



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

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. PETR BAINAR

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. ALEŠ DRASTICH, CSc.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Petr Bainar

ID: 115088

Ročník: 2

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s procesem projekčně-rekonstrukčního CT RTG tomografického zobrazení. Zabývejte se zejména úlohou rekonstrukce obrazu při intervenční CT RTG fluoroskopii. 2) Formulujte hlavní cíl práce směřující k vytvoření laboratorní úlohy, která názorně ozřejmí základní vztahy mezi vlastnostmi CT RTG fluoroskopického procesu zobrazení a volbou akvizčních a rekonstrukčních parametrů procesu. Definujte vhodné kvantitativní veličiny, kterými lze hodnotit dosažené vlastnosti procesu zobrazení. 3) Vytvořte ideový návrh simulátoru, kterým bude možno modelovat vliv volby akvizčních a rekonstrukčních parametrů na vlastnosti fluoroskopického procesu zobrazení. Vybrané funkce programu a jejich algoritmy realizujte v programovém prostředí MATLAB. 4) Realizujte simulátor, který bude mít charakter uživatelského programu - laboratorní úlohy s interaktivním vstupem a odpovídajícím grafickým i numerickým výstupem. Proveďte optimalizaci procesu akvizice a rekonstrukce obrazových dat. 6) Součástí práce bude manuál pro ovládání programu a návrh laboratorních cvičení využitelných v rámci výuky předmětu Tomografické zobrazovací systémy.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] BUSHBERG, J. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams and Wilkins, 2002, ISBN-10: 0781780578.
- [2] ZANG-HEE CHO. Foundations of Medical Imaging. John Wiley and Sons. Inc., 1993, ISBN-10: 0471545732.
- [3] Drastich, A. Tomografické zobrazovací systémy. Skriptum ÚBMI FEKT VUT Brno, 2004.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 24.5.2013

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

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

Abstrakt

Cílem této práce je návrh a vytvoření simulátoru modelujícího rekonstrukci obrazu při CT fluoroskopii. Své primární uplatnění najde program při kvantitativním hodnocení vlivu jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu zobrazení na získané snímky a při hledání optimálních hodnot těchto parametrů. Úvodní část práce se zabývá teoretickým popisem procesu zobrazení u CT zobrazovacích systémů. Pozornost je věnována zejména přístupům charakteristickým pro CT fluoroskopii, zvláště pak specifickému rozdělování sejmutých projekcí do zvoleného počtu sektorů a způsobu hodnocení fluoroskopického procesu zobrazení. Navazující část práce řeší realizaci simulátoru a jeho omezení vyplývající z nemožnosti využití skutečného zobrazovacího systému a nastiňuje možný způsob práce s programem. Samostatná kapitola je věnována optimalizaci měření kontrastního a prostorového rozlišení v získaných obrazech. Závěrečná část práce je věnována rozboru vlivu jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení a zabývá se rovněž možnostmi optimalizace procesu. Součástí práce je i didaktický simulátor umožňující provedení simulace intervence v reálném čase s manuální manipulací intervenčním nástrojem. Protože budou oba vytvořené simulátory využity ve výuce, přílohu práce tvoří návrh laboratorního cvičení.

Klíčová slova

CT fluoroskopie, rekonstrukce obrazu, simulátor, hodnocení procesu zobrazení, optimalizace procesu zobrazení

Abstract

The aim of the thesis is to design and implement a simulator of image reconstruction during x-ray computed tomography fluoroscopy. Apart from quantitative evaluation of particular imaging process parameter influences, the intended program application will lie in optimization of these parameter values. The introductory part is focused on brief theoretical description of x-ray computed tomography imaging process. Emphasis is placed on fluoroscopy-specific approaches, particularly the division of scanned projections into chosen amount of sectors as well as fluoroscopic imaging process evaluation methods. The subsequent part deals with program implementation and its limitations and sketches the possible working framework. Moreover, one of the chapters is devoted to optimization of imaging process parameters measurement. The final part aims at impact analysis of particular process parameters as well as fluoroscopic imaging process optimization approaches. The thesis consists also of a didactic simulator enabling real-time intervention simulation with manual instrument manipulation. Since both simulators are intended for teaching purposes, the thesis is supplemented with a laboratory exercise draft.

Keywords

X-ray computed tomography fluoroscopy, image reconstruction, simulator, imaging process evaluation, imaging process optimization

Bibliografická citace mé práce:

BAINAR, P. *Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 90 s., 13 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Aleš Drastich, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této 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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

.....
podpis autora

Poděkování

Velmi rád bych poděkoval vedoucímu své diplomové práce doc. Ing. Aleši Drastichovi, CSc. za nesmírně obětavou metodickou, odbornou a pedagogickou pomoc a nespočet cenných rad a nápadů při zpracování mé práce.

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

V Brně dne

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	8
2.	Proces CT RTG zobrazení.....	9
2.1.	Primární parametrické pole	9
2.2.	Sběr obrazových dat	10
2.3.	Rekonstrukce obrazu z projekcí	11
3.	Skenovací režim CT fluoroskopie.....	12
3.1.	CT fluoroskopie jako součást lékařského zákroku	12
3.2.	Technická specifika CT fluoroskopie.....	14
3.3.	Rozdělení sejmutých projekcí do sektorů.....	15
3.4.	Fluoroskopická a fluorografická rekonstrukce obrazu	17
3.5.	Fluoroskopické zkreslení	17
3.6.	Vliv jednotlivých akvizičních parametrů	18
3.7.	Návrh metodiky kvantitativního hodnocení procesu zobrazení	20
4.	Návrh didaktického simulátoru	22
4.1.	Výpočetní náročnost simulace a z toho vyplývající opatření	22
4.2.	Celková koncepce didaktického simulátoru	22
5.	Realizace didaktického simulátoru.....	24
5.1.	Ústřední okno simulátoru a jeho komponenty.....	24
5.2.	Menu ústředního okna	29
5.3.	Modelový příklad práce s programem.....	29
5.4.	Problémy vyplývající z požadavků na definovaný výkon PC	31
6.	Návrh analytického simulátoru	32
6.1.	Omezení oproti skutečnému ZS a z toho vyplývající opatření.....	32
6.2.	Celková koncepce analytického simulátoru	32
6.3.	Koncepce ústředního okna programu	34
6.4.	Koncepce aplikace pro měření prostorového rozlišení.....	37

7.	Realizace analytického simulátoru	38
7.1.	Ústřední okno simulátoru a jeho komponenty.....	38
7.2.	Aplikace pro měření kontrastního rozlišení.....	45
7.3.	Aplikace pro měření prostorového rozlišení	46
7.4.	Menu ústředního okna	49
7.5.	Modelový příklad práce s programem.....	52
8.	Stanovení fixních atributů simulací.....	54
8.1.	Optimalizace měření prostorového rozlišení	54
8.2.	Optimalizace měření kontrastního rozlišení	58
9.	Vliv parametrů procesu zobrazení	69
9.1.	Vliv hloubky zásunu intervenčního nástroje	69
9.2.	Vliv směru zásunu intervenčního nástroje.....	70
9.3.	Vliv volby počtu projekcí během 360° rotace gantry.....	73
9.4.	Vliv volby rekonstrukčního filtru	74
9.5.	Vliv volby počtu sektorů	74
9.6.	Vliv volby rychlosti rotace gantry	77
9.7.	Vliv volby rychlosti zásunu intervenčního nástroje	78
10.	Optimalizace procesu zobrazení	79
10.1.	Konflikt prostorového a kontrastního rozlišení	79
10.2.	Zohlednění reakční doby lékaře	83
10.3.	Doslov k optimalizaci procesu zobrazení.....	85
11.	Závěr.....	86
	Seznam literatury	87
	Seznam použitých zkratk.....	89
	Seznam příloh	90

1. Úvod

CT fluoroskopie je skenovací režim CT RTG ZS, během něhož se uplatňují algoritmy vedoucí zejména ke zvýšení dosažené frekvence prezentace obrazu při zachování stejných nároků na výpočetní kapacitu rekonstrukční jednotky. Tento skenovací mód nachází využití zejména u intervenčních zákroků, které vyžadují precizní a aktuální informaci o poloze používaného nástroje. Mezi tyto zákroky zpravidla patří biopsie v hrudní a pánevní oblasti, vertebroplastiky či ablace síňových fibrilací. CT fluoroskopie je rovněž využívána při léčbě neuralgie trojklaného nervu.[5][10][14][19]

Režim CT fluoroskopie využívá mnoho postupů modifikujících a optimalizujících akvizici, zpracování a rekonstrukci obrazových dat. Zásadním a pro CT fluoroskopii zcela specifickým prvkem je využití sektorového zpracování projekcí. Při tomto způsobu manipulace s daty se každá projekce podílí na vytvoření více než jednoho obrazu. Volba počtu sektorů je úzce spjata s výpočetní náročností procesu a dosažitelným energetickým a prostorovým rozlišením. [1][6]

V této práci navazuji na svou bakalářskou práci, jejímž výsledkem byl simulátor CT fluoroskopie vytvořený v programovém prostředí MATLAB[®]. Program byl zamýšlen zejména pro pedagogické účely s důrazem na zajištění výstupu v reálném čase. Aby mohly být realizovány požadované didaktické funkce, bylo nutné pracovat s velice nízkým prostorovým vzorkováním scény, což znemožnilo jakékoliv kvantitativní hodnocení procesu zobrazení (PZ). Jako řešení této situace bylo zvoleno vytvoření nového simulátoru výlučně analytického zaměření.[2]

Cílem této práce je proto návrh a realizace programového prostředí, pomocí něhož bude možno kvalitativně a kvantitativně hodnotit vliv jednotlivých parametrů fluoroskopického procesu zobrazení na vlastnosti získaných obrazů. Program musí vyhovět náročným požadavkům týkajícím se robustnosti, modifikovatelnosti, bezpečnosti a možnosti exportu naměřených dat. Protože vytvořený simulátor bude využit ve výuce na Ústavu biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně, je nutno klást důraz i na intuitivnost ovládání a celkový uživatelský komfort.

Dále bude v této práci dokumentován vliv jednotlivých akvizičních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení na získané obrazy, čímž budou rozšířeny poznatky bakalářské práce. Samostatná kapitola bude věnována optimalizaci procesu zobrazení.

Po konzultaci s vedoucím diplomové práce bylo rozhodnuto zařadit do budoucích laboratorních cvičení i didaktický simulátor umožňující manuální manipulaci intervenčním nástrojem. Tento simulátor bude vytvořen optimalizací a rozšířením programu z bakalářské práce. Výsledkem této práce by tedy měly být dva produkty – optimalizovaný didaktický simulátor a programové prostředí pro hodnocení fluoroskopického procesu zobrazení.

2. Proces CT RTG zobrazení

2.1. Primární parametrické pole

Podobně jako u konvenčních projekčních RTG ZS, je signálovým radiačním tokem využívaným k přenosu informace ze scény (tzv. primárního parametrického pole) tok fotonů rentgenového záření generovaného z rentgenky. Spektrum tohoto záření je tvořeno superpozicí spojitého spektra (tzv. brzdné záření) a výrazných píků tzv. charakteristického záření. Celková energie zářivého toku je přímo úměrná velikosti zvoleného anodového proudu rentgenky a druhé mocnině jejího anodového napětí.[6]

Při projekčně-rekonstrukčním CT RTG zobrazení dochází k prostorové diskretizaci scény na tzv. voxely. V těchto objemových elementech vyhodnocujeme velikost příslušné fyzikální veličiny (tzv. primárního parametru). Tato veličina je shodná s primárním parametrem konvenčních projekčních RTG ZS a je jí lineární součinitel zeslabení μ [cm^{-1}], popř. hmotnostní koeficient zeslabení μ_m [$\text{g}^{-1}\text{cm}^{-4}$]. Lineární součinitel zeslabení závisí na hustotě prostředí, atomovém čísle a energii fotonů zářivého toku.[3][6]

Prochází-li záření prostředím, uplatňují se různé mechanismy jeho interakce, jejichž pravděpodobnost závisí na energii fotonů. Při energiích využívaných v procesu CT RTG zobrazení patří k nejčastěji se vyskytujícím mechanismům vnitřní fotoelektrický jev (dochází k němu při energii v řádu desítek keV) a Comptonův rozptyl (při řádově stovkách keV). Vezmeme-li v úvahu všechny možné mechanismy interakce rentgenového záření, zjistíme, že vyšší pravděpodobnost interakce přísluší fotonům s nižší energií. Proto dochází při průchodu prostředím k posuvu těžiště spektra záření směrem k vyšším energiím (jev tzv. utvrzování rtg svazku).[3][6]

Pokud budeme považovat rtg záření za monoenergetické, lze uvést, že průchodem zářivé energie intenzity I_0 (tok fotonů jednotkou plochy) homogenním prostředím dochází k jeho exponenciálnímu zeslabení. Strmost tohoto zeslabení závisí na μ . Celková velikost zeslabení monoenergetického rentgenového záření závisí nejen na μ , ale i na tloušťce vrstvy (např. tkáně), jíž zářivá energie prochází. Útlum záření po průchodu jedním voxelem lze vyjádřit vztahem

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

kde Δx je délka strany voxelu rovnoběžné se směrem šíření záření [3][6]. Útlum rentgenového záření po průchodu několika voxely o různých součinitelích zeslabení pak vyjadřujeme

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

Na rozdíl od konvenčního projekčního RTG zobrazení, kde dochází zpravidla ke kvalitativní analýze obrazu, hodnotíme útlum rentgenového záření u CT RTG ZS

kvantitativně v jednotlivých voxelích (využíváme tzv. *CT číslo*, jehož jednotkou je tzv. *Hounsfieldova jednotka*). Nezbytným požadavkem je proto jednoparametričnost procesu zobrazení, k čemuž je nutná kompenzace jevu utvrzování rtg svazku. Po ideální kompenzaci závisí hodnota CT čísla příslušného voxelu pouze na lineárním součiniteli zeslabení v daném elementárním objemu.[6]

2.2. Sběr obrazových dat

CT RTG systémy vytváří obraz těla pacienta jako sérii tomografických obrazů. Akvizice obrazových dat probíhá zpravidla v transverzální rovině. Během sběru dat zjišťujeme velikost útlumu záření ve sloupcích tkáně, které jsou definovány akviziční a detekční geometrií systému. Velikost útlumu v daném sloupci tkáně je reprezentována paprskovým integrálem (průmětem), který je úměrný signálu získávanému na výstupu odpovídajícího detekčního kanálu. Soubor paprskových integrálů sejmutých pod stejným úhlem natočení rentgenky od výchozí polohy nazýváme projekcí.[6]

K teoretickému popisu sběru obrazových dat využíváme Radonovu transformaci. Tento matematický aparát vyžaduje v praxi nerealizovatelné spojitě vzorkování scény jak ve směru projekce, tak ve směru úhlového snímání (tzn. nekonečnou projekční i úhlovou vz. frekvenci). Mezi další podmínky patří neměnnost scény během akvizičního procesu. 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 . [6][8]

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

kde

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

Rovněž platí

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

Projekce jsou periodické s periodou π . Pokud zobrazíme funkci $R(\phi, x')$ v jasové modulaci, získáme tzv. sinogram.[6][15]

V praxi ale není možné podmínky pro Radonovu transformaci zcela splnit. Vždy disponujeme konečným počtem detektorů a snímáme omezený počet projekcí. Při režimu CT fluoroskopie dochází navíc díky neustálé manipulaci s intervenčním nástrojem k nesplnění podmínky stacionarity snímané scény. Proto považujeme sběr dat za snahu se co nejdokonaleji přiblížit ideální Radonově transformaci.[6]

3. generace CT RTG ZS využívá mozaiku řádově stovek detektorů a vějířovitý svazek záření generovaného rentgenkou. Detektory jsou zkolimovány do ohniska rentgenky. Úhel

většinou θ bývá zpravidla 30° až 60° do FOV (Field of View). Translační pohyb rentgenky není proto, na rozdíl od předchozích generací CT RTG systémů, nutný. Sejmутí jedné projekce je klíčováno během jedné rotace gantry o zvolený úhlový inkrement. Během 360° rotace gantry dojde pak k sejmутí n projekcí.[6]

2.3. Rekonstrukce obrazu z projekcí

Rekonstrukcí obrazu se snažíme vytvořit ze sejmутého souboru 1D projekcí 2D obraz sejmутé scény. Matematický aparát využívaný k teoretickému popisu rekonstrukčních algoritmů reprezentuje inverzní Radonova transformace

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

Podobně jako Radonova transformace využívaná pro popis sběru dat, vyžaduje inverzní Radonova transformace nekonečnou projekční i úhlovou vzorkovací frekvenci a stacionaritu snímané scény. Při praktické realizaci jsme ale omezeni konečným počtem sejmутých projekcí. Z tohoto důvodu se snažíme uplatnit přístupy, jež inverzní Radonovu transformaci co nejlépe aproximují. V současnosti patří mezi klinicky nejčastěji využívané projekčně rekonstrukční techniky filtrovaná zpětná projekce.[15]

Základem pro výše zmíněný přístup je algoritmus SBP (Simple BackProjection, prostá zpětná projekce) resp. DBP (Direct BackProjection, přímá zpětná projekce). Tyto algoritmy využívají vztahu pro inverzní Radonovu transformaci bez ohledu na nesplnění podmínek pro její ideální realizaci. Jinými slovy, SBP resp. DBP vycházejí z představy postupného naplnění obrazové paměťové matice jednotlivými projekcemi ve směru jejich akvizice. Příspěvky jednotlivých projekcí se sčítají. Tento postup vede ale k zatížení výsledného obrazu tzv. hvězdicovým artefaktem.[6]

Řešení tohoto problému spočívá ve využití FBP (Filtered BackProjection, filtrovaná zpětná projekce), jež hledá rekonstruovanou funkci podle vztahu

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

Srovnáme-li vztahy (6) a (7), vidíme, že vnitřní integrál je konvoluční integrál provádějící filtraci. Impulzní charakteristika tohoto filtru závisí na akvizčních parametrech. Z tohoto důvodu nelze stanovit ideální inverzní filtr.[6]

V praxi se snažíme hvězdicový artefakt potlačit zobecněným, tzv. ramp-filtrem. Tento filtr má následující přenosovou charakteristiku

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

což vede ke zhoršení SNR v obraze. Z tohoto důvodu jej vždy užíváme v kombinaci s dalším, šum potlačujícím filtrem. Mezi tyto filtry patří např. Ram-Lakenův filtr a jeho modifikace (např. Shepp-Loganův filtr).[6][8]

3. Skenovací režim CT fluoroskopie

3.1. CT fluoroskopie jako součást lékařského zákroku

Jak již bylo zmíněno dříve, režim CT fluoroskopie se používá zejména při náročných intervenčních procedurách, u kterých je neustále potřebná informace o aktuální poloze použitého nástroje. Typickým příkladem jsou biopsie v oblasti hrudníku. Klinické výzkumy prokazují při využití režimu CT fluoroskopie snížení výskytu komplikací např. při biopsiích plic [10]. Skenovací mód CT fluoroskopie s nožním pedálem pracujícím v jednorázovém režimu (viz dále) se však často uplatňuje i při zákrocích, kdy byl dříve využíván konvenční skenovací mód CT ZS (tj. provedení několika kontrolních skenů během intervence) [18].

