rozlišení ve snímku na dosaženém fluoroskopickém zkreslení pro jednotlivé volby rychlosti zásunu intervenčního nástroje.

Počet sektorů má, kromě determinace disponibilního počtu projekcí, vliv na charakter fluoroskopického zkraslení. Nižší počet sektorů způsobí převahu zkraslení hloubkového charakteru, využití vyššího počtu sektorů má za následek zkraslení spíše stranového typu.

Požadavky na získávané obrazy jsou určovány zejména charakterem scény. Pro korektní hledání optimální varianty je nutno uvažovat homogenní tkáň (což relativně splňuje např. jaterní parenchym), kde by vždy byla stejná pravděpodobnost nežádoucí perforace tkáně z důvodu jak hloubkového, tak stranového zkraslení. V tomto případě by mělo smysl hledat minimální tzv. celkovou odchylku. Tu lze definovat jako odmocninu ze součtu kvadrátu hloubkové odchylky a kvadrátu stranové odchylky. V rámci této práce byl experiment tohoto druhu proveden, nicméně výsledky neměly z důvodu nízkého prostorového vzorkování obrazu modelu scény odpovídající výpovědní hodnotu.

Bylo provedeno i hodnocení získaných obrazů časového vývoje TSF ve spektrální oblasti (byla použita 2D Fourierova transformace). Kromě několika poznatků o morfologii spektra však nebyl dokumentován vztah mezi spektrem získaného obrazu a jeho kvalitou.

5.3. Hodnocení vlivu směru zásunu intervenčního nástroje

Budeme-li experimentálně zasouvat intervenční nástroj konstantní rychlostí do prázdné scény, vidíme, že korelační koeficient (mezi získaným obrazem a obrazem modelu scény s intervenčním nástrojem zasunutým do příslušné hloubky) obecně stoupá a dosahuje svého maxima při dosažení fluorografického charakteru rekonstrukce po ukončení zásunu.

V průběhu vývoje velikosti korelačního koeficientu můžeme ale vidět lokální maxima a lokální minima (Obrázek 19). Pro vysvětlení tohoto jevu využijeme poznatky o vlivu vzájemného vztahu mezi momentální pozicí rentgenky a směrem zásunu intervenčního nástroje na okamžitou velikost fluoroskopického zkraslení (viz podkapitola *Vznik zkraslení vznikající při fluoroskopické rekonstrukci*).



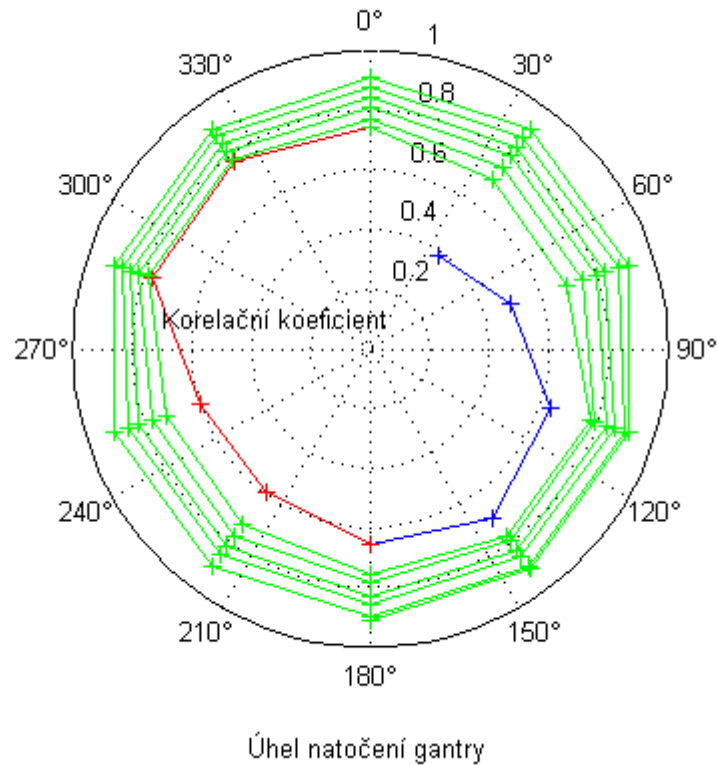
Obrázek 19: Vývoj korelačního koeficientu v čase; zvolené parametry: rychlost rotace gantry 180°/s, 180 projekcí, 10 sektorů, Shepp-logan filtr, rychlost zásunu 8px/s

Pokud je směr šíření ionizujícího záření v daném okamžiku kolmý na přímkou reprezentující trasu pohybu intervenčního nástroje, fluoroskopické zkreslení je obecně nejvyšší, což se projevuje lokálním minimem ve vývoji korelačního koeficientu v čase.

Jinak je tomu v případě, kdy se ionizující záření v danou chvíli šíří rovnoběžně s přímkou odpovídající trase pohybu intervenčního nástroje. Fluoroskopické zkreslení je obecně nejnižší, což má za následek výskyt lokálního maxima ve vývoji korelačního koeficientu v čase.

Uvedené poznatky lze ověřit zobrazením vývoje korelačního koeficientu v závislosti na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy (viz Obrázek 20). Zasouváme-li nástroj pod úhlem 90° od výchozí polohy gantry, pozorujeme nejvyšší korelační koeficient pro snímky, které byly získány vždy bezprostředně po rekonstrukci sektorů, kterým náleží projekce sejmuté právě pod úhlem 90° resp. 270°. V některých případech lokální maximum náleží až následujícímu snímku – pokud přírůstek korelačního koeficientu vyplývající z hlouběji zasunutého nástroje je vyšší než deficit díky fluoroskopickému zkreslení.

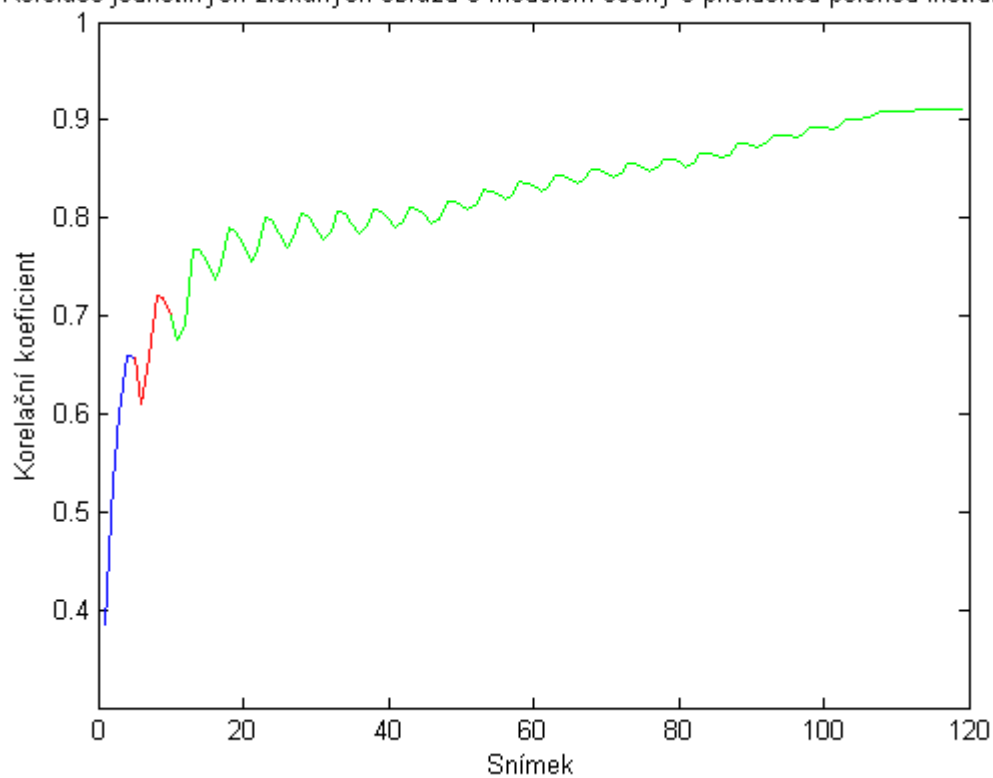
Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 20: Vývoj korelačního koeficientu v závislosti na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy; zvolené parametry: rychlost rotace gantry 180°/s, 180 projekcí, 10 sektorů, Shepp-logan filtr, rychlost zásunu 8px/s

S ohledem na předchozí závěry lze dále prohlásit, že frekvence oscilace mezi lokálními minimy a lokálními maximy je přímo úměrná rychlosti rotace gantry, nebo nepřímo úměrná rychlosti zásunu intervenčního nástroje (vztah těchto veličin byl dokumentován v podkapitole *Ověření vlivu rychlosti rotace gantry*). Pro amplitudu takto definované oscilace platí, že klesne se zvýšením rychlosti rotace gantry, nebo se snížením rychlosti zásunu intervenčního nástroje. Je tomu tak z toho důvodu, že se fluoroskopické zkreslení obecně zmenšuje a rozdíl mezi lokálním maximem a lokálním minimem není tak výrazný. Protože se v průběhu zásunu korelační koeficient obecně zvyšuje, dochází rovněž k postupnému zmenšování amplitudy během zásunu. Obrázek 21 reprezentuje graf, který tato tvrzení prokazuje.

Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 21: Vývoj korelačního koeficientu v čase; zvolené parametry: rychlost rotace gantry 360°/s, 180 projekcí, 10 sektorů, Shepp-logan filtr, rychlost zásunu 8px/s

6. Závěr

Úvodní část práce je zaměřena na popis procesu zobrazení u CT RTG ZS. Důraz je kladen zejména na metody využívané při rekonstrukci obrazu z projekcí. Zvláštní pozornost je věnována způsobu řešení rekonstrukce obrazu při intervenční CT fluoroskopii.

V navazující části je prezentován návrh simulátoru, který pracuje podle metod uvedených v úvodní části a umožňuje ověření vlivu jednotlivých parametrů procesu. Návrh je, podle mého názoru, úspěšně realizován. Popisu realizace návrhu se věnuje samostatná kapitola.

Hodnotící část práce se zabývá hodnocením dosažených výsledků. Její součástí je dokumentace vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu a vlivu směru zásunu intervenčního nástroje na vlastnosti získávaných snímků. Kromě samotného hodnocení je do této kapitoly zahrnut i popis mechanismu vzniku fluoroskopického zkreslení. Po zhodnocení dosažených výsledků následuje představení filozofie hledání optimálních parametrů.

Ze současných znalostí a zkušeností s programem vyplývají požadavky na jeho inovaci. Důraz by měl být kladen zejména na rozsáhlejší analýzu vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Dosažení přijatelné výpovědní hodnoty je podmíněno zvýšením prostorového vzorkování obrazu modelu scény. Tímto opatřením zřejmě dojde ke ztrátě možnosti ovlivňování scény v reálném čase (manuální manipulace s intervenčním nástrojem). Tato funkce ale má spíše psychosenzorický a didaktický význam a její současná implementace je, podle mého názoru, dostatečná. V současné době se jako nejperspektivnější jeví následující náměty:

1. Hodnocení kontrastního rozlišení v závislosti na dosaženém fluoroskopickém zkreslení pro jednotlivé volby rychlosti zásunu intervenčního nástroje.
2. Hledání minimální celkové odchylky (hledání akvizičních parametrů, při kterých je vzdálenost mezi skutečnou a rekonstruovanou pozicí bodu při modelování TSF nejmenší).
3. Využití znalosti parametrů pohybu nástroje a mechanismu vzniku fluoroskopického zkreslení k návrhu algoritmu nebo opatření, které by toto zkreslení dokázalo redukovat.
4. Práce s projekcemi – identifikace změn v sinogramu způsobených pohybem intervenčního nástroje či využití informací o pohybu intervenčního nástroje k úpravě velikostí jednotlivých paprskových integrálů.

Seznam literatury

- [1] BUSHBERG, J. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2002. 933 p. ISBN 0-683-30118-7.
- [2] DALY, B.; TEMPLETON P. Real-time CT Fluoroscopy: Evolution of an Interventional Tool. *Radiology*, May 1999, vol. 211, no. 2, pp. 309-315.
- [3] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, 2004. 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
- [4] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upravené a rozšířené vydání, brož. Brno : VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [5] KEAT, N. Real-time CT and CT fluoroscopy. *The British Journal of Radiology*, December 2001, vol. 74, no. 888, pp. 1088-1090.
- [6] KIM, J. Real-time CT Fluoroscopy (CTF)-Guided Vertebroplasty in Osteoporotic Spine Fractures. *Yonsei Medical Journal*, 2005, vol. 46, no. 5, pp. 635-642.
- [7] KOIZUKA, S. Percutaneous radio-frequency thermocoagulation of the Gasserian ganglion guided by high-speed real-time CT fluoroscopy. *Interventional neuroradiology*, 2009, vol. 51, pp. 563-566.
- [8] MEYER, C. Real-time CT fluoroscopy: Usefulness in Thoracic Drainage. *American Journal of Roentgenology*, 1998, vol. 171, pp. 1097-1101.
- [9] WANG, A. *Localized noise power spectrum analysis* [online]. 2008 [cit. 2011-05-25]. Dostupné z WWW:
http://scien.stanford.edu/pages/labsite/2008/psych221/projects/08/AdamWang/project_report.htm

V realizovaném simulátoru je využita funkce *polargeo.m*. Tato funkce je modifikací původní funkce prostředí MATLAB[®] *polar.m* a je k dispozici na stránkách společnosti MathWorks ke stažení (<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/1690>).

Některé modely scény byly vytvořeny ze snímků, které poskytla Radiologická klinika, FN Brno.

Seznam užitych zkratek

AVI	-	formát souboru určený k ukládání videa
CD	-	kompaktní disk
CT	-	výpočetní tomografie
DBP	-	Direct BackProjection, algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
FBP	-	Filtered BackProjection, algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
FOV	-	zorné pole
OS	-	operační systém
PC	-	počítač
PDF	-	formát souboru určený k přenosu dat mezi různými zařízeními
PNG	-	formát souboru určený k ukládání obrázků
PSF	-	Point Spread Function
RTG	-	rentgenové záření
SBP	-	Simple BackProjection, algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
SNR	-	poměr signálu vůči šumu, určuje jak moc je daný signál zkreslen šumem
TSF	-	Time Spread Function
ZS	-	zobrazovací systém

Seznam příloh

- Příloha A – Obsah přiloženého CD
- Příloha B – Návod k laboratornímu cvičení

Příloha A – Obsah příloženého CD

Elektronická verze práce

Elektronická verze práce ve formátu PDF je k dispozici v kořenovém adresáři příloženého CD pod názvem *zprava.pdf*.

Zdrojové texty

Články, na které se v textu odkazují a jsou volně dostupné ve formátu PDF, jsou uloženy v adresáři *Zdrojové texty*. První znak názvu souboru je číslice, která náleží danému článku v seznamu literatury.