3.1.1. Průběh intervence s využitím skenovacího režimu CT fluoroskopie

Před aktivací režimu CT fluoroskopie je nejprve sejmuto několik řezů běžným skenovacím módem, aby byl lokalizován cíl intervence a získán přehled o topologii zájmové oblasti. Personál může stanovit ve zvoleném řezu místo vpichu, které mu bude při proceduře znázorněno laserem zabudovaným v gantry. Poté následuje příprava pacienta obnášející např. dezinfekci oblasti vpichu či rozmístění clon na místa, kde hrozí ozáření.[1]



Obrázek 1: Prezentace získaných obrazů u komerčně dostupného ZS – transverzální rovina s intervenovaným objektem (nahore); sousední rovina kraniálně resp. kaudálně (dole) [17]

Nyní může lékař aktivovat režim CT fluoroskopie. Zatímco přípravná akvizice bývá řízena ovladačem umístěným zpravidla mimo vyšetřovnu, zobrazovací systém ve skenovacím módu CT fluoroskopie obsluhuje lékař přímo v jeho blízkosti. Akvizice obrazových dat bývá spouštěna nožním pedálem.[4][16]

Moderní CT ZS prezentují obraz ve fluoroskopickém režimu současně až ve třech rovinách (viz obrázek 1 [17]). Šířka řezu ve směru osy z je zvolena v závislosti na topologii oblasti zájmu a velikosti intervenovaného objektu. Tloušťku řezu lze v průběhu intervence měnit; typicky je šířka řezu zmenšena ve chvíli, kdy je nástroj velmi blízko cílové lézi.[1]

Na jaře roku 2013 byl společností Toshiba Medical Systems Corporation představen skenovací mód 3D CT fluoroskopie. Tento režim umožňuje sledování intervenčního nástroje v několika libovolně zvolených rovinách. K datu zpracování diplomové práce však nebyly zveřejněny výsledky jakýchkoliv nezávislých klinických studií týkající se této inovace na poli skenovacích módů pro intervenční radiologii.[12]

Po skončení intervence je režim CT fluoroskopie deaktivován a personál provede kontrolní sken v některém z běžných skenovacích módů.[1]

3.1.2. Nožní pedál CT fluoroskopie a jeho pracovní režimy

Nožní pedál může pracovat buď v jednorázovém (tzv. tap mode či quick-check mode, užívá se i pojmu intermitentní režim), nebo v kontinuálním režimu.

Při využití jednorázového režimu je po sešlápnutí pedálu provedena 360° rotace gantry, přičemž je získán a ihned prezentován jeden plnohodnotný snímek studie. Lékaři běžně využívají tento režim k opakovanému ověření momentální polohy intervenčního nástroje. Principiálně se akvizice a rekonstrukce obrazových dat v tomto režimu neliší od analogických činností prováděných při využití konvenčních skenovacích módů. Pro praktické provedení zákroku má však velký význam možnost provedení akvizice prostým sešlápnutím nožního pedálu, neboť pracovníci pouze odstoupí od zobrazovacího systému a nemusí opouštět sál.[4][16]

V kontinuálním režimu probíhá akvizice, rekonstrukce a prezentace obrazových dat po celou dobu sešlápnutí nožního pedálu. Ačkoliv využití tohoto režimu s sebou nese nevýhody v podobě vyšší expozice pacienta a personálu ionizujícím zářením, díky vysoké dosažené frekvenci prezentace obrazu je aplikace tohoto režimu pro úspěšné provedení některých zákroků nevyhnutelná.[1][13]

Budeme-li analyzovat proces fluoroskopického zobrazení, budeme uvažovat právě kontinuální pracovní režim nožního pedálu. Z hlediska zpracování obrazu se totiž skenovací mód CT fluoroskopie s jednorázovým pracovním režimem nožního pedálu neliší od konvenčních skenovacích režimů výpočetní tomografie. Důvodem je momentální stacionarita scény a z ní vyplývající splnění podmínek pro uskutečnění Radonovy transformace.[16]

3.1.3. Srovnání s jinými používanými skenovacími režimy

CT fluoroskopie s využitím jednorázového pracovního režimu nožního pedálu představuje v rámci intervenční radiologie konkurenceschopnou alternativu ke konvenčním skenovacím módům. Dosažené prostorové a energetické rozlišení obrazu bývá obecně při aplikaci CT fluoroskopie nižší (viz dále), avšak výhoda tohoto skenovacího módu spočívá ve vyšší operabilitě celého týmu při provádění zákroku. Tato flexibilita vychází nejen z rychlejší rekonstrukce a prezentace obrazu, ale také z již zmíněné možnosti setrvání personálu v místnosti, což je přínosné zejména při manipulaci s nespolupracujícími pacienty. V důsledku uvedených skutečností dochází při využití skenovacího módu CT fluoroskopie zpravidla ke zkrácení doby trvání intervence. [4][6][16]

Kontinuální pracovní režim nožního pedálu poskytuje lékaři nepřetržitý přísun informací o intervenované oblasti o frekvenci několika obrazů za vteřinu. I přes určitá opatření týkajících se využití nižších hodnot elektrického proudu a anodového napětí (viz dále), zůstává nevýhodou tohoto režimu ve srovnání s konvenční fluoroskopií vyšší expozice pacienta a lékaře ionizujícím zářením. Jak již bylo řečeno dříve, bez využití skenovacího módu CT fluoroskopie by však byly některé zákroky neproveditelné. [4][20]

3.2. Technická specifika CT fluoroskopie

Režim CT fluoroskopie s využitím kontinuálního režimu nožního pedálu nabízí lékaři oproti běžným skenovacím módům vyšší frekvenci prezentace obrazu. Intervenční procedury trvají ale relativně dlouhou dobu, což s sebou nutně nese zavedení opatření vedoucích ke snížení absorpce ionizujícího záření jak pacientem, tak lékařem. Kromě dříve zmíněných patientských clon se řadí mezi ochranné prvky i využití nižších hodnot elektrického proudu (např. 30–50 mA oproti 240–280 mA [4]) a anodového napětí (80 až 120 kV). [6]

Konsekvencí tohoto opatření je využití relativně malého signálového radiačního toku a následné zhoršení zejména prostorového a energetického rozlišení obrazu v důsledku přítomnosti kvantového šumu. Je proto nutné hledat alternativní způsoby snížení patientské dávky a optimalizovat parametry procesu zobrazení tak, abychom maximalizovali dosažené prostorové, energetické a časové rozlišení při minimalizaci množství ionizujícího záření absorbovaného pacientem a obsluhou. [6]

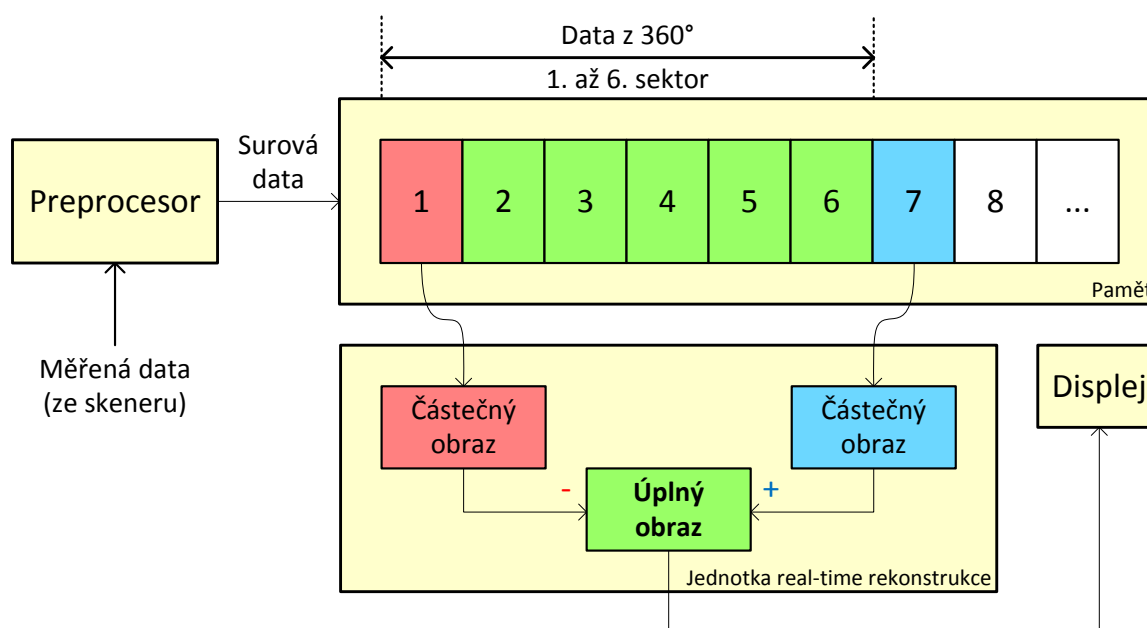
Během rekonstrukce obrazu využívá režim CT fluoroskopie algoritmu, jenž rozděljuje sejmuté projekce do zvoleného počtu sektorů. Tento přístup je pro skenovací mód CT fluoroskopie naprosto zásadní, a proto mu bude věnována následující podkapitola. [1][6]

Zvýšené výpočetní kapacity ZS lze dosáhnout paralelním prováděním jednotlivých úkonů procesu zobrazení. Každá ze stěžejních činností procesu (předzpracování projekcí, filtrace projekcí, zpětná projekce a zpracování rekonstruovaných obrazů) může probíhat na vlastním procesoru. Rovněž lze využít zřetěženého zpracování (tzv. pipelining) v rámci jednoho procesoru. [1][9]

Jedním z dalších možných způsobů snížení dávky absorbované pacientem a lékařem je aplikace algoritmu tzv. úhlové modulace svazku (Angular Beam Modulation). Jeho princip spočívá v přerušení činnosti rentgenky ve chvílích, kdy je její výchylka od výchozí polohy mezi -60° a 60° . [7]

3.3. Rozdělení sejmutých projekcí do sektorů

Jak již bylo zmíněno dříve, stěžejním algoritmem rekonstrukce obrazu režimu CT fluoroskopie je členění sejmutých projekcí do zvoleného počtu sektorů. Každý sektor odpovídá projekcím získaným během rotace gantry o poměrný počet stupňů. Nový obraz je prezentován vždy po naplnění aktuálního sektoru projekcemi. [1][6]



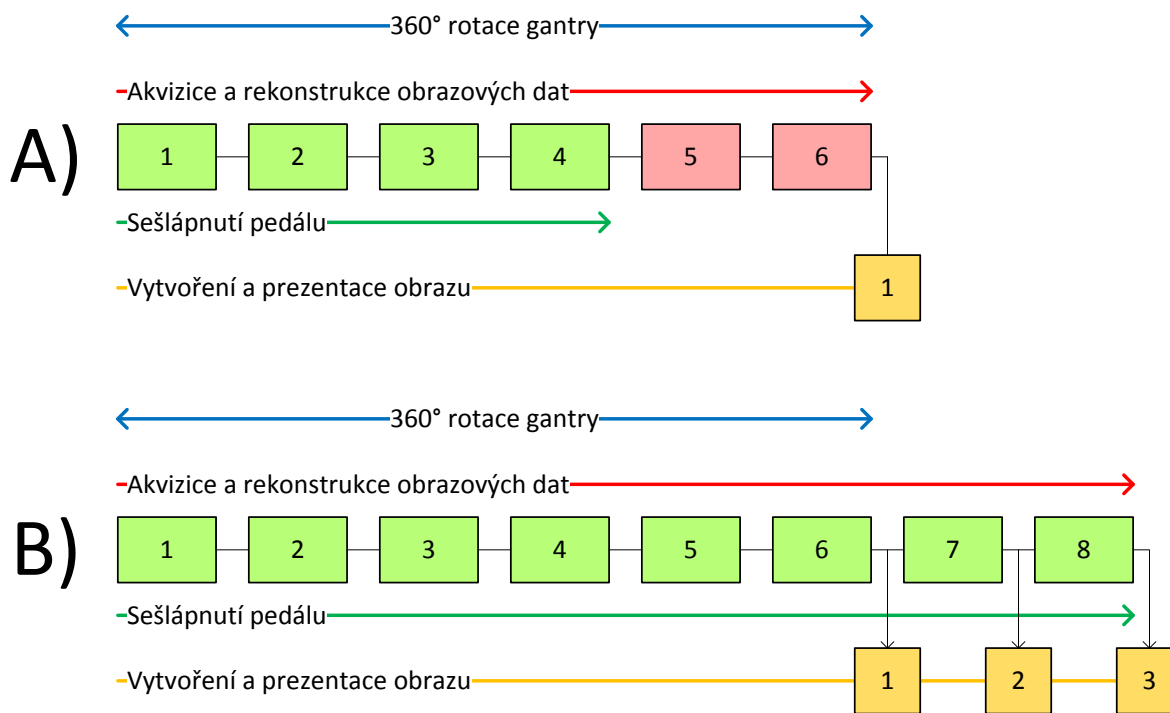
Obrázek 2: Schéma rekonstrukce obrazu v režimu CT fluoroskopie při využití 6 sektorů

Pokud např. rozdělíme projekce sejmuté během 360° rotace gantry do šesti sektorů, přísluší každému sektoru projekce získané během rotace gantry o 60° . První plnohodnotný obraz studie získáme rekonstrukcí projekcí ze všech šesti sektorů. Druhý obraz získáme přičtením rekonstruovaných dat sedmého a odečtením rekonstruovaných dat prvního sektoru (viz obrázek 2). Snímky ihned zobrazujeme v jasové modulaci. [6]

Při aplikaci tohoto přístupu se informace z každé jednotlivé projekce uplatní ve více než jednom získaném obraze. Je tak dosaženo vyšší frekvence prezentace obrazu při zachování stejných nároků na výkon rekonstrukční jednotky (právě rekonstrukční algoritmy patří mezi výpočetně nejnáročnější). [1][2][6]

Jak jsme již zmínili dříve, nožní pedál ovládající akvizici obrazových dat pracuje v jednorázovém nebo kontinuálním režimu. Kontinuální režim se uplatňuje v případě, kdy obsluha drží sešlápnutý pedál po dobu delší než je potřeba k naplnění všech sektorů (tj. k 360°

rotaci gantry). Během této doby jsou postupně prezentovány získávané obrazy. Sešlápně-li lékař pedál na kratší dobu, pracuje pedál v jednorázovém režimu. V tomto případě dokončí gantry 360° rotaci a po (znovu)naplnění všech sektorů je získán právě jeden plnohodnotný obraz (viz obrázek 3). Teprve potom je akvizice ukončena.[1]



Obrázek 3: Srovnání jednorázového (a) a kontinuálního (b) režimu nožního pedálu

Konstantní frekvence prezentace obrazu je dosažitelná pouze při dělitelnosti počtu projekcí během 360° rotace gantry příslušným počtem sektorů.

Využíváme-li zřetězeného zpracování (tzv. pipelingu) v rámci jednotlivých procesorů, je nutné zajistit, aby zvolený počet projekcí byl násobkem součinu počtu sektorů a počtu využívaných řetězců. Tato podmínka může být v některých situacích dosti omezující, a proto lze ve výjimečných případech přistoupit k přiřazení rozdílného počtu projekcí jednotlivým sektorům. V rámci této práce se však touto variantou nebudeme zabývat a všem uvažovaným sektorům bude náležet stejný počet projekcí.[1]

Využíváme-li algoritmu tzv. úhlové modulace svazku (Angular Beam Modulation), sektory příslušející úhlům, kdy dochází k přerušení činnosti rentgenky, nejsou využity pro rekonstrukci obrazu. Jejich příspěvek do rekonstruovaného obrazu je kompenzován dvojnásobnou váhou projekcí „protějšších“ sektorů. Prezentace obrazu je však během inaktivace rentgenky přerušena, aby nebyly lékaři předkládány zkreslující informace.[7]

Volba počtu sektorů zásadním způsobem ovlivňuje vlastnosti získávaných obrazů. Vlivu jednotlivých parametrů procesu fluoroskopického zobrazení bude věnován prostor v jedné z dalších sekcí této kapitoly.

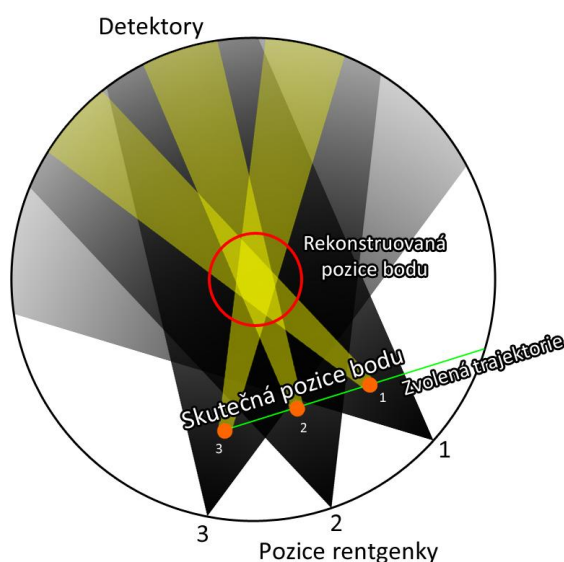
3.4. Fluoroskopická a fluorografická rekonstrukce obrazu

Probíhá-li rekonstrukce obrazu dříve popsaným způsobem s efektivním využitím sektorů, hovoříme o **fluoroskopickém charakteru** rekonstrukce. Ve chvílích, kdy uživatel přestane manipulovat s intervenčním nástrojem, nastává po rotaci gantry o 360° tzv. **fluorografický charakter** rekonstrukce. Jinými slovy řečeno, scéna se stává stacionární a přičítaná rekonstruovaná data nového sektoru nepřináší žádnou novou informaci o poloze intervenčního nástroje. Lze tak hovořit o zbytečné zátěži pacienta ionizujícím zářením.

Při hodnocení procesu zobrazení budeme předpokládat ukončení akvizice a rekonstrukce obrazových dat ve chvíli, kdy by se měl charakter rekonstrukce změnit z fluoroskopického na fluorografický (tj. po 360° rotaci gantry po dokončení zásunu intervenčního nástroje).

3.5. Fluoroskopické zkreslení

Při aplikaci skenovacího módu CT fluoroskopie není scéna v důsledku pohybu intervenčního nástroje během 360° rotace gantry stacionární. Tato skutečnost vede ke vzniku tzv. *fluoroskopického zkreslení* v získaných obrazech. Intuitivně lze odhadnout, že čím bude pohyb nástroje výraznější, tím bude vzniklé zkreslení rozsáhlejší. Rovněž lze říci, že vyšší rychlost rotace gantry má za následek nižší velikost fluoroskopického zkreslení. V zásadě lze oba parametry procesu zobrazení transformovat do veličiny, která udává informaci o počtu pixelů, o který se nástroj posunul během rotace gantry o jednotkový úhel. Poté závisí velikost fluoroskopického zkreslení pouze na takto definované veličině.[2]

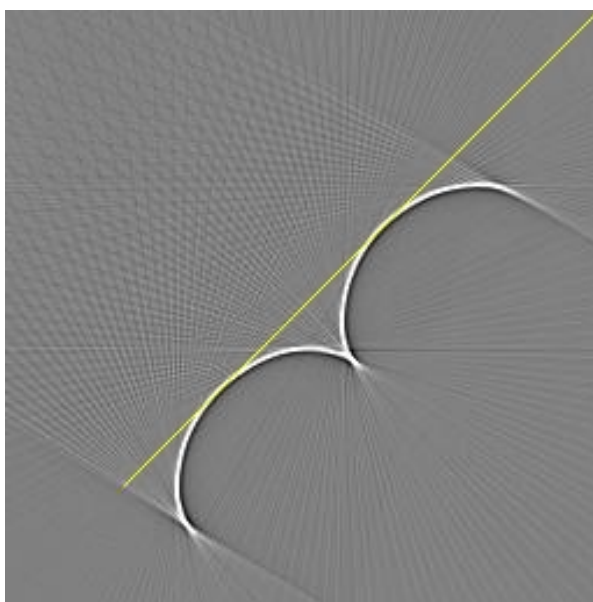


Obrázek 4: Mechanismus vzniku fluoroskopického zkreslení [2]

Charakter fluoroskopického zkreslení je určen směrem posunu intervenčního nástroje vůči momentálnímu pohybu rentgenky. Sledujeme-li paprskové průměty, jejichž velikost je

tvořena modelem Diracova impulzu ve scéně (tzv. modelování TSF (Time Spread Function), viz dále), všimneme si, že dochází k jejich sumaci v bodě, jehož poloha je závislá na momentálním pohybu rentgenky. Protíná-li ve sledovaném časovém okamžiku pohyb rentgenky přímkou vzniklou extrapolací trajektorie intervenčního nástroje, dochází k sumaci na trase intervenčního nástroje. Avšak pokud je osa svazku ionizujícího záření kolmá k trajektorii instrumentu, sumace nastává mimo tuto trasu (viz obrázek 4).[2]

Podíváme-li se na získané obrazy, lze pozorovat zkreslení v podobě dvou půlkružnic (v rámci zjednodušení považujeme poloosy elipsy za totožné) namísto skutečné trajektorie intervenčního nástroje (viz obrázek 5). Půlkružnice jsou právě dvě, neboť projekce jsou periodické s periodou 180° . Poloměr těchto kružnic závisí na výše definované veličině vycházející z poměru mezi rychlostí pohybu intervenčního nástroje a rychlostí rotace gantry.



Obrázek 5: Simulované fl. zkreslení (šedotónově); znázorněné zanoření intervenčního nástroje (žlutě)

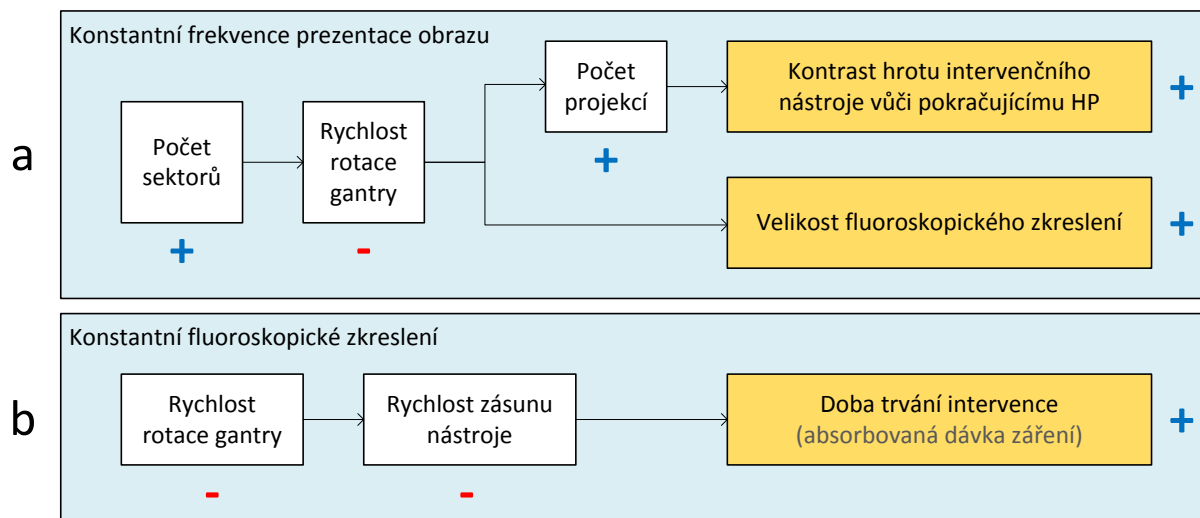
Oblast sumace paprskových průmětů označme jako **hrot fluoroskopického zkreslení**. Úspěšná detekce hrotu představuje stěžejní část korektního měření velikosti fluoroskopického zkreslení, jehož velikost reprezentuje prostorové rozlišení získaných obrazů (viz dále).

3.6. Vliv jednotlivých akvizičních parametrů

V rámci stejnojmenné bakalářské práce bylo provedeno několik experimentů, které dokumentují vliv jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu zobrazení na získávané obrazy. Připomeňme proto nyní několik získaných poznatků.[2]

Volba počtu projekcí během jedné rotace gantry ovlivňuje energetické a prostorové rozlišení celého obrazu a kontrast mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Pokud považujeme výpočetní kapacitu rekonstrukční jednotky a

frekvenci prezentace obrazu za konstantní, lze říci, že volba vyššího počtu sektorů nám umožní zvolit vyšší celkový počet projekcí (viz obrázek 6a).[2]



Obrázek 6: Diagram vzájemných vztahů mezi parametry procesu zobrazení. Při konstantní frekvenci prezentace obrazu umožňuje volba vyššího počtu sektorů snížení rychlosti rotace gantry a následné zvýšení počtu projekcí při zachování nároků na výkon rekonstrukční jednotky ZS (a). Chceme-li zachovat konstantní fluoroskopické zkreslení, je nutné při snížení rychlosti rotace gantry stejnou měrou snížit i rychlost zásunu nástroje (b).

Volba typu rekonstrukčního filtru ovlivňuje vlastnosti získávaných obrazů nezávisle na ostatních akvizičních a rekonstrukčních parametrech procesu. Volba rekonstrukčního filtru souvisí s dosaženým poměrem SNR a potlačením tzv. hvězdicového artefaktu.[2][6]

Zvolený počet sektorů ovlivňuje vlastnosti získávaných obrazů následujícím způsobem. Pokud zvolíme n -krát vyšší počet sektorů, můžeme při nezměněné frekvenci prezentace obrazu nechat gantry rotovat n -krát pomaleji. Považujeme-li výkon rekonstrukční jednotky za konstantní, můžeme při zanedbání ostatních výpočetních operací říci, že jsme nyní schopni sejmout n -krát více projekcí během jedné rotace gantry.[2]

Rychlost rotace gantry rovněž ovlivňuje vlastnosti souboru získaných obrazů dvěma způsoby. První způsob byl právě popsán výše – chceme-li zachovat konstantní frekvenci prezentace obrazu, je nutno při snížení rychlosti rotace gantry zvýšit počet využívaných sektorů, což nám umožní sejmout vyšší počet projekcí za jednu rotaci gantry. Rychlost rotace gantry dále určuje v součinnosti s rychlostí zásunu nástroje velikost fluoroskopického zkreslení. Poloměr typických čtvrtkružnic závisí na poměru rychlosti zásunu nástroje vůči rychlosti rotace gantry. Lze tedy říci, že pokud n -krát zvýšíme rychlost rotace gantry, můžeme zasouvat nástroj n -krát rychleji při zachování stejného fluoroskopického zkreslení (viz obrázek 6b).[2]

Rychlost zásunu intervenčního nástroje má klíčový vliv na celkovou dobu vyšetření, která v našich experimentech reprezentuje absorbovanou dávku.[2]

3.7. Návrh metodiky kvantitativního hodnocení procesu zobrazení

3.7.1. Hodnotící kritéria

Jak již bylo řečeno dříve, úlohou režimu CT fluoroskopie je maximalizovat zejména časové rozlišení získaných obrazů během vyšetření při zachování rozumné kvality dosaženého prostorového a energetického (kontrastního) rozlišení a minimalizaci dávky, kterou absorbuje pacient a lékař.[1][6]

Časové rozlišení reprezentuje **frekvence prezentace obrazu**. Protože pracujeme výhradně se simulátorem a nikoliv se skutečným zobrazovacím systémem, nejsme schopni korektně kvantifikovat absorbovanou dávku ionizujícího záření. Z tohoto důvodu bude v našich experimentech tato veličina zastoupena **dobou trvání procedury**.

Jedinou probíhající změnou ve snímané scéně je pohyb intervenčního nástroje. Proto budeme pro hodnocení dosaženého prostorového rozlišení využívat měření **velikosti fluoroskopického zkreslení**. Jedná se o vzdálenost hrotu fluoroskopické výchylky od trajektorie intervenčního nástroje.

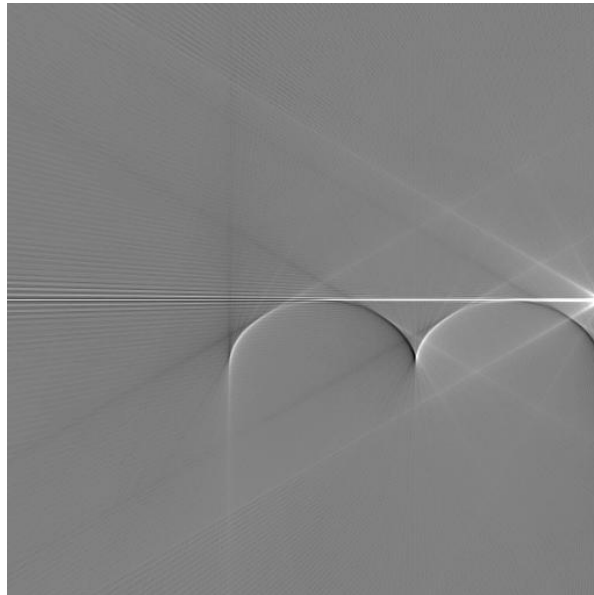
Zasouváme-li nástroj do prázdné scény (viz dále), vytvoří se zkreslení, jež nazýváme *Hounsfieldovy pruhy*. Toto zkreslení je tím vyšší, čím je nástroj hlouběji zasunut a zároveň se snižuje s vyšším počtem sejmutých projekcí během 360° rotace gantry. Pro hodnocení energetického rozlišení budeme proto využívat **hodnotu kontrastu hrotu nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu**. Aby hodnocení bylo korektní, musí být alespoň jedna projekce sejmuta pod přesně stejným úhlem, jako byl zasunut nástroj. Mírné zkreslení Hounsfieldovými pruhy může být využito pro navigaci lékaře [1]. Vyšší zkreslení již ale může vést k mimořádnému znesnadnění celé intervenční procedury (viz obrázek 7).[6]



Obrázek 7: Artefakt tzv. Hounsfieldova pruhu (240 projekcí, Ram-Lakenův filtr, filtrovaná zpětná projekce)

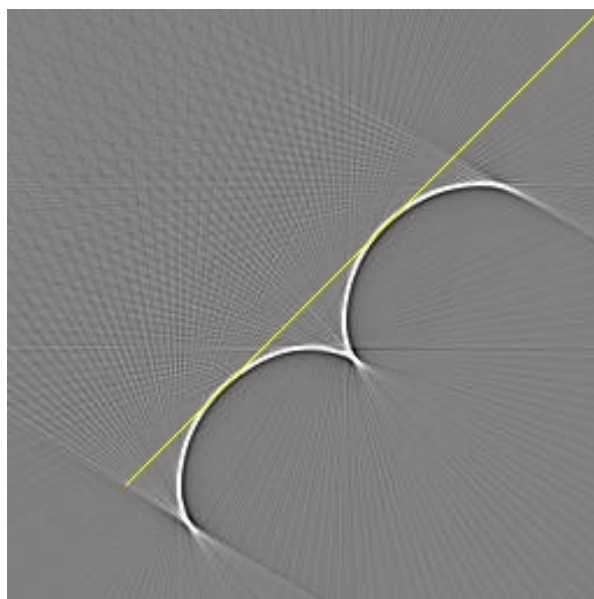
3.7.2. Nástroje využívané k hodnocení

Prvním využívaným postupem, kterýmž můžeme získat obraz resp. sérii obrazů vhodnou pro analýzu, je **zásun nástroje do prázdné scény**. Tímto pojmem rozumíme homogenní prostředí, které je tvořeno vzduchem, a proto mají jednotlivé pixely nulový součinitel zeslabení (viz obrázek 8).



Obrázek 8: Zásun nástroje do prázdné scény

Druhým nástrojem je modelování **TSF** (Time Spread Function). Jedná se o časový vývoj PSF (Point Spread Function) postupně se posouvajícího modelu Diracova impulsu po zvolené trase (viz obrázek 9).



Obrázek 9: Modelování TSF včetně znázornění trasy intervenčního nástroje

4. Návrh didaktického simulátoru

Didaktický simulátor bezprostředně navazuje na program, který byl vytvořen v rámci mé bakalářské práce. Zatímco jeho funkce umožňující simulovat režim CT fluoroskopie s manuální manipulací intervenčním nástrojem v reálném čase budou ponechány a rozšířeny, ostatní funkce nebudou do nově vytvářeného didaktického simulátoru přeneseny. Jak již bylo uvedeno v úvodu této práce, důvodem pro využití a rozšíření programu z bakalářského projektu je snaha poskytnout posluchačům co nejnázornější představu o klinické implementaci režimu CT fluoroskopie. Laboratorní cvičení zaměřené na CT fluoroskopii bude dle návrhu začínat právě simulací klinické procedury (viz příloha B).[2]

4.1. Výpočetní náročnost simulace a z toho vyplývající opatření

Skenovací mód CT fluoroskopie je mj. charakteristický prezentací rekonstruovaných obrazů v reálném čase, tj. bezprostředně po jejich akvizici. Výpočetní náročnost procesů spojených s rekonstrukcí a zobrazením obrazu v prostředí MATLAB[®] je však ve srovnání s jinými úkony velmi vysoká. Abychom zmíněnou vlastnost skenovacího režimu dokázali implementovat do vytvářeného programu, musíme atributy procesu zobrazení optimalizovat. Rovněž je nutné zajistit, aby byl program připraven reagovat na změnu scény (tj. pohyb intervenčního nástroje) či ukončení akvizice.[2]

V našem případě přistupujeme k volbě snížených rozměrů modelu scény (128x128 pixelů) a omezení dostupného maximálního počtu sektorů v závislosti na nastavení ostatních akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu. Kritéria pro stanovení maximálního počtu sektorů při daných parametrech procesu zobrazení jsou získávána experimentálně pro PC, na kterém bude program využíván. Dalším opatřením bude prezentace získávaných obrazů pouze v jedné transverzální rovině (komerční systémy umožňují zobrazení až ve třech rovinách [6]). Vliv ABM či zřetězeného zpracování (pipelining) bude rovněž v programu zanedbán.[2]

4.2. Celková koncepce didaktického simulátoru

Program je koncipován v grafickém prostředí. Protože simulátor bude využíván zejména při výuce, musí být bezpodmínečně dbáno na účelnost a intuitivnost jeho ovládacích prvků. Během obsluhy programu bude student navigován pomocí postupného zpřístupňování položek, u kterých je předpokládána jeho interakce. Uživatel se může kdykoliv vrátit zpět a celou posloupnost úkonů zopakovat s pozměněnými volbami.

Cílem vytvářeného programu je co nejvěrněji simulovat celou klinickou proceduru aplikace CT fluoroskopie, přičemž posluchači je přisouzena role intervenujícího lékaře. Proto práce se simulátorem započne provedením přehledového skenu s fixními akvizičními a

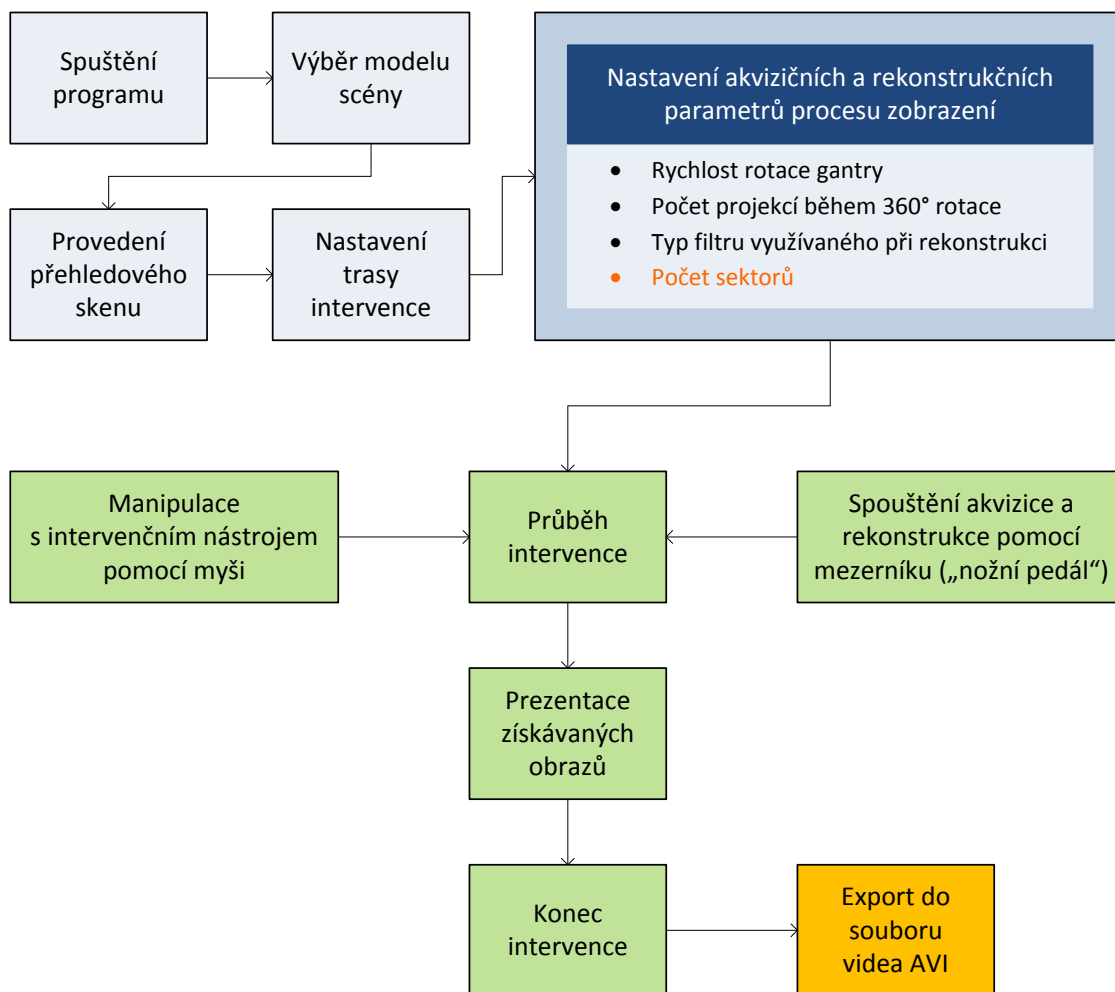
rekonstrukčními parametry procesu zobrazení. Podobně jako skutečný lékař, vyznačí student poté v zájmové oblasti cílovou a výchozí pozici intervenčního nástroje.