Obrázky publikované v technické zprávě

Všechny obrázky, které jsou publikovány v technické zprávě, jsou uloženy v adresáři *Obrázky*. Název souboru začíná číslem, které koresponduje s číslem obrázku v technické zprávě. Jediný obrázek, který se vyskytuje pouze mimo vlastní text je uložen pod názvem *priloha_zasunpod90.png*.

Výsledky simulací

Obrázky, které jsou publikovány v technické zprávě, se často skládají z více jednotlivých snímků, které reprezentují výsledky provedených experimentů. Jednotlivé snímky jsou uloženy jako obrázky ve formátu PNG ve složce *Výsledky*. Název souboru začíná číslem a písmenem. Díky těmto znakům je možné snímky přiřadit jednotlivým obrázkům v technické zprávě.

Příklad: soubor *12A_tsf90_360_30_15.png* a soubor *12B_tsf90_360_12_15.png* v adresáři *Výsledky* reprezentují dva snímky, které jsou publikovány jako Obrázek 12 (*Obrázky/12_fluorozkresleni.png*) v technické zprávě.

Při získávání snímků (viz výše) byla pořízena i videa, která dokumentují průběhy jednotlivých simulací. Tato videa jsou uložena ve formátu AVI v adresáři *Výsledky*. Jsou pojmenována jako *obrazekXY.avi*, kde XY reprezentuje číslo (resp. číslo a znak), které koresponduje s číslem statického snímku, který byl získán toutéž simulací. Pod stejným názvem se v téže složce nachází textový soubor, ve kterém jsou k dispozici veškeré údaje o experimentu.

Příklad: soubor *obrazek12A.avi* reprezentuje průběh simulace, kdy byl jeden ze získaných snímků uložen jako *12A_tsf90_360_30_15.png*. Informace o simulaci jsou uloženy v souboru *obrazek12A.txt*.

Realizovaný program

V adresáři *Program – nekompileovaný* je uložen realizovaný simulátor v jednotlivých souborech. V této podobě je potřeba ke spuštění programu nainstalované prostředí MATLAB® 2009b vč. nainstalované součásti Image Processing Toolbox. Otevřením

jednotlivých tzv. *m-souborů* lze vidět zdrojový kód programu. Simulátor lze spustit pomocí souboru *bakalarka.m*.

V adresáři *Program – kompilovaný* je uložen realizovaný simulátor kompilovaný do souboru *modelovani_fluoroskopie.exe*. Pro běh aplikace není potřeba spuštěné prostředí MATLAB[®], je však nutno jej mít na PC nainstalováno.

V případě, že není na PC nainstalováno prostředí MATLAB[®] 2009b včetně součásti Image Processing Toolbox, je potřeba před spuštěním simulátoru (lze využít jen kompilovanou verzi) nainstalovat rozhraní MATLAB[®] Compiler Runtime. Instalační soubor tohoto rozhraní *MCRInstaller.exe* je uložen rovněž v adresáři *Program – kompilovaný*.

Jak v adresáři *Program – nekompilovaný*, tak v adresáři *Program – kompilovaný* se nachází podadresář *Modely scény*. Zde jsou uloženy obrazy modelů scén, které může uživatel využít pro simulace.

Příloha B – Návod k laboratornímu cvičení

Program: Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

Prerekvizita: Znalost principů procesu projekčně-rekonstrukčního zobrazení

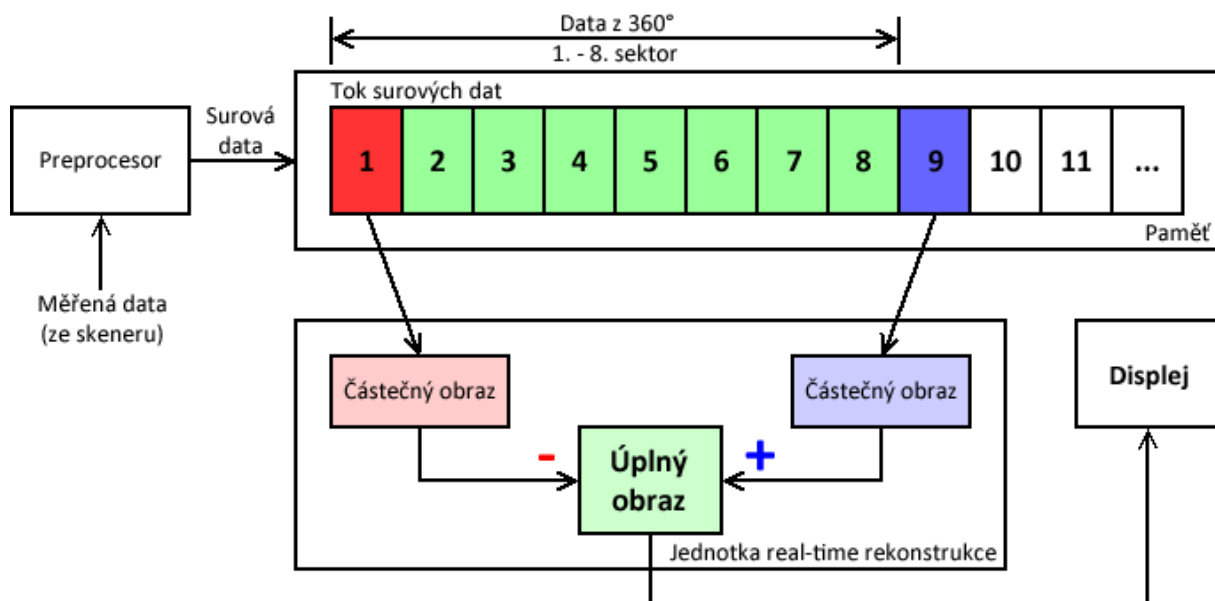
Obsah laboratorního cvičení

1. Seznámení se s principem rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii
2. Seznámení se s filozofií a ovládáním programu
3. Pochopení mechanismu vzniku fluoroskopického zkreslení
4. Modelování vlivu rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje na rozsah fluoroskopického zkreslení
5. Vzájemný vztah rychlosti rotace gantry a zvoleného počtu sektorů
6. Ověření vlivu směru zásunu intervenčního nástroje
7. Aplikace získaných znalostí. Simulace zvolené lékařské intervence při zvolených akvizičních a rekonstrukčních parametrech procesu

1. Seznámení se s principem rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

Fluoroskopie je skenovací mód CT RTG zobrazovacího systému, který je charakteristický zobrazováním snímané scény v reálném čase. Využívá se při zákrocích, které by byly bez neustále aktuální informace o lokalizaci intervenčního nástroje prakticky neproveditelné.

Jednou z podmínek pro uskutečnění přímé/zpětné Radonovy transformace je stacionarita snímané scény. Tato stacionarita je při lékařských výkonech narušena pohybem intervenčního nástroje. Abychom zmírnili dopady tohoto artefaktu, rozdělujeme soubor projekcí do zvoleného počtu datových sektorů. Každý sektor odpovídá projekcím získaným během rotace gantry o poměrný počet stupňů.