Po nastavení trasy intervenčního nástroje, bude uživatel moci zvolit akviziční a rekonstrukční parametry procesu zobrazení. Jakmile tak učiní, bude mu zpřístupněna možnost simulace intervence.

Od této chvíle až do ukončení simulace bude student ovládat program pomocí rolovacího tlačítka myši, kterým bude zasouvat či vysouvat intervenční nástroj. Nezávisle na pohybu instrumentu může uživatel kdykoliv zapnout akvizici a rekonstrukci obrazových dat. Program bude umožňovat simulaci jak jednorázového (tzv. tap mode), tak kontinuálního režimu nožního pedálu fluoroskopického systému. Díky této možnosti bude student moci mj. subjektivně porovnat proveditelnost intervence při využití režimu CT fluoroskopie resp. při využití konvenčních skenovacích režimů.

Získanou posloupnost obrazů si bude moci student uložit do souboru videa AVI.

Blokové schéma navrženého simulátoru je zobrazeno na obrázku 10.



Obrázek 10: Blokové schéma didaktického simulátoru

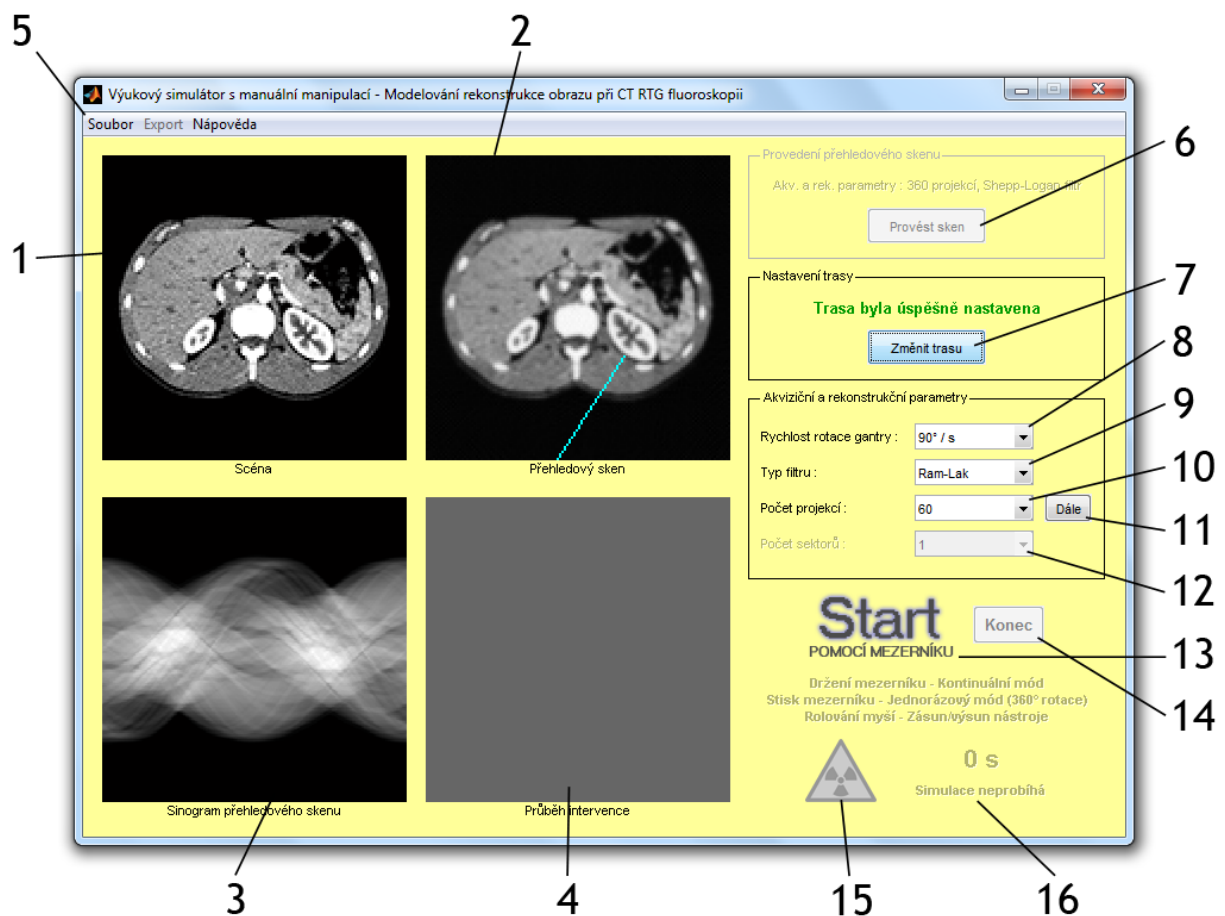
5. Realizace didaktického simulátoru

Simulátor je realizován v programovém prostředí MATLAB®. Funkce ústředního okna programu jsou uloženy v souboru *manualni.m*. Simulátor dále využívá několik pomocných funkcí, které se nacházejí v kořenovém adresáři programu. V této složce jsou uloženy také soubory nápovědy a obrázky využívané grafickým uživatelským rozhraním.

Jak již bylo zmíněno dříve, didaktický simulátor vychází z programu, který byl součástí stejnojmenné bakalářské práce. Z původního programu byly vyjmuty funkce, které se dříve ukázaly pro hodnocení procesu zobrazení jako redundantní. Rovněž byla zachována možnost pouze manuální manipulace s intervenčním nástrojem, jejíž možnosti byly podstatně rozšířeny (program je nyní schopen simulovat jak v jednorázovém, tak v kontinuálním režimu nožního pedálu). Dále byl zpřehledněn a očištěn kód programu.[2]

5.1. Ústřední okno simulátoru a jeho komponenty

Bezprostředně po spuštění programu se uživateli zobrazí ústřední okno, ve kterém se bude po celou dobu obsluhy simulátoru pohybovat (viz obrázek 11).



Obrázek 11: Vzhled ústředního okna programu, stav po zvolení trasy intervenčního nástroje

5.1.1. Okna určená k zobrazení scény, sinogramu a získaných snímků

1. Okno *Scéna*

V tomto okně je vždy zobrazena aktuální scéna. Během simulace intervence, kdy uživatel pohybuje s nástrojem, jsou data v tomto okně nepřetržitě aktualizována v závislosti na momentálním zanoření instrumentu.

2. Okno *Přehledový sken*

Zde je uživateli prezentován rekonstruovaný obraz scény po přehledovém skenu. V tomto okně obsluha programu rovněž nastavuje cílovou resp. výchozí pozici intervenčního nástroje.

3. Okno *Sinogram přehledového skenu*

Bezprostředně po provedení přehledového skenu je do tohoto okna načten sinogram přehledového skenu scény.

4. Okno *Průběh intervence*

V tomto okně jsou uživateli prezentovány snímky získané během simulace intervence.

5.1.2. Menu ústředního okna

5. Menu ústředního okna

Položkám menu ústředního okna bude věnována podkapitola 5.2.

5.1.3. Panel Provedení přehledového skenu

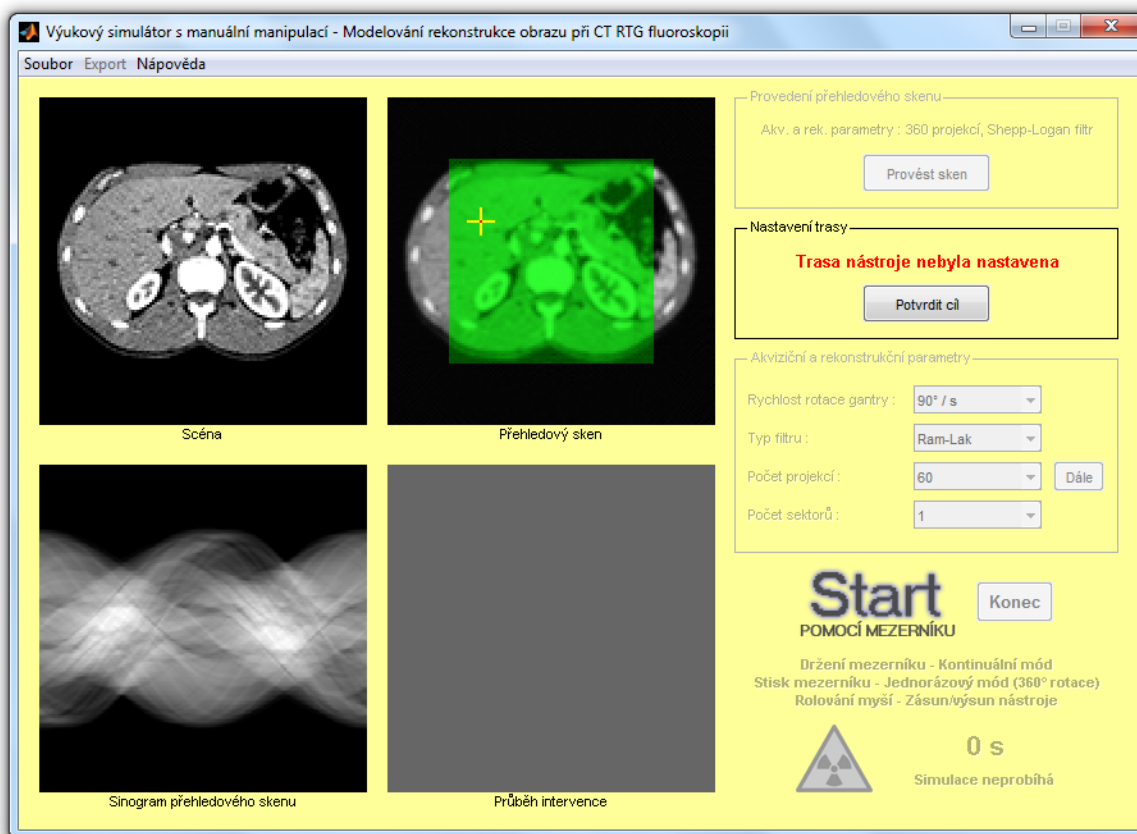
6. Tlačítko *Provést sken*

Pomocí tohoto tlačítka uživatel provede přehledový sken scény.

5.1.4. Panel Nastavení trasy

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

Prvotním stiskem tohoto tlačítka se obsluha programu dostane do režimu, ve kterém může v okně *Přehledový sken* vyznačit nejprve cílovou a poté výchozí pozici intervenčního nástroje. Uživatel je navigován pomocí barevného zvýraznění oblastí, jež indikují, kam/odkud může manipulace s intervenčním instrumentem probíhat (viz obrázek 12). Svou volbu může obsluha programu korigovat. Rozhodne-li se však vybranou pozici již dále neměnit, stiskem tohoto tlačítka svou volbu potvrdí. Je-li trasa nastavena, či již byla provedena simulace intervence, může uživatel využít toto tlačítko k návratu zpět a zvolení odlišné trasy.



Obrázek 12: Vzhled ústředního okna programu, stav během volby cílového bodu intervence

5.1.5. Panel Akviziční a rekonstrukční parametry

8. Rolovací nabídka *Rychlost rotace gantry*

Pomocí této rolovací nabídky má uživatel možnost zvolit, jaká rychlost rotace gantry bude použita při simulaci intervence. Obsluze programu jsou k dispozici volby 90°/s, 180°/s, 270°/s, 360°/s, 540°/s a 720°/s. Vybraná rychlost rotace gantry má vliv na sestavení seznamu dostupných položek v rolovací nabídce *Počet sektorů*.

9. Rolovací nabídka *Typ filtru*

Toto rolovací menu nabízí uživateli možnost volby, jaký typ filtru bude využíván pro filtrovanou zpětnou projekci během simulace intervence. K dispozici je Ram-Lakenův filtr, Shepp-Loganův filtr a Ram-Lakenův filtr váhovaný kosinovou funkcí či Hammingovým nebo Hannovým oknem. Rovněž je uživateli nabídnuta možnost nevyužít žádný filtr a provést tak přímo zpětnou projekci DBP (Direct BackProjection).

10. Rolovací nabídka *Počet projekcí*

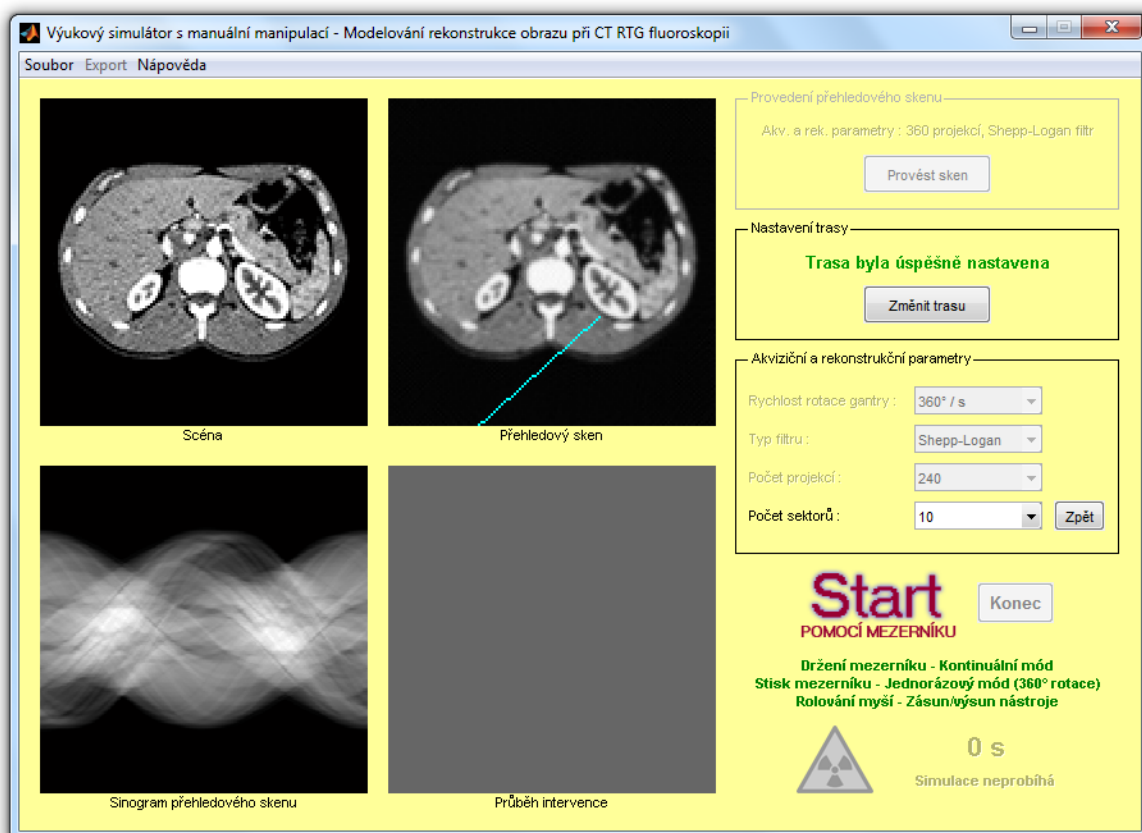
Zde má uživatel možnost vybrat, kolik projekcí bude během jedné 360° rotace gantry sejmuto. Může zvolit 60, 90, 120, 150, 180, 210, 240, 300 nebo 360 projekcí. Vybraný počet projekcí během jedné 360° rotace gantry ovlivňuje vytvoření nabídky dostupných voleb počtu sektorů.

11. Tlačítko *Dále/Zpět*

Pokud se toto tlačítko nachází v režimu *Dále*, nastane jeho stiskem zpracování doposud nastavených akvizičních a rekonstrukčních parametrů a program sestaví nabídku volitelného počtu sektorů. Je-li však toto tlačítko stisknuto v režimu *Zpět*, vrátí se uživatel k nastavování rychlosti rotace gantry, typu rekonstrukčního filtru a počtu projekcí pro 360° rotaci gantry.

12. Rolovací nabídka *Počet sektorů*

Uživatel pomocí tohoto rolovacího menu volí počet sektorů, do kterých bude během simulace intervence rozdělován soubor sejmutých projekcí. Možnosti této rolovací nabídky jsou sestaveny na základě předchozí volby akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Tento algoritmus je spuštěn tlačítkem *Dále*. Jakmile uživatel vybere počet sektorů, může přistoupit ke startu intervence (viz obrázek 13).

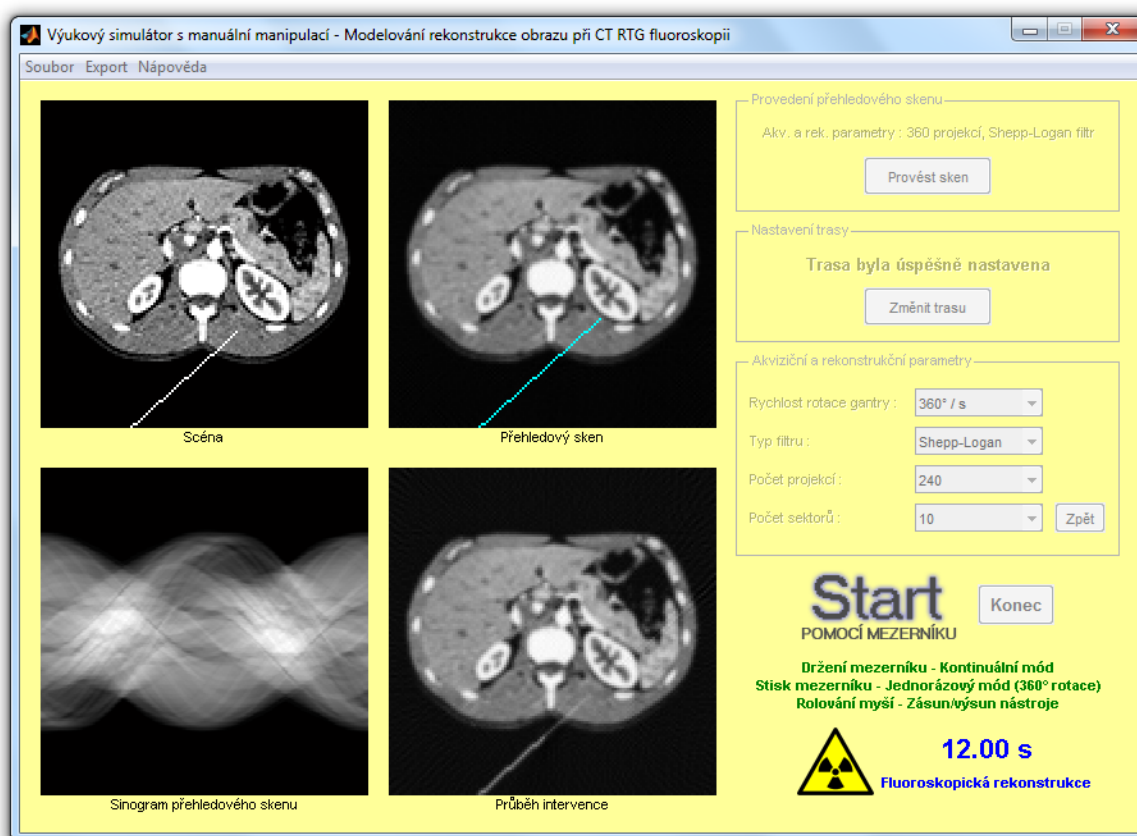


Obrázek 13: Vzhled ústředního okna programu, stav před spuštěním simulace intervence

5.1.6. Ostatní položky

13. Indikátor možnosti spuštění intervence

Tento obrázek poskytuje uživateli informaci o možnosti započítí simulace intervence. Je-li obrázek barevný, může uživatel pomocí mezerníku na své klávesnici, jenž je v roli nožního pedálu, spustit simulaci. Pokud uživatel mezerník pouze stiskne, dojde k 360° rotaci gantry a prezentaci jednoho plnohodnotného obrazu studie (tzv. tap mode). V případě, že uživatel klávesu mezerníku podrží, je až do jejího uvolnění prováděn kontinuální režim fluoroskopického zobrazení (viz obrázek 14). S intervenčním nástrojem pohybuje uživatel pomocí rolovacího tlačítka myši (a to i ve chvílích, kdy není prováděna akvizice obrazových dat). Aktuální scéna je zobrazena v okně *Scéna*, získané snímky jsou pak obsluze programu prezentovány v okně *Průběh intervence*. Až do ukončení simulace tlačítkem *Konec* využívá uživatel pouze rolovací tlačítko myši a mezerník na své klávesnici.



Obrázek 14: Vzhled ústředního okna programu, stav v průběhu akvizice, rekonstrukce a prezentace snímků

14. Tlačítko *Konec*

Stiskem tohoto tlačítka je pozastavená simulace definitivně ukončena a uživateli je opětovně umožněna interakce s programem. Typicky pokračuje obsluha programu exportem získaných snímků do souboru videa formátu AVI (viz dále). Další možností je změna trasy intervence či parametrů procesu zobrazení a návazné opakování simulace intervence.

15. Obrázek informující o expozici pacienta ionizujícím zářením

Běží-li akvizice a rekonstrukce obrazových dat, tj. ve chvílích expozice pacienta ionizujícím zářením, je barevně zobrazen všeobecně užívaný symbol pro ionizující záření. Pokud pacient v danou chvíli naopak exponován není, je obraz tohoto symbolu transformován na šedotónový.

16. Text informující o době trvání simulace a momentálním charakteru rekonstrukce

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

5.2. Menu ústředního okna

Nabídka *Soubor*

V této nabídce se nacházejí dvě položky. Volbou možnosti *Vybrat model scény* se uživateli zobrazí dialogové okno, pomocí kterého zvolí soubor formátu PNG o velikosti 128x128 pixelů, který obsahuje obraz modelu scény. Položka *Konec* slouží k ukončení programu.

Nabídka *Export*

Jediná položka této nabídky *Do souboru videa* nabízí uživateli export posloupnosti získaných snímků do souboru videa formátu AVI. Interakce s touto položkou je možná pouze po dokončení simulace intervence.

Nabídka *Nápověda*

Volbou položky *Témata nápovědy* se spustí elektronická nápověda k programu, která je vytvořena jako webová prezentace. Spuštěním položky *O programu* se obsluze programu zobrazí základní informace o programu.

5.3. Modelový příklad práce s programem

Bezprostředně po startu simulátoru je otevřeno jeho ústřední okno. Obsluha programu vybere obraz modelu scény (menu *Soubor/Vybrat model scény*) a svou volbu potvrdí. Pod pojmem scéna rozumíme jeden obraz transversálního řezu pacientem. 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. Jestliže zvolený obraz je formátu PNG a splňuje požadovanou velikost 128x128 pixelů, je model scény načten a zobrazen v okně *Scéna*.

Poté uživatel provede přehledový sken (tlačítko *Provést sken*). Jedná se o sejmutí scény a rekonstrukci obrazu fluorografickým způsobem s fixně definovanými parametry procesu zobrazení. Následně je sinogram zobrazen v okně *Sinogram přehledového skenu* a rekonstruovaný obraz v okně *Přehledový sken*.

Stisknutím tlačítka *Nastavit trasu* přistoupí uživatel k vyznačení trasy intervenčního nástroje. Uživatel vybere cílovou resp. výchozí polohu instrumentu a pomocí tlačítka *Potvrdit cíl* resp. *Potvrdit začátek* zmíněné lokality potvrdí. Po definici obou pozic je obsluze programu zvolená trasa znázorněna a může být přistoupeno k volbě akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu zobrazení.

Uživatel nastavuje akviziční a rekonstrukční parametry pomocí rolovacích nabídek *Rychlost rotace*, *Typ filtru* a *Počet projekcí*. Následně pokračuje stiskem tlačítka *Dále*. Program v tuto chvíli vyhodnotí doposud zvolené parametry a sestaví nabídku volitelného počtu sektorů do rolovací nabídky *Počet sektorů*. Poté obsluha programu zvolí počet sektorů a může již přistoupit k samotné simulaci intervence.



Obrázek 15 : Vzhled ústředního okna programu, stav po ukončení simulace

Dostupnost simulace intervence je znázorněna příslušným indikátorem s nápisem *Start pomocí mezerníku*. Od této chvíle až po ukončení simulace tlačítkem *Konec* ovládá uživatel program pomocí mezerníku (který funguje jako nožní pedál fluoroskopického systému) a

rolovacího tlačítka myši (tímto je zasouván/vysouván intervenční nástroj). Uživatel může mezerník stisknout, čímž je simulován jednorázový režim (tzv. tap mode) práce nožního pedálu a nastane 360° rotace gantry a prezentace jednoho plnohodnotného obrazu studie. Druhou možností je držení mezerníku po dobu, kdy si obsluha programu přeje provádět akvizici, rekonstrukci a prezentaci obrazových dat (simulace kontinuálního režimu nožního pedálu). Veškeré obrazy jsou prezentovány v okně *Průběh intervence*. Uživateli jsou k dispozici informace o délce trvání intervence a momentálním charakteru rekonstrukce.

Po ukončení simulace (viz obrázek 15) může uživatel buď pokračovat provedením další simulace či změnou akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu, nebo exportem posloupnosti získaných obrazů do souboru videa formátu AVI. Této možnosti využije obsluha programu pomocí výběru položky v menu *Export/Do souboru videa*. Uživatel má možnost zvolit název a umístění souboru videa. Program automaticky vytvoří stejnojmenný textový soubor, ve kterém uživatel nalezne veškeré dostupné údaje o proběhnuvší simulaci. Exportovány jsou pouze obrazy, které byly pořízeny během expozice pacienta ionizujícím zářením. Jinými slovy řečeno, doba, kdy byla akvizice a rekonstrukce obrazových dat pozastavena, není ve vytvářeném videu zohledněna.

5.4. Problémy vyplývající z požadavků na definovaný výkon PC

Klíčová přednost vytvořeného simulátoru spočívá v simulaci intervence v reálném čase, čímž program poskytuje studentům názornou představu o průběhu lékařského zákroku při využití režimu CT fluoroskopie.

Nutností pro naplnění těchto cílů je oddělené provádění rekonstrukce obrazových dat (včetně prezentace získaných snímků) a změn scény v důsledku manipulace s intervenčním nástrojem. Dále musí program být bezpodmínečně schopen zareagovat na přerušení simulace intervence v důsledku uvolnění stisku mezerníku. Pokud dojde k zahlcení fronty čekajících funkcí (callback execution queue) časovačem spouštěnými průběhy funkce rekonstrukce a prezentace obrazu, funkce přerušující simulaci již není provedena. Důsledkem je upadnutí programu do nekonečné smyčky, načež je nutné jeho násilné ukončení.

Z tohoto důvodu je v programu zakomponováno tlačítko *Dále/Zpět*, které na základě zvolených parametrů procesu zobrazení vytvoří nabídku volitelného počtu sektorů (právě počet sektorů je pro frekvenci prezentace obrazu určující). Algoritmus tak činí na základě konstant, které jsou získány pro to konkrétní PC, na kterém bude dotyčný program využíván. Ačkoliv existuje předpoklad, že počítače v laboratořích na ÚBMI jsou výkonnější než notebook autora této práce, před nasazením simulátoru do výuky je nutné tuto záležitost znovu prověřit na zařízeních v laboratořích.

6. Návrh analytického simulátoru

Jak již bylo zmíněno v předcházejících kapitolách, didaktický simulátor pracuje díky požadavku na prezentaci obrazu v reálném čase s modely scény o velikosti pouze 128x128 pixelů. Takové prostorové vzorkování se však pro objektivní analýzu získaných snímků ukázalo jako nedostatečné. Manuální manipulace s intervenčním nástrojem také není pro objektivní hodnocení pořízených obrazů příliš vhodná.

Z výše uvedených důvodů bylo přistoupeno k vytvoření samostatného simulátoru pro kvantitativní analýzu získaných snímků. V tomto programu tedy nebude k dispozici manuální manipulace s intervenčním nástrojem v průběhu intervence, na druhou stranu budou podstatně rozšířeny možnosti nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu zobrazení. Dále budou do programu implementovány funkce pro měření zájmových veličin a export dat pro další zpracování. Vytvořený analytický simulátor bude rovněž využit ve výuce na Ústavu biomedicínského inženýrství.

6.1. Omezení oproti skutečnému ZS a z toho vyplývající opatření

Vytvořený analytický simulátor bude využíván k hodnocení dosaženého prostorového, energetického (kontrastního) a časového rozlišení získaných obrazů podle metodiky hodnocení popsané v kapitole 3.7.1.

Protože bude využíván vytvořený program namísto skutečného zobrazovacího systému, nemůžeme kvantitativně hodnotit dávku ionizujícího záření, kterou absorboval pacient a obsluha ZS. Situaci proto zjednodušíme a do hodnocení zahrneme pouze dobu trvání intervence. Z tohoto důvodu není rovněž možné aplikovat algoritmus úhlové modulace svazku (Angular Beam Modulation).

Poznamenejme, že simulátor je určen pro PC umístěné v laboratoři vybavené běžnou grafickou kartou. Proto není možné při hodnocení zohlednit volbu paralelního a zřetězeného zpracování (pipelining). Dalším zjednodušujícím prvkem bude použití výhradně kontinuálního režimu nožního pedálu zobrazovacího systému.

Zatímco moderní systémy zahrnující režim CT fluoroskopie prezentují lékaři rekonstruované obrazy až ze třech transverzálních rovin [6], vytvořený simulátor bude provádět sběr dat a jejich rekonstrukci pouze v jediném řezu.

6.2. Celková koncepce analytického simulátoru

Ačkoliv některé experimenty v analytickém simulátoru zaměřené na optimalizaci procesu fluoroskopického zobrazení budou prováděny výlučně v rámci této práce, své prioritní využití nalezne program rovněž při výuce v laboratorních cvičeních.

Z tohoto důvodu bude simulátor realizován v grafickém prostředí, které musí splňovat náročná kritéria na intuitivnost a pohodlí uživatele při interakci s programem. Jedná se například o názornou navigaci uživatele pomocí postupného zpřístupňování jednotlivých položek nebo o redukci pohybu či počtu kliknutí myši, které jsou nutné k dosažení příslušného cíle (typicky volba některého z parametrů procesu zobrazení).

Protože simulátor nebude poskytovat možnost rekonstrukce a prezentace obrazů v reálném čase, bude chování programu nezávislé na výkonu dotyčného PC. Díky této úlevě bude možné ve srovnání s didaktickým simulátorem (viz obrázek 16) rekonstruovat obrazy scény s podstatně vyšším prostorovým vzorkováním. Další odlišností, vyplývající z chybějícího omezení výpočetní kapacitou PC, je volnější způsob manipulace s programem.

Simulátor by měl být naprogramován s důrazem na robustnost a maximální usnadnění případných budoucích modifikací jednotlivých jeho součástí. Získané obrazy a naměřená data budou exportovatelné ve formátu kompatibilním s běžně užívaným statistickým či kancelářským software (typicky tabulkový procesor Microsoft Excel).

Dalším důležitým prvkem implementovaným v programu bude ochrana před ztrátou dat, která by mohla být způsobená lidským faktorem. Jedná se typicky o zapomenutí uložení výsledků právě proběhnuvšího experimentu či například interakce s nesprávným tlačítkem v důsledku omylu uživatele. Toto opatření zvýší komfort nejen studentům během laboratorních cvičení, ale zajisté jej ocení i obsluha programu při experimentech vedoucích k optimalizaci procesu zobrazení.

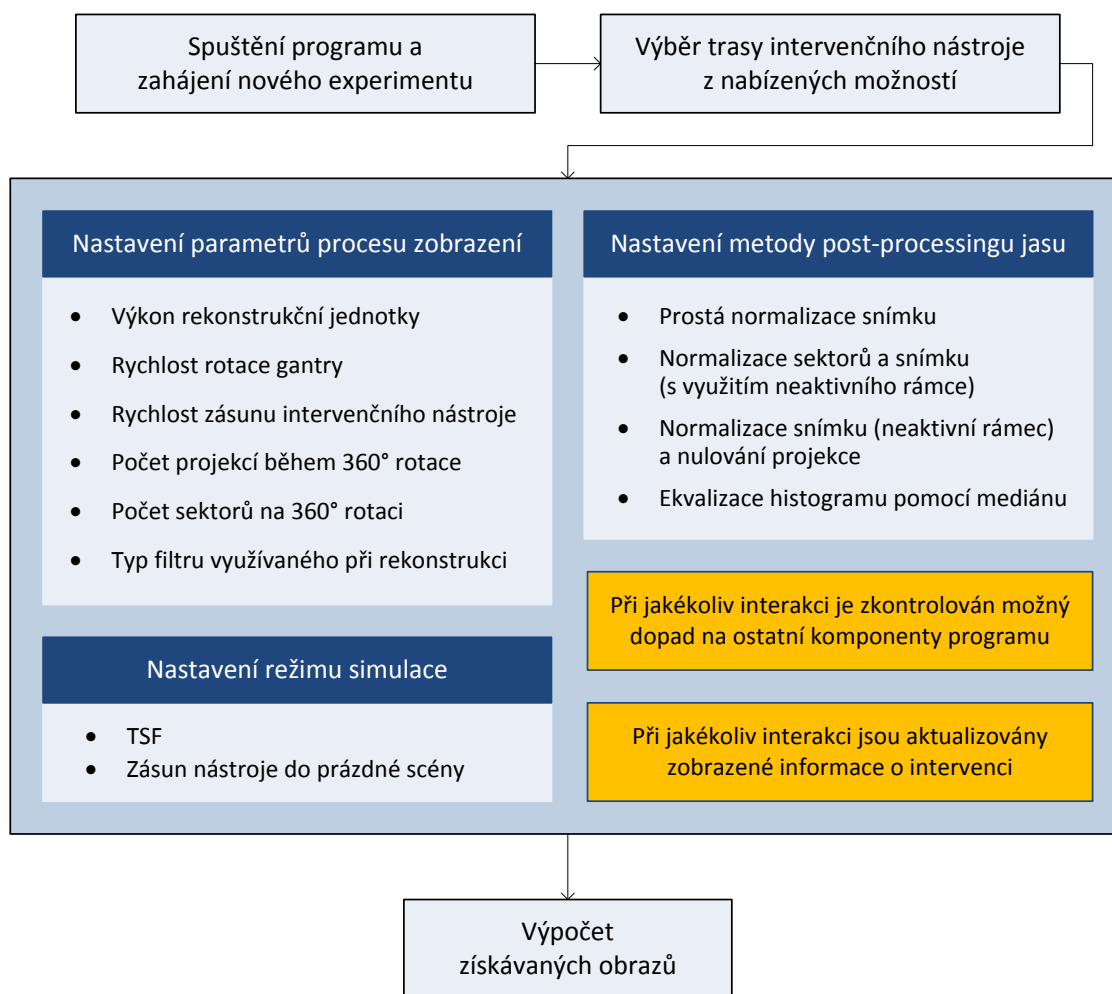
Didaktický simulátor	Analytický simulátor
<ul style="list-style-type: none"> • Poskytuje zejména představu o klinické implementaci • Umožňuje manuální manipulaci s intervenčním nástrojem • Nabízí rekonstrukci a prezentaci získaných obrazů v reálném čase • Omezené prostorové vzorkování scény • Chování programu závislé na výkonu PC • Fixní posloupnost úkonů • Využití ve výuce • Realizace v grafickém prostředí • Požadavek na intuitivní ovládání a možnost exportu dat • Nepředpokládá se modifikace programu v budoucnu 	<ul style="list-style-type: none"> • Poskytuje kvantitativní analýzu vlivu jednotlivých parametrů procesu zobrazení • Umožňuje automatickou manipulaci s intervenčním nástrojem • Prezentace získaných obrazů probíhá až po jejich rekonstrukci • Vzorkování scény jako v komerčních ZS • Chování programu nezávislé na výkonu PC • Volná manipulace s programem • Využití ve výuce a výzkumu • Realizace v grafickém prostředí • Požadavek na intuitivní ovládání a možnost exportu dat • Během tvorby programu je dbáno na jeho modifikovatelnost

Obrázek 16: Srovnání koncepce didaktického a analytického simulátoru

6.3. Koncepte ústředního okna programu

Po spuštění programu dojde k otevření ústředního okna simulátoru. V tomto okně uživatel volí akviziční a rekonstrukční parametry procesu a probíhá výpočet a prezentace získaných obrazů. Pomocí tohoto okna může uživatel rovněž spouštět funkce probíhající v samostatných oknech (jedná se např. o výběr trasy intervenčního nástroje či měření velikosti fluoroskopického zkraslení). Blokové schéma znázorňující posloupnost úkonů prováděných v ústředním okně simulátoru bezprostředně po jeho startu je zobrazeno na obrázku 17.

Bezprostředně po zobrazení ústředního okna simulátoru je nutné, aby uživatel zvolil trasu intervenčního nástroje. Stisknutí příslušného tlačítka mu otevře nové okno, ve kterém jsou zobrazeny jednotlivé možné volby. Uživatel má k dispozici veškeré informace o dané variantě, tj. zejména úhel a hloubku zásunu. Protože se jedná o rutinní úkon, který je prováděn před každým experimentem, hraje důležitou roli jednoduchost a rychlost ovládání. Podobným způsobem je řešena volba režimu simulace (TSF nebo zásun nástroje do prázdné scény) a výběr metody post-processingu jasu.



Obrázek 17: Blokové schéma práce s analytickým simulátorem – od spuštění programu po start simulace

Následně nastaví uživatel akviziční a rekonstrukční parametry procesu zobrazení. Aby byla dosažena maximální možná nezávislost jednotlivých úkonů uživatele, musí být při jakékoliv změně akvizičního nebo rekonstrukčního parametru okamžitě vyhodnocen vliv volby např. na ostatní rolovací nabídky. Namátkou vybereme některé z takovýchto nutných vazeb mezi komponentami programu:

- Intervenční nástroj musí ležet v Hounsfieldově pruhu. Proto je při jakékoliv změně úhlu zásunu nástroje (znovu) sestavena nabídka volitelného počtu projekcí během 360° rotace. Pakliže dříve zvolená varianta počtu projekcí vyhovuje i nové nabídce, uživatel se k této položce přirozeně již nemusí vracet.
- Počet projekcí musí být dělitelný zvoleným počtem sektorů. Proto je při jakémkoliv úkonu, který by mohl mít vliv na nabídku počtu projekcí, opětovně vytvořena nabídka volitelného počtu sektorů.
- Po jakékoliv změně akvizičního nebo rekonstrukčního parametru je vyhodnoceno, zdali současné nastavení vyhovuje zvolenému výkonu rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému.