Obrázek 1: Princip rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

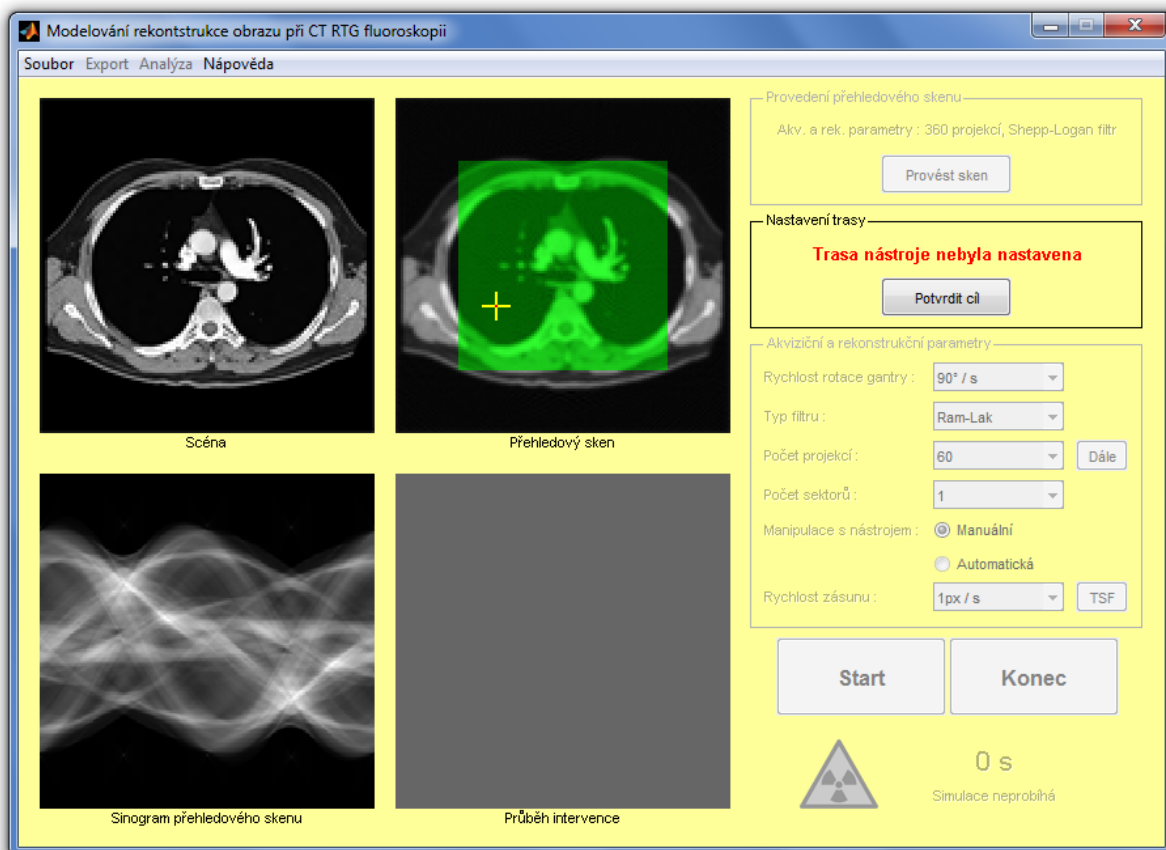
Pokud např. rozdělíme projekce sejmuté během 360° rotace gantry do osmi sektorů, odpovídá každý sektor projekcím získaným během rotace gantry o 45°. První obraz studie pak získáme rekonstrukcí obrazu ze všech osmi sektorů. Druhý obraz získáme přičtením rekonstruovaných dat devátého a odečtením rekonstruovaných dat prvního sektoru (viz Obrázek 1).

Při aplikaci tohoto přístupu se informace z každé jednotlivé projekce uplatní ve více než jednom získaném obraze. Dosahujeme tak vyšší frekvence obrazové prezentace při zachování totožných nároků na výkon jednotky real-time rekonstrukce.

2. Seznámení se s filozofií a ovládáním programu

Zadání experimentu – Motivační experiment

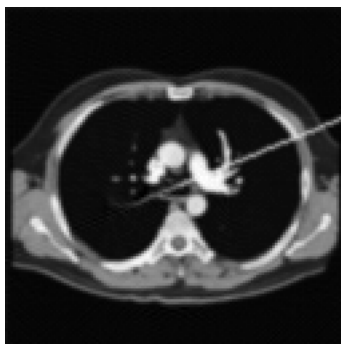
Otevřete soubor s modelem scény (v menu vyberte položku *Soubor/Vybrat model scény*). Vyberte například soubor *thorax1.png*. Scéna se zobrazí v okně *Scéna*. Tlačítkem *Provést sken* provedte přehledový sken. V okně *Přehledový sken* se zobrazí rekonstruovaný obraz scény. Stisknutí tlačítka *Nastavit trasu* vám umožní nastavit cílovou pozici intervence (Obrázek 2). Poté stejným tlačítkem potvrďte cílovou pozici a stejný postup zopakujte při výběru počáteční pozice intervenčního nástroje. Po potvrzení počáteční pozice vám bude vyznačena trasa intervence (můžete ji nyní libovolně upravit).



Obrázek 2: Vzhled hlavního okna programu v průběhu nastavování cílové pozice intervenčního nástroje

Poté pokračujte volbou akvizičních a rekonstrukčních parametrů – rychlost rotace gantry nastavte na 360°/s, k filtraci projekcí vyberte filtr *Shepp-Logan* a během 360° rotace gantry budete snímat 240 projekcí.

Nyní klikněte na tlačítko *Dále*. Bude vám vytvořena nabídka volitelných počtů sektorů. Tento krok je zde z důvodu omezeného výpočetního výkonu počítače. Vyberte *10* sektorů a zvolte *manuální* manipulaci s intervenčním nástrojem.



Obrázek 3: Snímek získaný během simulace

Následně budete manipulovat s intervenčním nástrojem pomocí rolovacího tlačítka myši. Rolováním od sebe nástroj zasouváte, rolováním k sobě nástroj vysouváte. Simulaci můžete kdykoliv zastavit pomocí tlačítka *Přerušit*. Stejného efektu dosáhnete stisknutím mezerníku. Neustále uvidíte časový údaj, který reprezentuje dobu trvání expozice pacienta ionizujícím zářením. Kromě něj budete mít přehled, zdali probíhá stále **fluoroskopická rekonstrukce** (od pozastavení pohybu nástroje gantry nerotovalo více než 360° stupňů). V opačném případě probíhá **fluorografická rekonstrukce** - scéna je stacionární déle než po dobu jedné 360° rotace gantry a pacient je bezdůvodně exponován škodlivým zářením.

Stiskněte tlačítko *Start*. Pozorujete naplnění doposud prázdných sektorů projekcemi.

Zasouvejte a vysouvejte intervenční nástroj. Dosáhněte maximálního zásunu. Všimněte si změn v získávaných obrazech v závislosti na vašem počínání.

Přerušte simulaci. Nechcete-li pokračovat, simulaci ukončete tlačítkem *Ukončit*.

Exportujte získané obrazy do souboru videa (v menu zvolte *Export/Do souboru videa*). Spustěte si v přehrávači uložené video. Ve složce, kam jste uložili soubor videa, naleznete stejnojmenný textový soubor s informacemi o právě proběhlé intervenci.

Stiskněte tlačítko *Zpět*. Změňte rychlost rotace gantry na $90^\circ/s$. Pokračujte tlačítkem *Dále*. Zvolte rozdělení projekcí do 30 sektorů a *manuální* manipulaci s nástrojem. Simulujte intervenci a pozorujte vlastnosti získávaných obrazů. Zaměřte se na oblast kolem hrotu intervenčního nástroje. Získané obrazy exportujte do souboru videa.

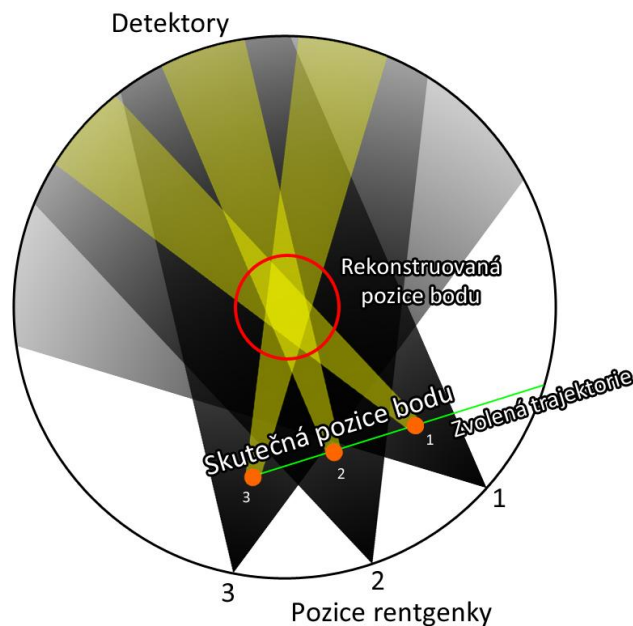
3. Pochopení mechanismu vzniku fluoroskopického zkreslení

Jak již bylo řečeno dříve, scéna není při CT fluoroskopii stacionární, neboť dochází k pohybu intervenčního nástroje. Na základě předchozí úlohy dokážete sami intuitivně souhlasit s tvrzením, že čím výraznější je pohyb nástroje, tím většího zkreslení bude dosaženo. Fluoroskopické zkreslení je v daný okamžik determinováno momentálním pohybem intervenčního nástroje vůči pohybu rentgenky. Abychom byli schopni popsat mechanismus

vzniku fluoroskopického zkreslení, budeme jako model scény využívat model Diracova impulzu, který se pohybuje zvolenou rychlostí po zvolené trase.

Sledujeme-li paprskové průměty, jejichž velikost je tvořena modelem Diracova impulzu ve scéně, všimneme si, že dochází k jejich sumaci v místě, jehož poloha je závislá právě na momentálním pohybu rentgenky.

Protíná-li ve sledovaném časovém okamžiku pohyb rentgenky přímku vzniklou extrapolací trasy modelu Diracova impulzu, dochází k sumaci právě na trase modelu Diracova impulzu. Pokud ale je ve sledovaném časovém okamžiku svazek ionizujícího záření kolmý ke směru pohybu modelu Diracova impulzu, dochází k sumaci mimo trasu (Obrázek 4).



Obrázek 4: Mechanismus vzniku fluoroskopického zkreslení

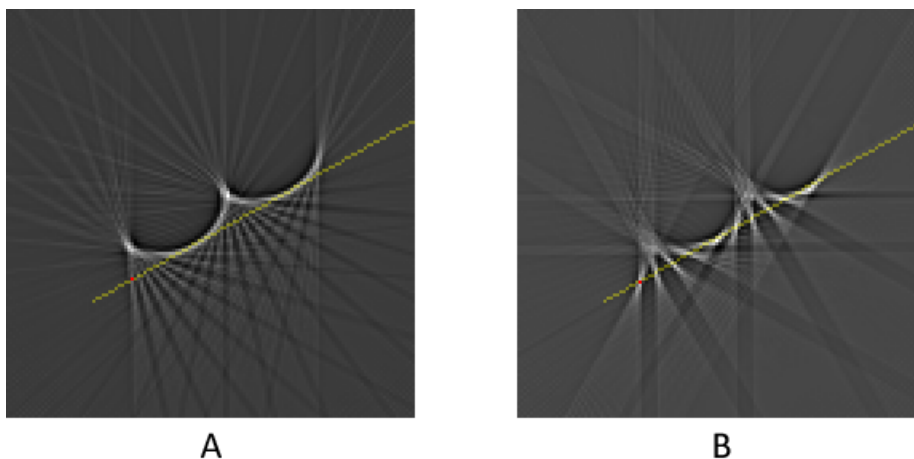
Jak se přesvědčíte později (viz úloha 4), **rozsah** fluoroskopického zkreslení závisí na poměru rychlosti rotace gantry a rychlosti pohybu modelu Diracova impulzu. Nyní se budeme zabývat **charakterem** fluoroskopického zkreslení.

Jak již bylo řečeno, původcem fluoroskopického zkreslení je sumace paprskových průmětů mimo trasu pohybujícího se modelu Diracova impulzu. Čím vyšší počet sektorů využijeme, tím bude docházet k výraznější sumaci. Při volbě vysokého počtu sektorů má zkreslená trasa tvar několika půlkružnic. Díky vysoké sumaci mimo trasu má zkreslení spíše stranový charakter. Využijeme-li nižší počet sektorů, sumace mimo trasu nebude tak značná a zkreslení bude mít spíše hloubkový charakter.

Zadání experimentu – Charakter fluoroskopického zkreslení, TSF

Výše popsaný mechanismus lze pozorovat modelováním časového vývoje TSF (Time Spread Function). Jedná se o modelování fluoroskopické rekonstrukce, při které je scéna tvořena pohybujícím se modelem Diracova impulzu. V programu je modelování TSF přístupné po zvolení *automatické* manipulace s nástrojem (nástroj je zasouván konstantní rychlostí) prostřednictvím tlačítka *TSF*. V tomto případě se nevyužívá model scény načtený ze souboru!

Načtěte jakoukoliv scénu (*Soubor/Vybrat model scény*), proveďte přehledový sken (*Provést sken*) a nastavte libovolnou trasu intervenčního nástroje (*Nastavit trasu*). Zvolte rychlost rotace gantry $90^\circ/s$, *Shepp-Logan* filtr a sejmutí 360 projekcí. Pokračujte tlačítkem *Dále*, zvolte 30 resp. 12 sektorů, vyberte *automatickou* manipulaci s intervenčním nástrojem, rychlost zásunu nastavte na $15px/s$ a následně stiskněte tlačítko *TSF*. Budete sledovat časový vývoj TSF. Žlutě je vyznačena trasa pohybu modelu Diracova impulsu, červeně pak jeho aktuální pozice (Obrázek 5). Získané obrazy uložte (*Export/Do souboru videa*).



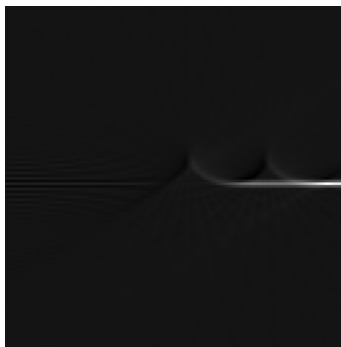
Obrázek 5: Modelování časového vývoje TSF – vznik fluoroskopického zkreslení

Experiment potvrzuje předpoklad – využití vyššího počtu sektorů způsobuje zkreslení spíše stranového charakteru (Obrázek 5A), zatímco nižší zvolený počet sektorů vede ke zkreslení hloubkového charakteru (Obrázek 5B).

Zadání experimentu – Charakter fluoroskopického zkreslení, zásun do prázdné scény

Budeme zasouvat intervenční nástroj do prázdné scény (homogenní scéna tvořená vzduchem) a zvolíme totožné akviziční parametry jako v předchozím experimentu v případě zvoleného vysokého počtu sektorů. Lze si všimnout, že zkreslená rekonstruovaná pozice bodu přetrvává, dokud se gantry nepootočí o 90° . Děje se tak díky prodloužené sumaci paprskových průmětů mimo trasu v důsledku trvajících zásunů intervenčního nástroje (Obrázek 6).