Uživateli jsou po celou dobu nastavování parametrů simulace k dispozici informace o intervenci vycházející z aktuální volby akvizičních a rekonstrukčních parametrů. Jmenovitě se jedná například o celkovou dobu trvání intervence či frekvenci prezentace obrazu – tedy o veličiny, které patří mezi zvolené kritéria hodnocení procesu zobrazení. Tyto informace jsou s jakoukoliv změnou akvizičních a rekonstrukčních parametrů okamžitě aktualizovány.

Poté obsluha programu přistoupí ke spuštění simulace, tj. k výpočtu získaných snímků během intervence. Intervenční nástroj resp. Diracův impuls (v případě TSF) bude zasouván zvolenou rychlostí a intervence skončí po dosažení cílové polohy nástroje a následné 360° rotaci gantry. Po skončení simulace jsou obrazy prezentovány uživateli, který může zvolit jakýkoliv snímek ze série pomocí posuvníku či rolovacího tlačítka myši. Ke každému obrazu jsou zobrazeny příslušné informace, tj. jeho pořadí, aktuální hloubka zásunu či čas intervence.

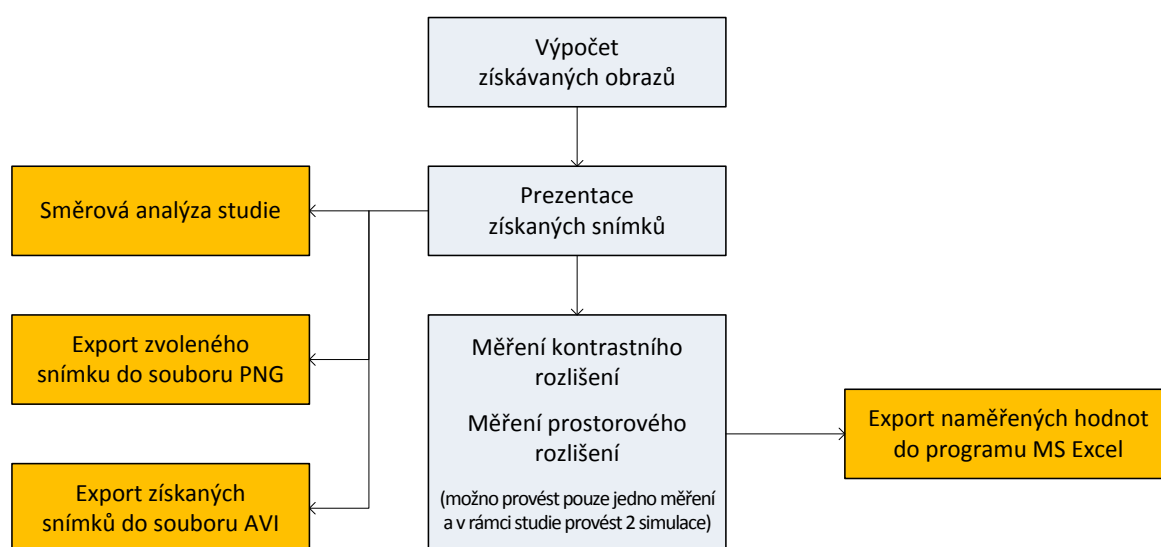
Dvě ze zvolených kritérií hodnocení procesu zobrazení – frekvenci prezentace obrazu a celkovou dobu trvání intervence – znal uživatel již před započítáním simulace. Nyní jej čeká měření energetického (kontrastního) a prostorového rozlišení.

Jak již víme z podkapitoly 3.7.1, kontrastní rozlišení je určeno hodnotou kontrastu hrotu intervenčního nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu. Měření probíhá vždy v posledním získaném snímku pomocí samostatné aplikace. Jejím spuštěním se vypočte kýžená hodnota kontrastu a v samostatném okně je uživateli zobrazeno okolí hrotu intervenčního nástroje včetně znázornění příslušných pixelů. Hodnota kontrastu je ovlivněna zvoleným režimem simulace a metodou post-processingu jasu. Hledání vhodného nastavení těchto atributů simulace se budeme věnovat v osmé kapitole této práce.

Prostorové rozlišení je determinováno velikostí fluoroskopického zkreslení a je rovněž měřeno v samostatné aplikaci, které je věnována následující podkapitola. Podobně jako v případě měření kontrastního rozlišení, hrají i zde významnou roli výše zmíněné atributy simulace. Hledání vhodné volby těchto atributů bude probráno v osmé kapitole.

Uživatel ale nemusí využít stejných atributů simulace během obou měření. Program bude umožňovat provedení dvou simulací v rámci jedné studie, přičemž každá bude moci mít jiné atributy.

Simulátor bude disponovat funkcí pro export naměřených hodnot spolu s parametry procesu zobrazení do tabulkového procesoru Microsoft Excel. Uživatel může přidat studii po jejím dokončení do tzv. fronty pro export. Jakmile dokončí uživatel zamýšlený experiment, bude moci provést hromadný export výsledků do jednoho souboru formátu XLS.



Obrázek 18: Blokové schéma práce s analytickým simulátorem – od skončení simulace dále

Kterýkoliv snímek bude možno uložit do souboru a rovněž bude možné exportovat všechny získané obrazy do souboru videa AVI. Další možností bude podrobení celé série snímků tzv. směrové analýze. Jedná se o výpočet Pearsonova korelačního koeficientu vždy mezi získaným snímkem a obrazem modelu scény s nástrojem zanořeným do příslušné hloubky dle vztahu:

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

Vývoj velikosti korelačního koeficientu lze zobrazit buď v závislosti na čase nebo na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy.

Blokové schéma práce s analytickým simulátorem po dokončení simulace je znázorněno na obrázku 18.

6.4. Koncepce aplikace pro měření prostorového rozlišení

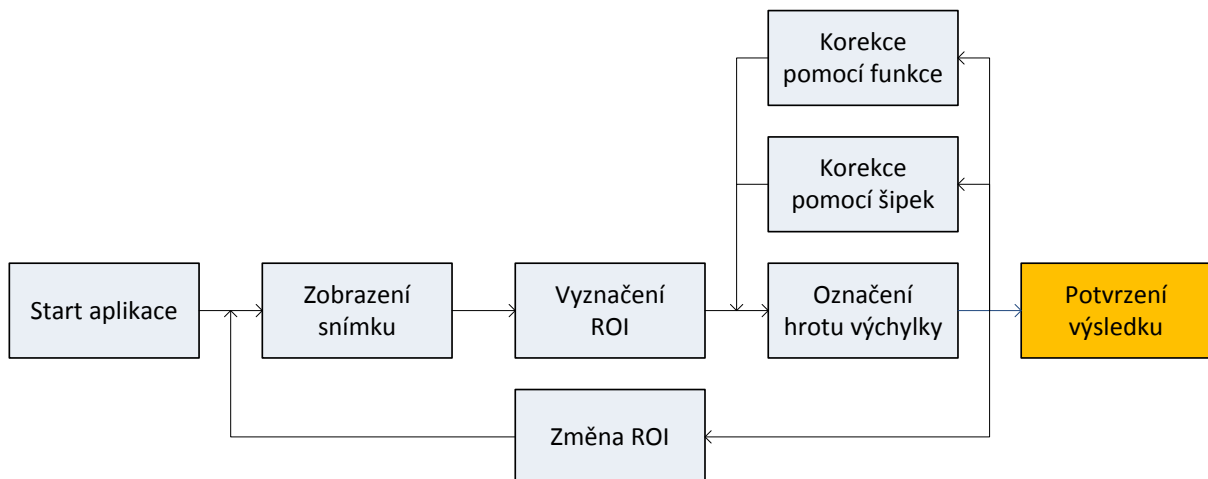
Prostorové rozlišení je určeno velikostí fluoroskopického zkreslení v obraze, kterou bude uživatel měřit ve zvláštní aplikaci spustitelné z ústředního okna programu po skončení simulace, tj. výpočtu získávaných snímků.

Velikost fluoroskopického zkreslení bude měřena ve snímku, který uživatel zvolil pomocí posuvníku v ústředním okně. Po spuštění samostatné aplikace se uživateli znovu zobrazí vybraný obraz, ve kterém vyznačí tahem myši oblast zájmu (ROI, Region of Interest). Předpokládá se, že obsluha programu zahrne do ROI hrot fluoroskopického zkreslení.

Oblast zájmu bude poté uživateli zvětšena. Student se bude nyní snažit najít maximální hodnotu jasu ve hrotu fluoroskopického zkreslení. Po kliknutí na jakýkoliv pixel ROI se mu zobrazí hodnota jasu příslušného pixelu a vypočtená vzdálenost fluoroskopického zkreslení, tj. vzdálenost zvoleného pixelu od intervenčního nástroje.

Svůj výběr bude moci uživatel korigovat pomocí šipek na klávesnici, či spuštěním automatické funkce, která se pokusí najít maximální hodnotu jasu algoritmicky. Uživatel se bude moci kdykoliv vrátit zpět a vyznačit jinou oblast zájmu. Ve chvíli, kdy bude spokojen s detekovaným maximem jasu ve hrotu fluoroskopického zkreslení, zavře uživatel okno této aplikace, čímž ukončí měření prostorového rozlišení.

Blokové schéma práce s aplikací pro měření prostorového rozlišení je znázorněno na obrázku 19.



Obrázek 19: Blokové schéma práce s aplikací pro měření prostorového rozlišení

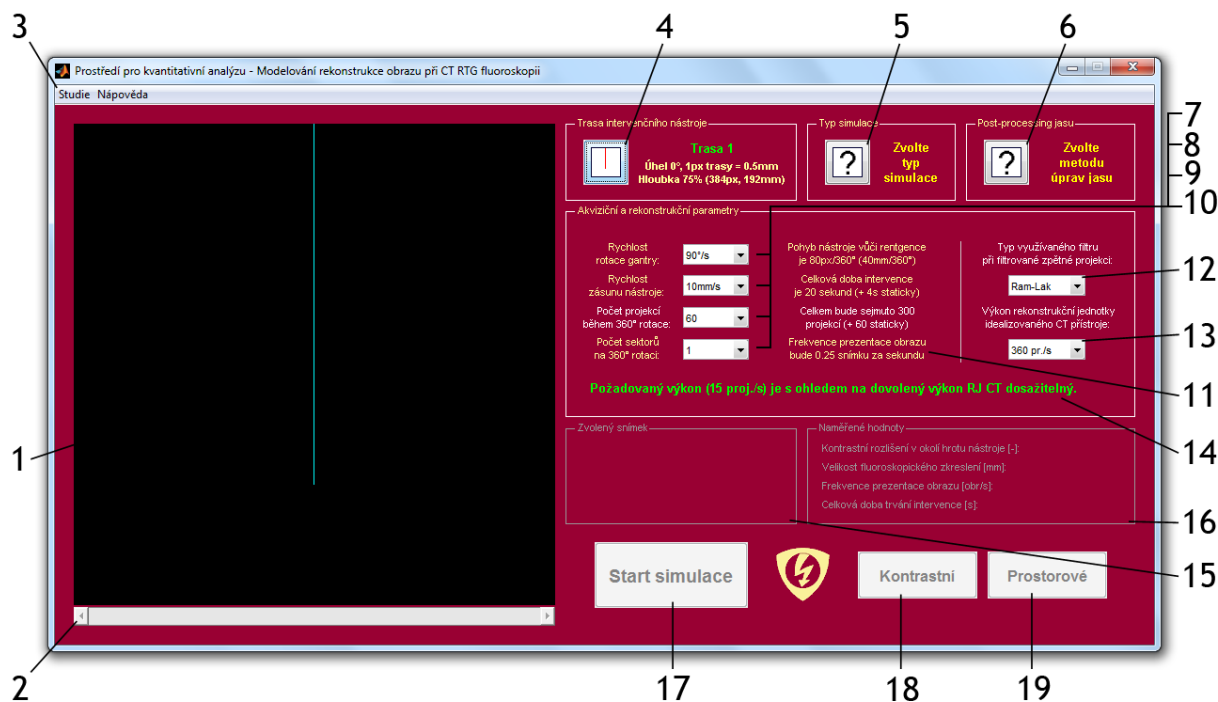
7. Realizace analytického simulátoru

Simulátor byl vytvořen v programovém prostředí MATLAB[®]. Funkce ústředního okna programu jsou uloženy v souboru *fluoro512.m*. Program dále využívá velké množství pomocných funkcí, které se nacházejí v kořenovém adresáři. Ve stejné složce jsou uloženy také soubory nápovědy a obrázky využívané grafickým uživatelským rozhraním.

Při realizaci programu byl kladen důraz na dodržení představené koncepce intuitivního ovládání a jednoduché a rychlé práce se simulátorem. Pozornost byla věnována rovněž čistotě programového kódu a usnadnění případného rozšíření některé z funkcí simulátoru v budoucnu. Oproti realizaci didaktického simulátoru bylo v zásadě ustoupeno od rozsáhlého využívání globálních proměnných. Veškeré informace o zvolených položkách jsou načítány, byť někdy opakovaně, až v momentě jejich upotřebení. V součinnosti s tímto přístupem byly veškeré činnosti zabývající se kontrolou uživatelských vstupů, aktualizacemi informací či zpřístupňování jednotlivých položek k interakci převedeny do externích funkcí.

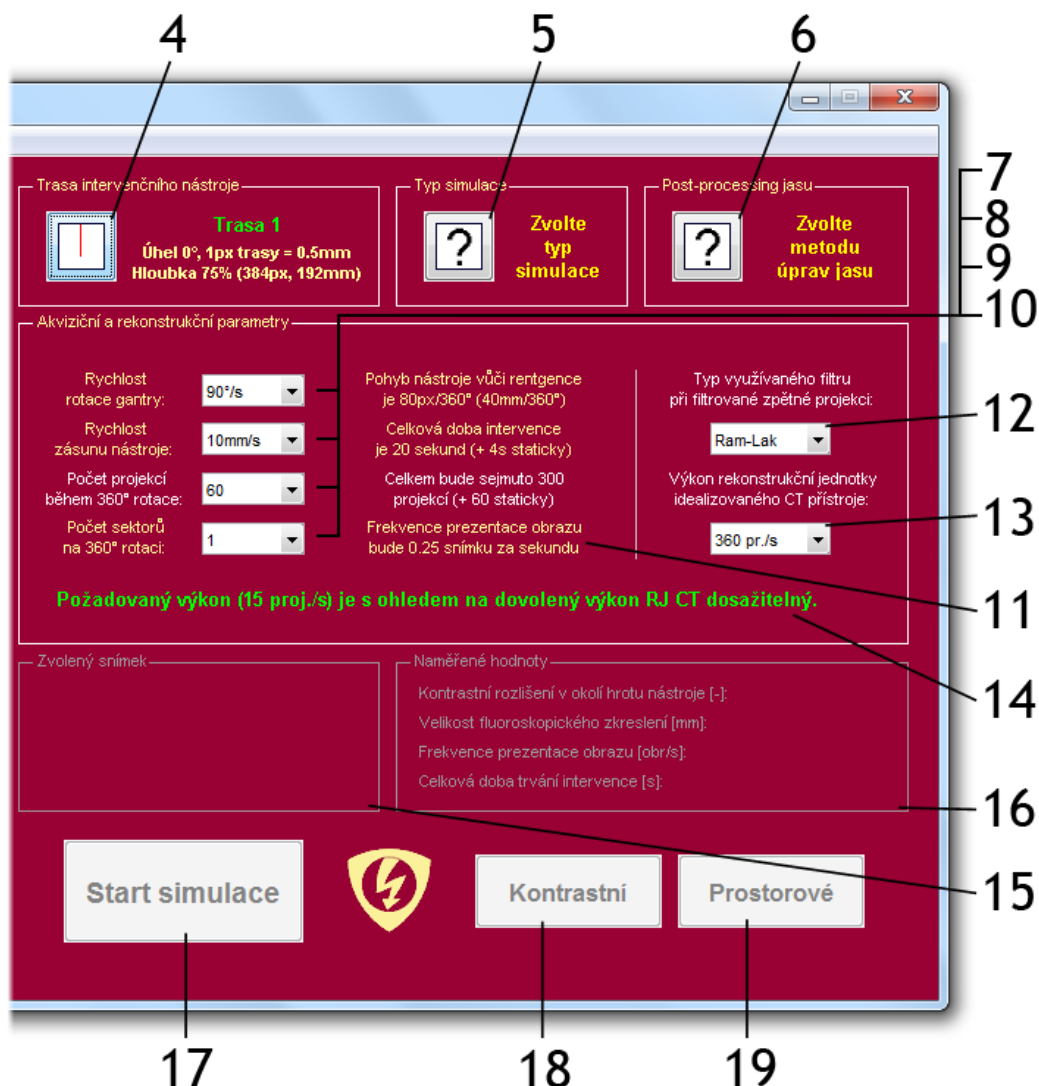
Bylo dbáno rovněž na zajištění bezpečnosti již změřených či vypočtených hodnot. Do programu byly zakomponovány funkce, které uživatele upozorní na možnou nechtěnou ztrátu dat (typicky při snaze ukončit program bez uložení výsledků simulací). V neposlední řadě byla provedena ochrana dynamicky generovaných textových výstupů před gramatickými chybami týkajícími se skloňování podstatných jmen.

7.1. Ústřední okno simulátoru a jeho komponenty



Obrázek 20: Vzhled ústředního okna simulátoru, stav po zvolení trasy intervenčního nástroje

Bezprostředně po spuštění programu se uživateli zobrazí následující podoba ústředního okna (viz obrázek 20 resp. obrázek 21).



Obrázek 21: Vzhled ústředního okna simulátoru (zvětšená část s položkami nastavujícími parametry simulace)

7.1.1. Komponenty související s prezentací získaných obrazů

1. Centrální okno pro prezentaci snímků

Okamžitě po spuštění programu se zde nachází pouze stručný pokyn uživateli, aby zvolil trasu intervenčního nástroje. Po jejím nastavení bude obsluha programu v tomto okně znázorněna její trajektorie (viz obrázek 20). Jakmile program dokončí výpočet získaných obrazů, budou snímky prezentovány uživateli rovněž v tomto okně (viz obrázek 26).

2. Posuvník určený pro pohyb v souboru vypočtených obrazů

Pomocí této komponenty lze procházet sérii získaných snímků (viz obrázek 26). Při změně polohy posuvníku je zobrazen snímek do centrálního okna a korespondující informace do panelu *Zvolený snímek*. Stejnou funkci jako posuvník zastává i rolovací tlačítko myši.