Načtěte model scény (*prazdne1.png*). Nastavte akviziční a rekonstrukční parametry: rychlost rotace gantry $90^\circ/s$, typ filtru *Shepp-Logan*, sejmutí 360 projekcí, využití 30 sektorů, *automatická* manipulace, rychlost zásunu $15px/s$. Proveďte simulaci. Získané obrazy uložte.



Obrázek 6: Zásun nástroje do prázdné scény – vznik fluoroskopického zkreslení

4. Modelování vlivu rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje na rozsah fluoroskopického zkraslení

Rozsah fluoroskopického zkraslení je determinován poměrem rychlosti rotace gantry a rychlosti pohybu modelu Diracova impulsu.

Budeme pracovat s případem, kdy rekonstruovaná trasa pohybujícího se modelu Diracova impulsu připomíná několik půlkružnic (tj. při volbě vysokého počtu sektorů). Rozsah zkraslení může být vyjádřen poloměrem takové půlkružnice.

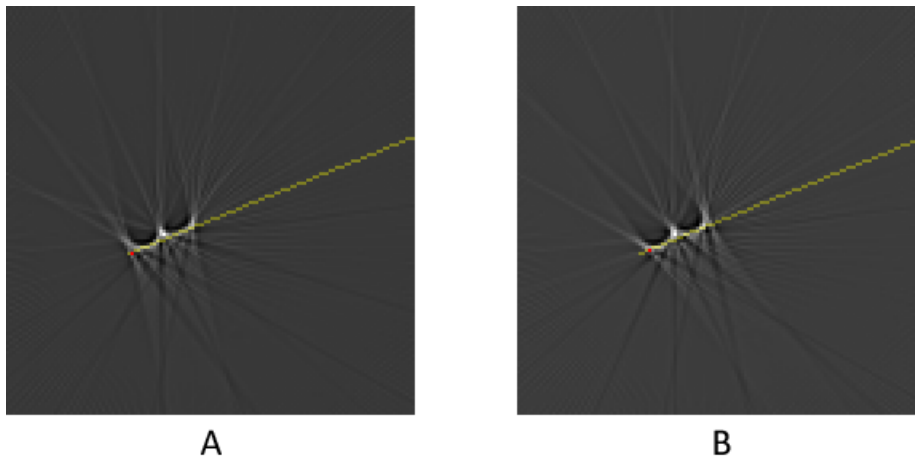
Zadání experimentu – Rozsah fluoroskopického zkraslení

Proveďte modelování časového vývoje TSF. Zvolte libovolnou scénu, proveďte přehledový sken a nastavte libovolnou trasu intervenčního nástroje. Pokračujte volbou rychlostí rotace gantry $90^\circ/s$ (Obrázek 7A) resp. $180^\circ/s$ (Obrázek 7B), Shepp-Logan filtru a 300 projekcí. Po stisku tlačítka *Dále* zvolte 15 sektorů a automatickou manipulaci s intervenčním nástrojem – zásun rychlostí $5px/s$ (Obrázek 7A) resp. $10px/s$ (Obrázek 7B). Exportujte do souboru videa.

Lze pozorovat (Obrázek 7), že poměr rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje byl v obou případech stejný

$$\frac{90^\circ/s}{5px/s} = \frac{180^\circ/s}{10px/s}.$$

Důsledkem této rovnosti bylo vytvoření fluoroskopického zkraslení stejného rozsahu – půlkružnice, které jsou vytvořeny rekonstruovanou trasou pohybujícího se bodu, mají stejný poloměr.



Obrázek 7: Modelování časového vývoje TSF – vliv vztahu rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje na fluoroskopické zkraslení

Změňte rychlost zásunu intervenčního nástroje na $15px/s$. Pozorujte zvětšení poloměru rekonstruovaných půlkružnic. Získané obrazy exportujte.

5. Vzájemný vztah rychlosti rotace gantry a zvoleného počtu sektorů

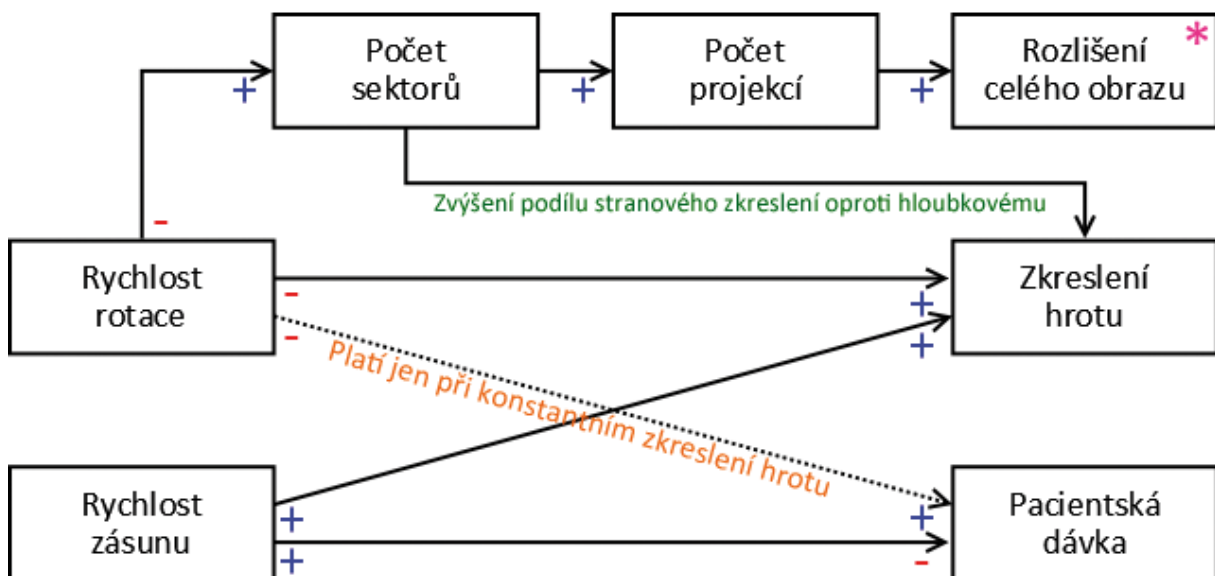
Hlavním důvodem využití CT fluoroskopie při intervenčním zákroku je nutnost zobrazování získávaných obrazů v reálném čase. Proto je frekvence prezentace obrazu, kromě patientské dávky, zásadním kritériem pro hodnocení procesu zobrazení. Frekvence prezentace obrazu, spolu s kvalitou získávaných obrazů, přímo determinuje rychlost, kterou může lékař s nástrojem manipulovat. Zvýšení bezpečné rychlosti vede ke snížení patientské dávky.

Protože nový obraz studie je získán vždy po rekonstrukci všech projekcí jednoho sektoru, volba počtu sektorů přímo ovlivňuje dosaženou frekvenci prezentace obrazu.

Volbou počtu sektorů lze korigovat rychlost rotace gantry tak, abychom získali požadovanou frekvenci prezentace obrazu. Například rychlost rotace gantry $360^\circ/\text{s}$ vede při využívání šesti sektorů ke stejné frekvenci prezentace obrazu jako nastavení rychlosti rotace gantry na $180^\circ/\text{s}$ a volba dvanácti sektorů.

Vztah rychlosti rotace gantry a zvoleného počtu sektorů determinuje disponibilní počet projekcí. Při zanedbání náročnosti ostatních výpočetních operací a stanovení konstantní frekvence prezentace obrazu lze říci, že rekonstrukce šesti sektorů během 360° rotace gantry vede k dvojnásobné zátěži jednotky real-time rekonstrukce oproti případu, kdy rekonstruujeme během 360° rotace gantry sektorů dvanáct.

Připomeňme si všechny doposud probrané vlivy a vzájemné vztahy jednotlivých akvizičních parametrů (Obrázek 8).



Obrázek 8: Diagram vlivů a vzájemných vztahů jednotlivých akvizičních parametrů

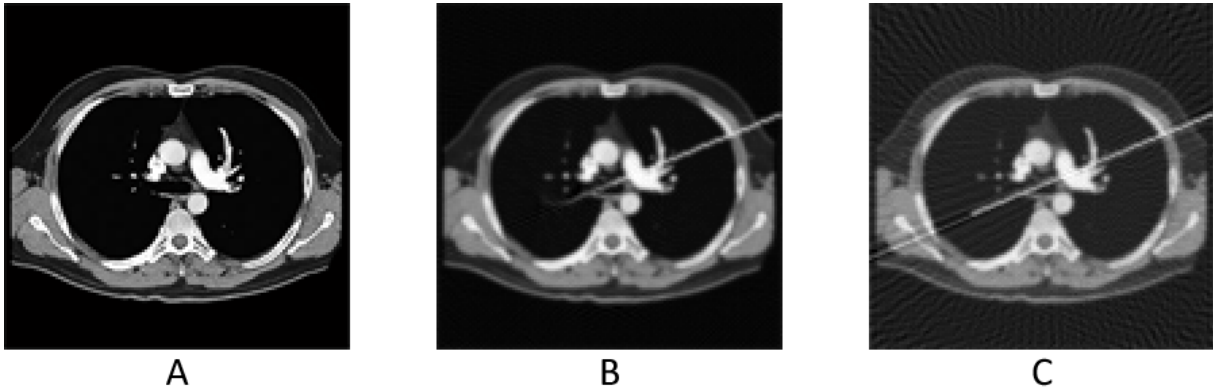
V reálné situaci je nutno počítat i s výpočetní náročností ostatních úkonů. V programu je proto zakomponováno tlačítko *Dále*, které sestavuje nabídku volitelného počtu sektorů dle předchozího nastavení.

Zadání experimentu – Modelování vlivu vztahu rychlosti rotace gantry a zvoleného počtu sektorů na disponibilní počet projekcí

Vyberte libovolnou scénu (např. *thorax1.png*; Obrázek 9A), proveďte přehledový sken a nastavte libovolnou trasu. Zvolte následující akviziční parametry:

Intervence 1 : Rychlost rotace gantry $180^\circ/s$, 20 sektorů, 360 projekcí, *Shepp-Logan* filtr, *automatická* manipulace, rychlost zásunu $15px/s$. Dokumentováno na Obrázku 9B.

Intervence 2 : Rychlost rotace gantry $720^\circ/s$, 5 sektorů, 150 projekcí, *Shepp-Logan* filtr, *automatická* manipulace, rychlost zásunu $15px/s$. Dokumentováno na Obrázku 9C.



Obrázek 9: Simulace zásunu nástroje do hrudní dutiny, vliv počtu sektorů při konstantní frekvenci prezentace obrazu na disponibilní počet projekcí

V obou případech bude frekvence prezentace obrazu 10 obr./s. Volba vyššího počtu sektorů (Intervence 1) umožňuje využití vyššího počtu projekcí, což má za následek vyšší dosažené prostorové a kontrastní rozlišení v celém obraze. Druhou stranou mince je zvýšení rozsahu fluoroskopického zkreslení v okolí hrotu intervenčního nástroje.

Proveďte simulaci Intervence 1. Simulaci přerušte po dosažení fluorografického charakteru rekonstrukce (červené zbarvení údaje o době expozice a charakteru rekonstrukce). Ukončete simulaci. Exportujte obrazy do souboru videa. Pokračujte základní analýzou (*Analýza/Základní analýza*), která srovnává fluoroskopickou a fluorografickou rekonstrukci. Naskytne se vám pohled na nově otevřené okno.

V levém horním okně vidíte snímek získaný fluoroskopickou rekonstrukcí po zastavení pohybu intervenčního nástroje. V levém dolním okně je zobrazen snímek získaný fluorografickou rekonstrukcí (tj. po následující 360° rotaci gantry).

V našem případě nastává situace tohoto typu (tj. zisk výše charakterizované dvojice snímků) pouze jednou, a to po dosažení cílové pozice nástroje. Pokud budete v následujících úlohách manipulovat s nástrojem manuálně a opakovaně nastane fluorografický charakter rekonstrukce, budete si moct v rolovací nabídce *Analýzované situace* vybrat k analýze jednu z takových situací.

V pravých oknech vidíte rozdíly mezi snímky zobrazenými v levých oknech. Schéma odčítání je znázorněno barevnými šipkami. Fluoroskopické zkreslení lze kvantitativně srovnávat pomocí histogramu (tlačítko *Histogram* v panelu náležejícím příslušnému pravému oknu) rozdílu fluoroskopického a fluorografického snímku. Pro lepší psychosenzorický vjem lze

využít modifikace kontrastu (tlačítko *Kontrast*). Proved'te srovnání fluoroskopické a fluorografické rekonstrukce.

Uložte obsah „zeleného“ okna do souboru (*Okno/Uložit do souboru*). Získáte stejnojmenný soubor s údaji o analyzované situaci. Proved'te Intervenci 2. I v tomto případě srovnajte fluoroskopickou a fluorografickou rekonstrukci a obraz okna si uložte do souboru.

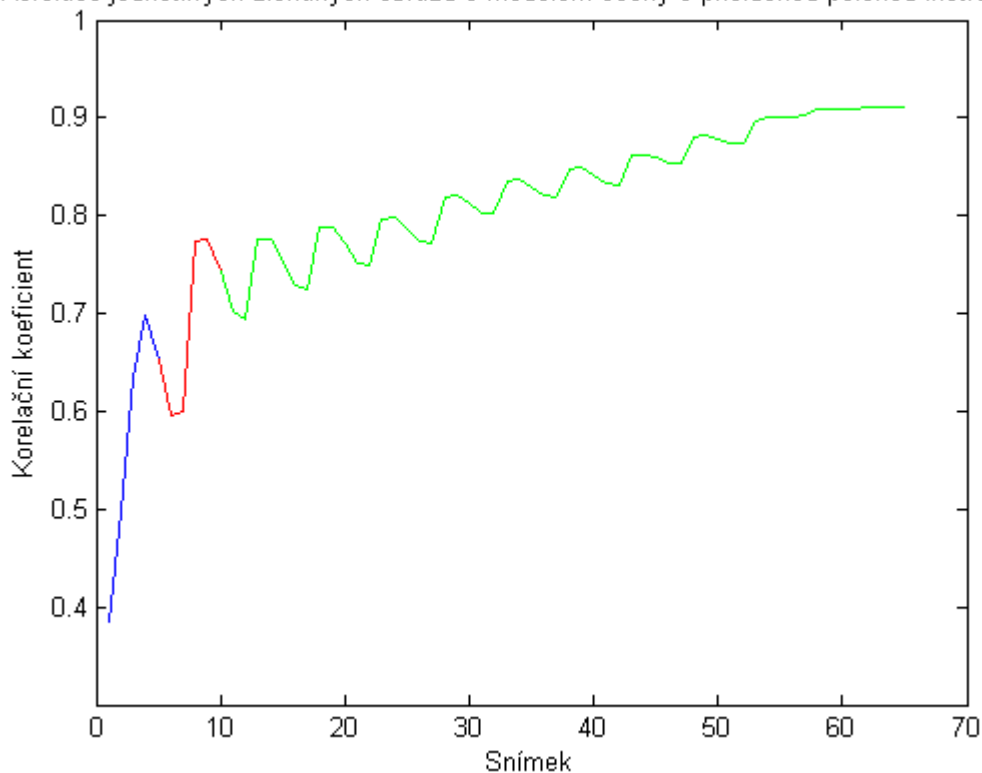
6. Ověření vlivu směru zásunu intervenčního nástroje

Budeme-li experimentálně zasouvat intervenční nástroj konstantní rychlostí do prázdné scény, uvidíme, že korelační koeficient (mezi získaným obrazem a obrazem modelu scény s intervenčním nástrojem zasunutým do příslušné hloubky) obecně stoupá a dosahuje svého maxima při dosažení fluorografického charakteru rekonstrukce po ukončení zásunu.