7.1.2. Menu ústředního okna

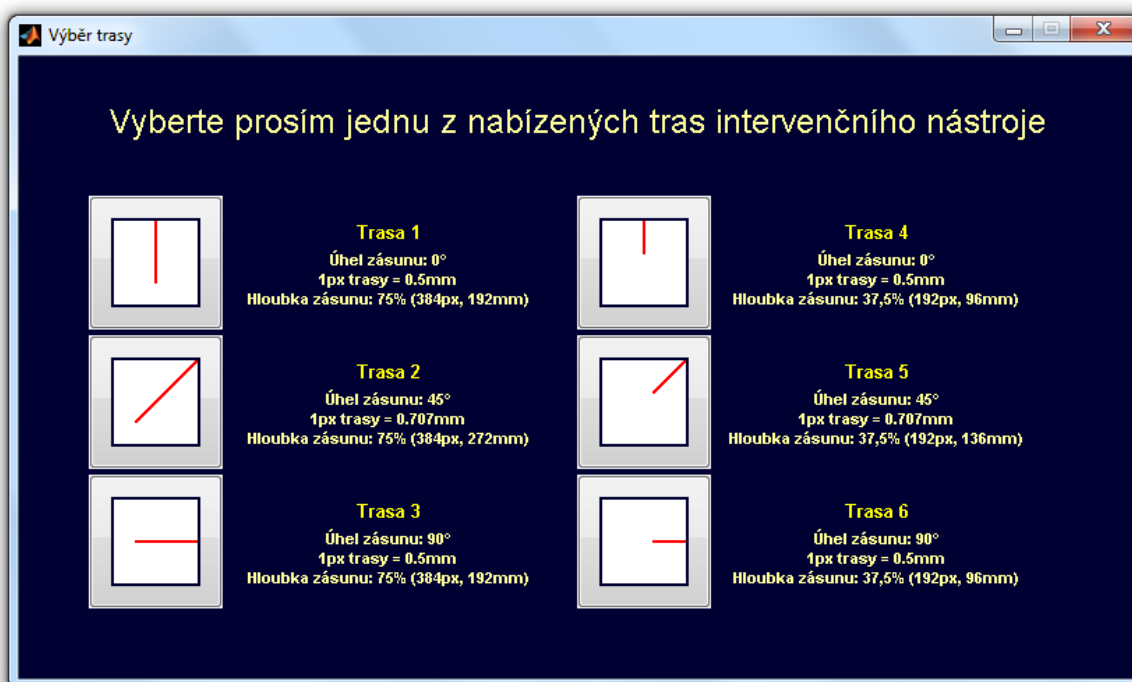
3. Menu ústředního okna

Položkám menu ústředního okna bude věnována podkapitola 7.4.

7.1.3. Položky nastavující parametry simulace - využívající modální okna

4. Tlačítko *Trasa intervenčního nástroje*

Kliknutím na toto tlačítko se uživateli otevře modální okno, ve kterém mu jsou nabídnuty možné trasy intervenčního nástroje (viz obrázek 22). Každou volitelnou trasu charakterizují dva atributy – hloubka zásunu a úhel, pod kterým je zásun proveden. V závislosti na úhlu je rovněž vypočten konverzní faktor pro převod mezi geometrickou vzdáleností ve scéně a vzdáleností středů dvou pixelů ve snímku náležících trajektorii trasy intervenčního nástroje. Po zvolení trasy jsou tyto klíčové informace zobrazeny vedle tohoto tlačítka (viz obrázek 21) a celá trasa je znázorněna v prostoru pro grafickou prezentaci. Tlačítko je možné stisknout opakovaně. V rámci jedné studie musí být trasa instrumentu stejná pro všechny simulace.



Obrázek 22: Vzhled modálního okna určeného k výběru trasy intervenčního nástroje

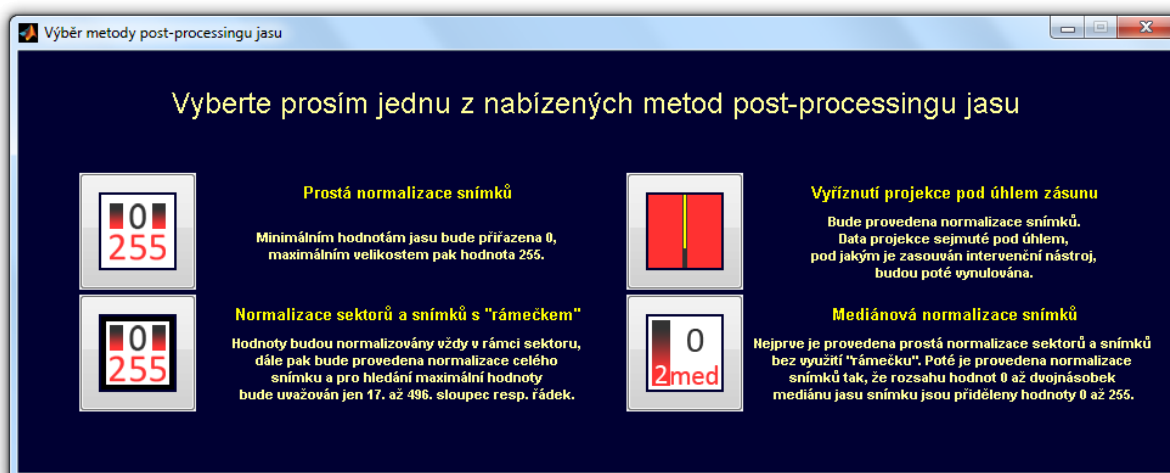
5. Tlačítko *Typ simulace*

Pomocí této položky lze zvolit, zdali bude provedeno hodnocení pomocí zásunu do prázdné scény či modelování TSF (Time Spread Function). V případě volby režimu TSF, bude v prezentovaných snímcích znázorněna trasa intervenčního nástroje. Tlačítko je možné stisknout opakovaně. V rámci jedné studie se mohou režimy jednotlivých simulací lišit.

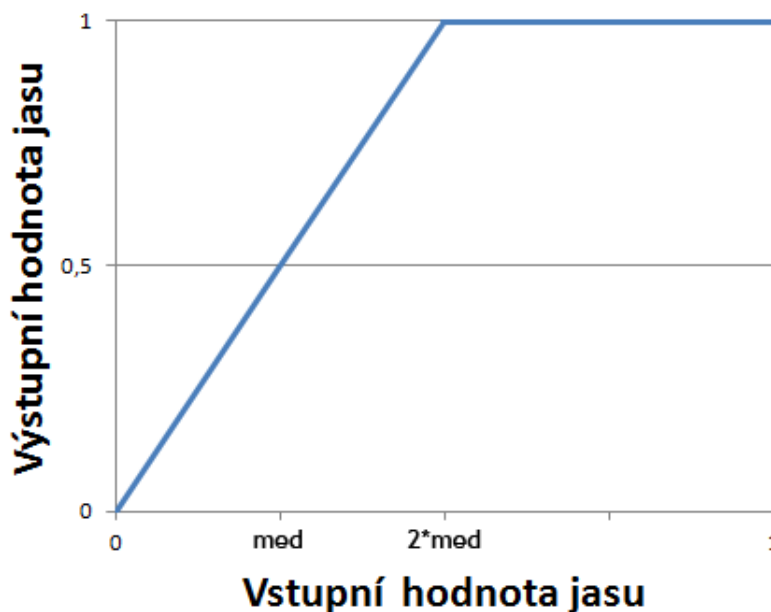
6. Tlačítko *Post-processing jasu*

Tato položka nabízí obsluhu programu volbu mezi metodami automatických úprav jasu získávaných obrazů. Výběr metody probíhá opět v samostatném okně (viz obrázek 23). Tlačítko může být stisknuto opakovaně. V rámci jedné studie se mohou zvolené metody post-processingu jasu pro jednotlivé simulace lišit. Dostupné metody jsou následující:

- Možnost *Prostá normalizace snímků* – Tato volba zahrnuje prostou normalizaci snímků. Pixelům s minimální hodnotou jasu v původním rekonstruovaném obraze bude v upraveném snímku přiřazena velikost jasu 0. Naproti tomu pixelům s maximální hodnotou jasu bude náležet hodnota 255.
- Možnost *Normalizace sektorů a snímků s „rámečkem“* – Kromě prosté normalizace snímků bude provedena i normalizace sejmutých dat v rámci příslušného sektoru. Typickým projevem normalizace sektorů je snížení jasu pixelů příslušejících intervenčnímu nástroji. Tato metoda pracuje s tzv. „rámečkem“. Jedná se o omezení při hledání maximální velikosti jasu v původním obraze; uvažován je pouze 17. až 496. sloupec, resp. řádek.
- Volba *Vyříznutí projekce pod úhlem zásunu* – Jsou provedeny stejné úpravy jako při uplatnění první metody s tím rozdílem, že sejmutá data příslušející projekci pořízené pod stejným úhlem, jako je úhel zásunu nástroje, jsou vynulována.
- Volba *Mediánová normalizace snímků* – Nejprve je provedena prostá normalizace sektorů a snímků bez využití tzv. „rámečku“. V dalším kroku jsou snímky normalizovány tím způsobem, že rozsahu hodnot 0 až dvojnásobek mediánu velikostí jasu snímku jsou přiděleny hodnoty jasu 0 až 255. Transformační funkce této normalizace je zobrazena na obrázku 24. Ačkoliv je tato metoda nelineární, ukázala se jako mimořádně efektivní při prezentaci fluoroskopického zkreslení.



Obrázek 23: Vzhled modálního okna určeného k výběru metody post-processingu jasu



Obrázek 24: Transformační funkce mediánové normalizace

7.1.4. Položky nastavující parametry simulace – samostatné objekty

Podobně jako trasa intervenčního nástroje, jsou tyto položky v rámci jedné studie neměnné.

7. Rolovací nabídka *Rychlost rotace gantry*

Pomocí této nabídky uživatel zvolí rychlost rotace gantry. Na výběr má z možností 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 360°, 450°, 540°, 720°, 900°, 1080° a 2160° za sekundu.

8. Rolovací nabídka *Rychlost zásunu nástroje*

Zde má obsluha programu možnost zvolit rychlost, jakou bude nástroj zasouván do prázdné scény, popř. jak rychle se bude pohybovat Diracův impuls při modelování TSF. K dispozici jsou hodnoty 10, 15, 20, 30, 40, 50, 60, 75 a 100 mm/s.

9. Rolovací nabídka *Počet projekcí během 360° rotace*

V této nabídce jsou zobrazeny volitelné počty projekcí, které budou sejmuty během 360° rotace gantry. Obecně je k dispozici počet 60, 90, 120, 150, 180, 240, 270, 300, 360, 420, 450, 480, 540, 600, 630, 660, 720, 840, 960, 1080, 1200 či 1440 projekcí. Konkrétní nabídka je vždy sestavena tak, aby jedna z projekcí souboru byla sejmuta pod přesně stejným úhlem, jako je úhel zásunu intervenčního nástroje.

10. Rolovací nabídka *Počet sektorů na 360° rotaci*

Pomocí této komponenty uživatel volí počet sektorů, do kterých budou rozdělovány sejmuté projekce. Standardně jsou k dispozici možnosti 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10, 12, 15, 16, 18, 20, 24, 27, 30 nebo 32 sektorů. Aby však byla možnost určitého počtu sektorů zobrazena v nabídce,

musí být počet projekcí během 360° rotace gantry dělitelný právě touto hodnotou příslušného počtu sektorů.

11. Blok se souhrnnými informacemi o nadcházející simulaci

V této části okna jsou uživateli k dispozici určité informace o nadcházející simulaci, které jsou s každou změnou parametrů simulace okamžitě aktualizovány. Jedná se o:

- Pohyb intervenčního nástroje vůči rentgence (tj. veličina, na které závisí velikost fluoroskopického zobrazení).
- Celková doba intervence včetně času potřebného pro 360° rotaci gantry (celková doba intervence je jedním z kritérií hodnocení procesu zobrazení).
- Celkový počet sejmутých projekcí během intervence.
- Dosažená frekvence prezentace obrazu (rovněž jedno z kritérií hodnocení PZ).

12. Rolovací nabídka *Typ filtru*

V této nabídce uživatel vybere, jaký typ filtru se využije při rekonstrukci obrazů. K dispozici je Ram-Lakenův a Shepp-Loganův filtr, popřípadě Ram-Lakenův filtr váhovaný kosinovou funkcí či Hammingovým nebo Hannovým oknem. Možná je i varianta, kdy se nepoužije žádný rekonstrukční filtr a proběhne DBP (Direct BackProjection).

13. Rolovací nabídka *Výkon RJ*

Umožňuje volbu výkonu rekonstrukční jednotky ZS (360, 720 či 1080 projekcí za sekundu). Při jakékoliv změně parametrů simulace je ověřeno, zdali nastavené parametry procesu zobrazení jsou v souladu se zvoleným výkonem RJ. Jsou-li nároky vyšší než dovolený výkon, je zobrazeno varování v poli *Informace o výkonu rekonstrukční jednotky*.

14. Textové pole *Informace o výkonu rekonstrukční jednotky*

Zde je zobrazeno sdělení, zdali je ZS schopen provést nadcházející simulaci (viz obrázek 25).

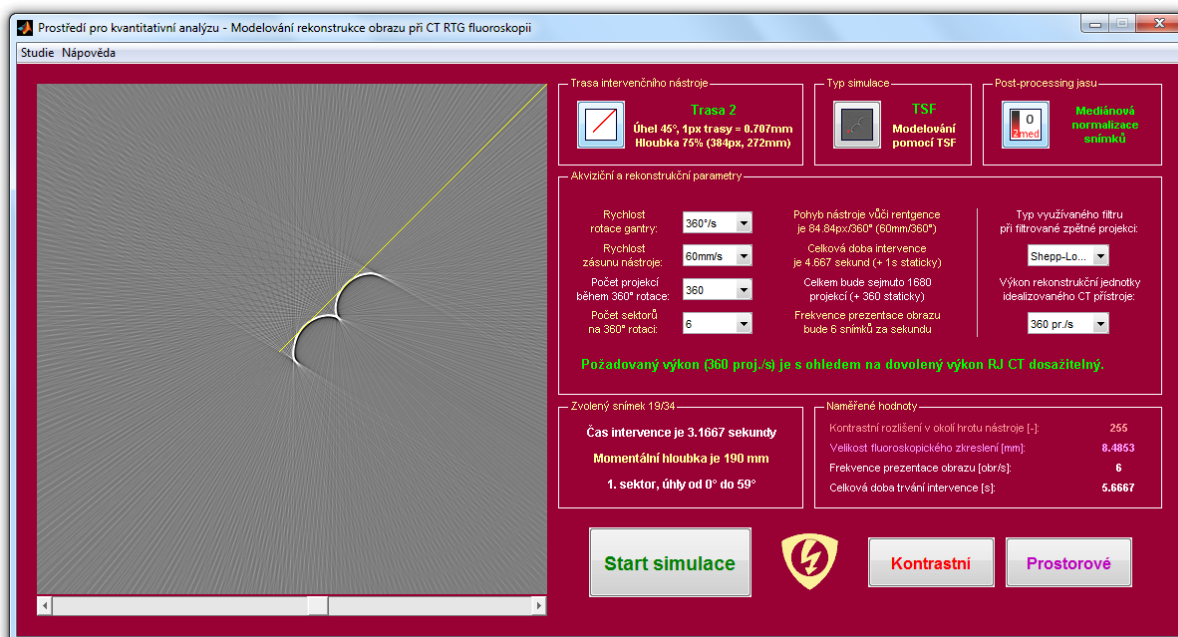
Akviziční a rekonstrukční parametry		
Rychlost rotace gantry:	540°/s	Pohyb nástroje vůči rentgence je 80px/360° (40mm/360°)
Rychlost zásunu nástroje:	60mm/s	Celková doba intervence je 3.259 sekund (+ 0.667s staticky)
Počet projekcí během 360° rotace:	270	Celkem bude sejmuto 1320 projekcí (+ 270 staticky)
Počet sektorů na 360° rotaci:	9	Frekvence prezentace obrazu bude 13.5 snímku za sekundu
		Typ využívaného filtru při filtrované zpětné projekci: Shepp-Lo...
		Výkon rekonstrukční jednotky idealizovaného CT přístroje: 720 pr./s
Požadovaný výkon (405 proj./s) je s ohledem na dovolený výkon RJ CT dosažitelný.		

Obrázek 25: Panel *Akviziční a rekonstrukční parametry* zastřešující samostatné objekty nastavující simulaci

7.1.5. Komponenty poskytující informace o výsledcích simulace či měření

15. Panel *Zvolený snímek*

V tomto panelu jsou uživateli k dispozici informace o snímku aktuálně zobrazeném v prostoru pro grafickou prezentaci (viz obrázek 26). Údaje jsou automaticky aktualizovány při interakci obsluhy programu s posuvníkem či po posuvu v sérii získaných obrazů pomocí rolovacího tlačítka myši. Mezi zobrazované informace patří pořadové číslo snímku, čas pořízení snímku, aktuální hloubka zásunu nástroje a číslo posledního využitého sektoru.



Obrázek 26: Vzhled ústředního okna simulátoru, stav během prezentace získaných obrazů

16. Panel *Naměřené hodnoty*

Zde jsou zobrazeny naměřené či vypočtené hodnoty kritériálních veličin (viz obrázek 27). Jedná se o naměřenou hodnotu kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem, velikost fluoroskopického zkreslení, frekvenci prezentace obrazu a celkovou dobu trvání intervence. Tyto hodnoty jsou po změření/vypočtení zobrazeny tučně. Probíhá-li další simulace v rámci stejné studie (tj. po změně režimu simulace či metody post-processingu jasu), starší hodnoty jsou po jejím skončení zobrazeny normálním řezem písma.

Naměřené hodnoty	
Kontrastní rozlišení v okolí hrotu nástroje [-]:	255
Velikost fluoroskopického zkreslení [mm]:	8.4853
Frekvence prezentace obrazu [obr/s]:	6
Celková doba trvání intervence [s]:	5.6667

Obrázek 27: Vzhled panelu *Naměřené hodnoty*

7.1.6. Tlačítka ústředního okna

17. Tlačítko *Start simulace*

Stiskem tohoto tlačítka je spuštěn výpočet obrazů získávaných během intervence. Kalkulace je provedena na základě zvolené trasy intervenčního nástroje, vybraného typu simulace, zvolené metody úpravy jasu a akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu zobrazení. Po ukončení výpočtu je uživateli umožněno procházet sérii získaných obrazů pomocí posuvníku (viz obrázek 26) či prostřednictvím rolování myši. Aby byla uživateli zpřístupněna možnost interakce s tímto tlačítkem, musí být zvolena trasa intervenčního nástroje, režim simulace a metoda post-processingu jasu.

18. Tlačítko *Kontrastní*

Tímto tlačítkem je spuštěna aplikace pro měření kontrastního rozlišení, jejímž výstupem je hodnota kontrastu, která se zobrazí v panelu *Naměřené hodnoty*. Interakce s touto položkou je umožněna po skončení simulace a zakázána po přidání naměřených hodnot z dotyčné studie do fronty pro export do tabulkového procesoru Microsoft Excel.