V průběhu vývoje velikosti korelačního koeficientu můžeme ale vidět lokální maxima a lokální minima (Obrázek 10). Pro vysvětlení tohoto jevu využijeme poznatky o vlivu vzájemného vztahu mezi momentální pozicí rentgenky a směrem zásunu intervenčního nástroje na okamžitou velikost fluoroskopického zkraslení.

Pokud je směr šíření ionizujícího záření v daném okamžiku kolmý na přímkou reprezentující trasu pohybu intervenčního nástroje, fluoroskopické zkraslení je obecně nejvyšší, což se projevuje lokálním minimem ve vývoji korelačního koeficientu v čase. Jinak je tomu v případě, kdy se ionizující záření v danou chvíli šíří rovnoběžně s přímkou odpovídající trase pohybu intervenčního nástroje. Fluoroskopické zkraslení je obecně nejnižší, což má za následek výskyt lokálního maxima ve vývoji korelačního koeficientu v čase.

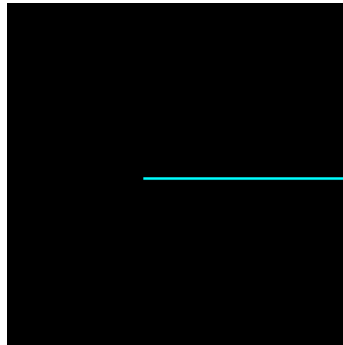
Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 10: Vývoj korelačního koeficientu v čase

Zadání experimentu – Vývoj korelačního koeficientu

Načtěte model prázdné scény (*prazdne1.png*). Nastavte trasu intervenčního nástroje tak, aby vedla pod úhlem 90° vůči výchozí poloze gantry (Obrázek 11).

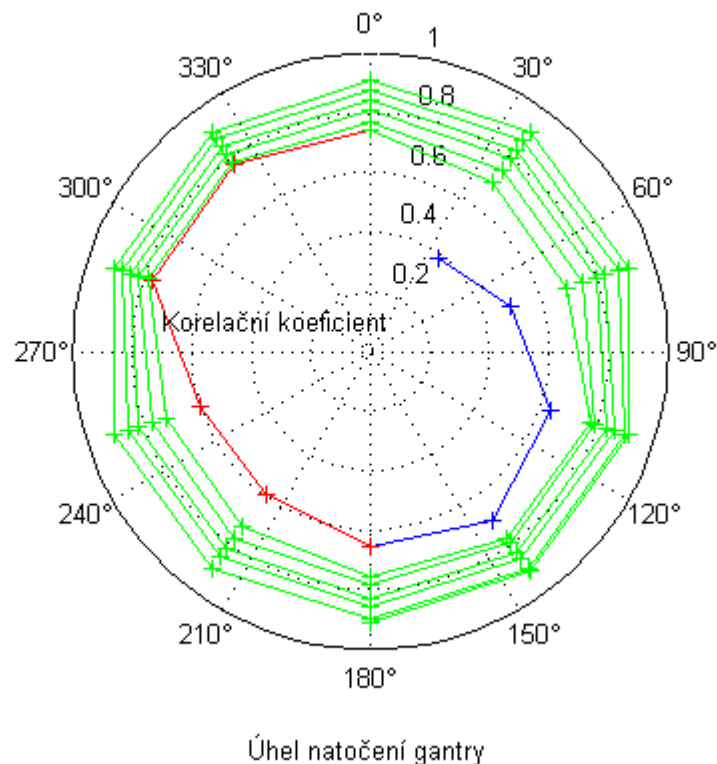


Obrázek 11: Trasa intervenčního nástroje vedoucí pod úhlem 90° vůči výchozí poloze gantry

Proveďte simulaci zásunu intervenčního nástroje. Parametry procesu: rychlost rotace gantry $180^\circ/s$, Shepp-Logan filtr, 180 projekcí, 10 sektorů, automatický zásun rychlostí $8px/s$.

Poté pokračujte volbou v menu *Analýza/Vývoj korelačního koeficientu*. Zobrazí se vám grafy, jejichž obdoby jsou zobrazeny na Obrázku 10 resp. Obrázku 12. Grafy uložte (*File/Save As*).

Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 12: Vývoj korelačního koeficientu v závislosti na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy

Obrázek 12 potvrzuje předchozí tvrzení. Lokální maximum lze pozorovat pro snímky, které byly získány bezprostředně po rekonstrukci sektorů, kterým náleží projekce sejmuté právě pod úhlem 90° a 270° . Lokální minimum pak přísluší snímkům, které byly získány

bezprostředně po rekonstrukci sektorů, které obsahují projekce sejmuté scény pod úhlem 0° resp. 180° .

Zajímavosti

V některých případech náleží lokální maximum až následujícímu snímku. K tomuto jevu dochází, pokud přírůstek korelačního koeficientu vyplývající z hlouběji zasunutého nástroje je vyšší než deficit díky fluoroskopickému zkreslení.

Frekvence oscilace mezi lokálními minimy a lokálními maximy je přímo úměrná rychlosti rotace gantry, nebo nepřímo úměrná rychlosti zásunu intervenčního nástroje (dříve byl prokázán úzký vztah těchto veličin).

Amplituda takto definované oscilace klesá se zvýšením rychlosti rotace gantry nebo se snížením rychlosti zásunu intervenčního nástroje. Je tomu tak proto, že se fluoroskopické zkreslení obecně zmenšuje.

Protože se korelační koeficient v průběhu zásunu obecně zvyšuje, dochází postupně ke snižování amplitudy výše popsanych oscilací.

Pokud využíváme nižšího počtu projekcí a dochází k vytvoření Houndsfieldových pruhů, korelační koeficient dosahuje svého maxima v průběhu zásunu, nikoliv po jeho dokončení.

7. Aplikace získaných znalostí. Simulace zvolené lékařské intervence při zvolených akvizičních a rekonstrukčních parametrech procesu

Aplikujte znalosti nabyté v předchozích úlohách a vyzkoušejte si simulace intervencí při využití rozličných modelů scény. Můžete zapojit vlastní fantazii při jejich interpretaci.

Volte různé akviziční a rekonstrukční parametry. Zkuste provést vybranou intervenci při co nejmenší pacientské dávce. Mějte na paměti, že ve skutečnosti je scéna zatížena artefaktem vyplývajícím z pohybu dýchacích svalů pacienta.

Náměty k simulacím:

- V jaterním parenchymu se nachází ložisko neznámé tekutiny, která má nižší lineární součinitel zeslabení než okolní tkáň. Proved'te její biopsii. Scéna: *abdomen1.png*.
- Proved'te vertebroplastiku. Zaved'te nástroj do oblasti s nižším součinitelem zeslabení poblíž odstavu trnového výběžku od těla obratle. Scéna: *vertebral.png*.