19. Tlačítko *Prostorové*

Pomocí tohoto tlačítka může uživatel spustit samostatnou aplikaci pro měření prostorového rozlišení, jejímž výstupem je velikost fluoroskopického zkraslení. Po jejím změření je tato hodnota zobrazena v panelu *Naměřené hodnoty*. Uživateli je tato položka zpřístupněna ihned po ukončení simulace a další interakce je znemožněna po odeslání dat příslušné studie do fronty pro export do programu Microsoft Excel.

7.2. Aplikace pro měření kontrastního rozlišení

Bezprostředně po skončení simulace je uživateli umožněno měření kontrastního rozlišení, tj. zjištění hodnoty kontrastu mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem.

K tomuto účelu je využívána samostatná aplikace. Kontrastní rozlišení je vždy měřeno v posledním získaném snímku. Uživatel nemusí tento snímek volit pomocí posuvníku, aplikace pro měření kontrastního rozlišení pracuje s tímto snímkem automaticky.

Aplikace se skládá z centrálního okna, ve kterém je zobrazeno okolí hrotu intervenčního nástroje (velikost 33x33 pixelů), přičemž samotný hrot je znázorněn červenou a druhý zájmový pixel béžovou barvou. Získaná hodnota je uživateli zobrazena a pomocí tlačítka *Potvrdit* může aplikaci uzavřít a pokračovat v práci v ústředním okně simulátoru. Vzhled této aplikace je ilustrován na obrázku 28. Návrhem optimální realizace měření kontrastního rozlišení se zabývá osmá kapitola.



Obrázek 28: Vzhled aplikace pro měření kontrastního rozlišení

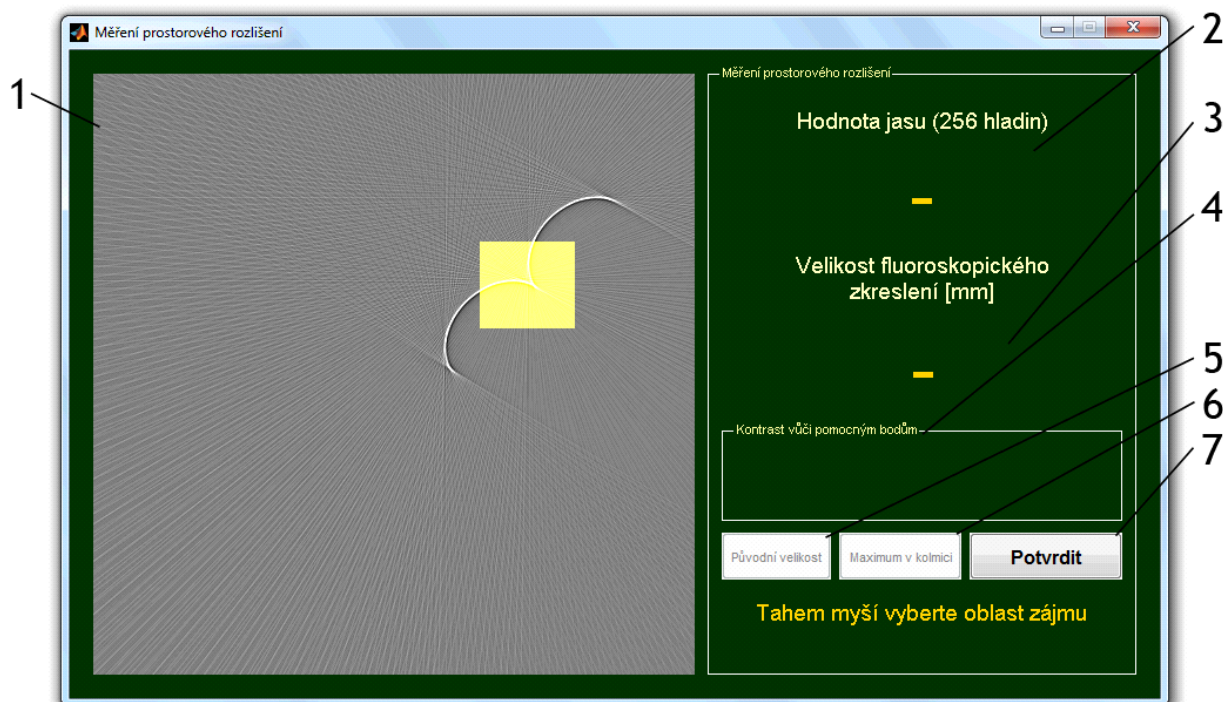
7.3. Aplikace pro měření prostorového rozlišení

Bezprostředně po spuštění aplikace pro měření prostorového rozlišení se uživateli zobrazí její hlavní okno (viz obrázek 29). V okně je umístěno několik komponent, jejichž význam a funkce si nyní osvětlíme.

7.3.1. Centrální okno zobrazující zvolený snímek či oblast zájmu (1.)

Do tohoto okna je bezprostředně po spuštění aplikace načten obraz zvolený v ústředním okně simulátoru. V následujícím kroku vyznačí uživatel ve snímku oblast zájmu (viz obrázek 29), která je obratem zobrazena rovněž do tohoto okna.

Nyní stojí před uživatelem nelehký úkol přesné detekce hrotu fluoroskopického zkreslení. Typicky provede prvotní označení pixelu pomocí svého odhadu a svou volbu bude dále korigovat pomocí levého tlačítka myši, šipek na klávesnici nebo tlačítka *Maximum v kolmici*. Obsluze programu jsou k dispozici informace zobrazené v pravé části hlavního okna (viz dále).



Obrázek 29: Vzhled aplikace pro měření prostorového rozlišení, stav během vyznačování ROI

Ve zvolené ROI je uživateli rovněž znázorněna trajektorie intervenčního nástroje a kolmice procházející označeným pixelem (viz obrázek 30). Pomocí tlačítka *Původní velikost* se může uživatel vrátit k původnímu snímku a vyznačit novou ROI.

7.3.2. Ostatní komponenty aplikace

2. Textové pole informující o jasu ve zvoleném pixelu

Tato položka poskytuje informaci o hodnotě jasu ve zvoleném pixelu (viz obrázek 30). Pokud uživatel označí jiný pixel, dojde k automatické aktualizaci obsahu tohoto textového pole.

3. Textové pole informující o velikosti fluoroskopického zkreslení

Zde je zobrazena hodnota vzdálenosti mezi označeným pixelem a trajektorií intervenčního nástroje (viz obrázek 30). Při označení jiného pixelu, ať už pomocí tlačítka myši, šipek klávesnice či využitím funkce *Maximum v kolmici*, je tato hodnota aktualizována.

4. Panel *Kontrast vůči pomocným bodům*

V tomto panelu se nacházejí dvě textová pole, ve kterých jsou zobrazeny informace o kontrastu označeného pixelu vůči dvěma tzv. pomocným bodům (viz obrázek 30). Jedná se o dva sousedící pixely, které mají totožnou vzdálenost od intervenčního nástroje. Text v každém z polí má jinou barvu, která koresponduje s barevným znázorněním těchto pomocných bodů v centrálním okně.

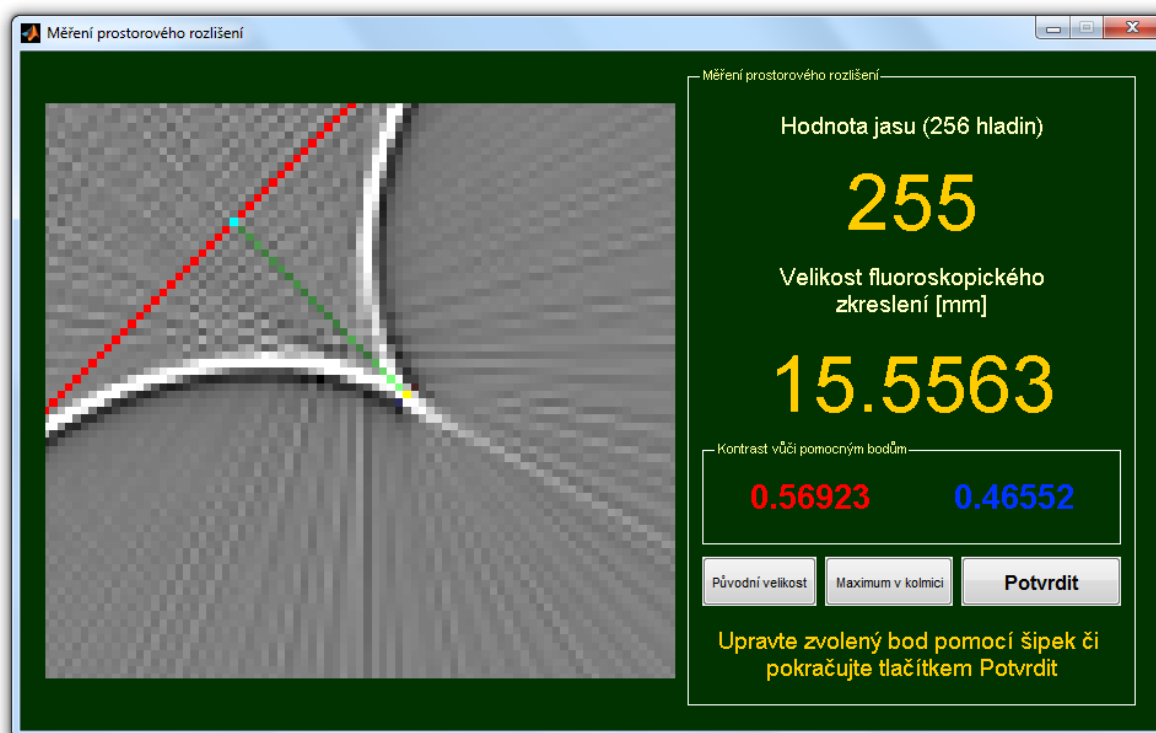
5. Tlačítko *Původní velikost*

Pomocí tohoto tlačítka se uživatel vrátí zpět a v centrálním okně bude opět zobrazen zvolený snímek. Obsluha programu poté typicky pokračuje vyznačením odlišné ROI.

6. Tlačítko *Maximum v kolmici*

Spuštěním funkce přiřazené tomuto tlačítku označí program pixel s nejvyšším jasem ve sloupci kolmém na trajektorii intervenčního nástroje a procházejícím doposud označeným pixelem. Nachází-li se maximální hodnota jasu ve více sousedících pixelech, je vybrán prostřední bod. Pokud byl počet takovýchto pixelů sudý, je rozhodující hodnota jasu pixelu předcházejícího resp. následujícího po skupině pixelů se shodně maximálním jasem. Při vyšším zvoleném počtu projekcí během 360° rotace gantry funguje tato funkce velmi spolehlivě, nicméně při nižším využitém počtu projekcí může dojít k nalezení maxima v artefaktu vzniklém z nedostatečného počtu projekcí.

Z výše uvedených důvodů by uživatel neměl na tuto funkci bezvýhradně spoléhat a měl by po její aplikaci poskytnutý výsledek zkontrolovat.



Obrázek 30: Vzhled aplikace pro měření prostorového rozlišení, stav s detekovaným hrotem fl. zkreslení

7. Tlačítko *Potvrdit*

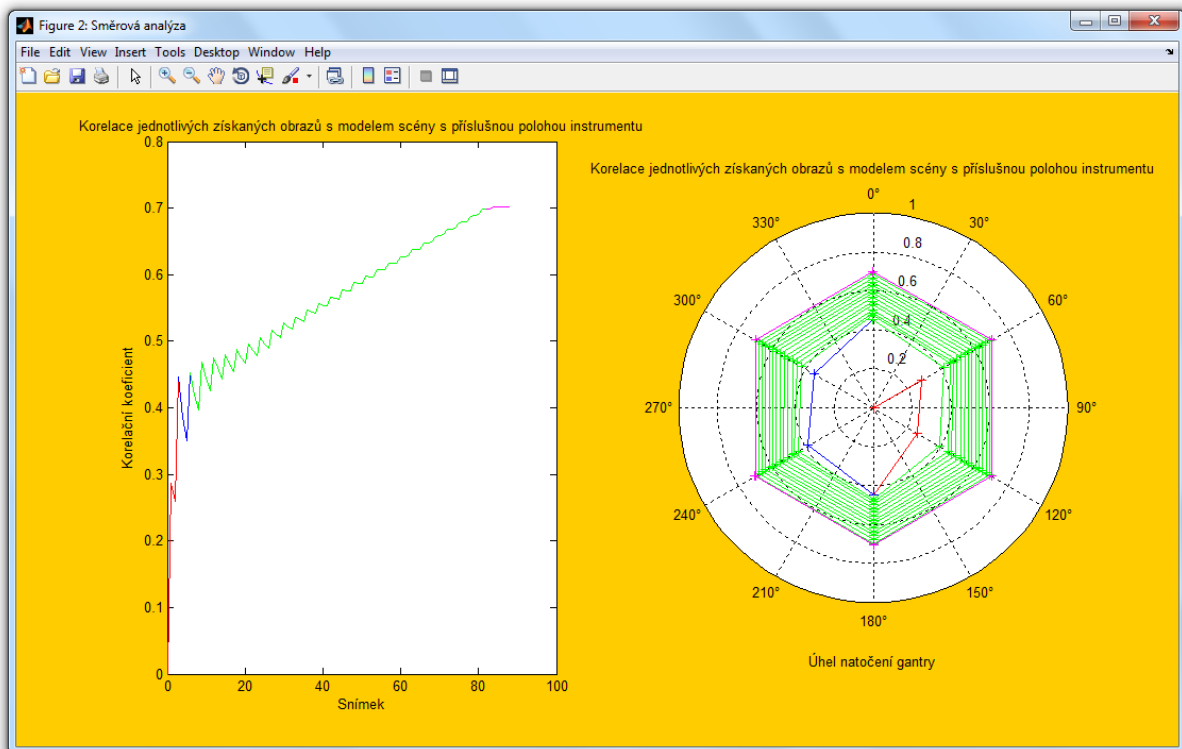
Pomocí tohoto tlačítka je aplikace pro měření prostorového rozlišení ukončena a uživatel může pokračovat v práci v ústředním okně analytického simulátoru. Výstupem aplikace je hodnota velikosti fluoroskopického zkreslení. Neprovedl-li uživatel měření (tj. ukončil aplikaci ještě před označením nějakého pixelu), je na výstup poslána prázdná proměnná.

7.4. Menu ústředního okna

7.4.1. Nadřazená položka *Studie*

Položka *Směrová analýza*

Pomocí této komponenty je uživateli zobrazen vývoj korelačního koeficientu mezi jednotlivými získanými snímky a modelem scény s příslušnou hloubkou zanoření intervenčního nástroje (viz obrázek 31). Vývoj korelačního koeficientu je zobrazen jak v závislosti na čase (kartézský graf), tak v závislosti na úhlu výchylky gantry od výchozí polohy (polární graf; zde byla využita externí funkce *polargeo.m*). Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty pro snímky, které byly získány během první 180° rotace gantry. Modrá barva odpovídá snímkům získaným během druhé 180° rotace gantry a zelená barva reprezentuje snímky, které byly získány později. Výjimkou je poslední rotace gantry, jejímž snímkům přísluší barva fialová. S daty lze pracovat pomocí vestavěných funkcí programového prostředí. Velmi užitečný je například export do souboru formátu EMF.



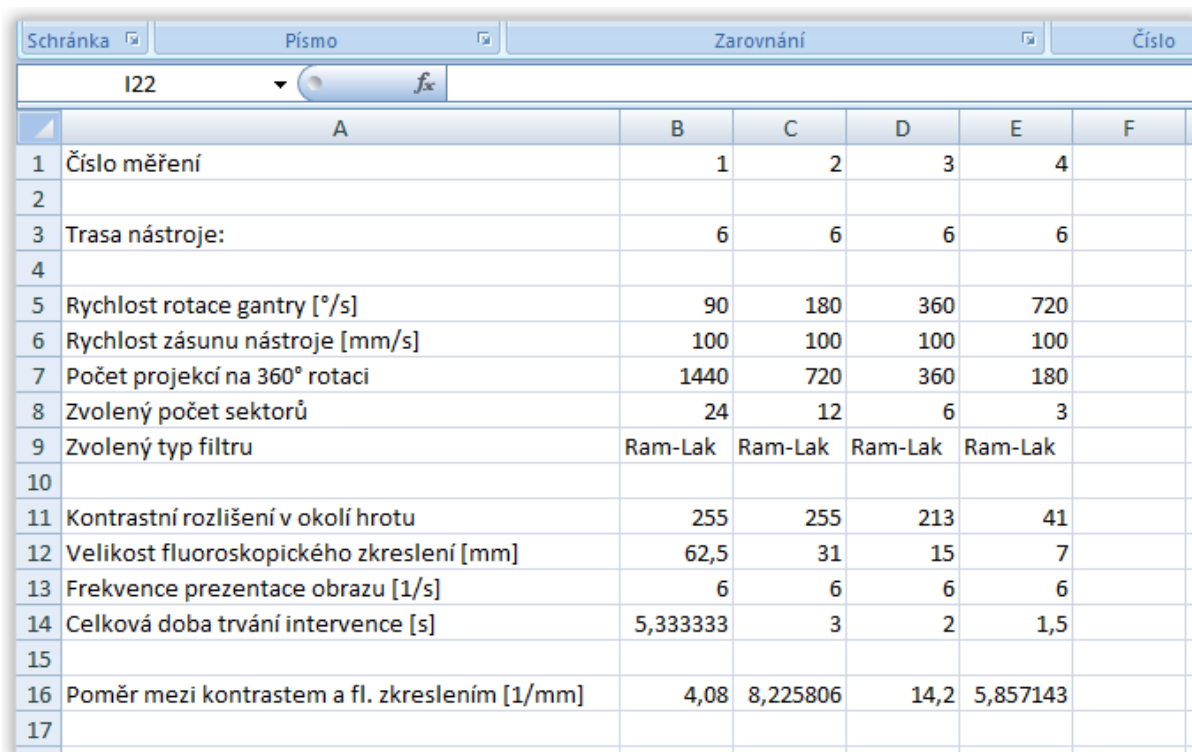
Obrázek 31: Směrová analýza snímků – závislost kor. koef. na čase (vlevo); na výchylce gantry (vpravo)

Položka *Export do XLS/Přidat do Fronty*

Volbou této položky jsou naměřené a vypočtené výsledky spolu s parametry procesu zobrazení odeslány do fronty pro export do programu MS Excel. Uživateli je tato komponenta přístupná po dokončení simulace. Opětovné znemožnění interakce nastává po odeslání dat do fronty.

Položka *Export do XLS/Dokončit export*

Tato volba umožňuje uživateli dokončit export dat z fronty a vytvořit tak soubor ve formátu XLS. Položka je uživateli k dispozici po přidání prvních dat do fronty. Dokončením exportu je formálně dokončen celý experiment a program je navrácen do výchozího stavu. Data jsou exportována do jednoho listu souboru XLS, přičemž v prvním sloupci se nacházejí popisky jednotlivých kategorií a v každém dalším sloupci se nacházejí data náležející právě jedné studii. Jednotlivé kategorie a ukázka exportovaného souboru jsou znázorněny na obrázku 32.



	A	B	C	D	E	F
1	Číslo měření	1	2	3	4	
2						
3	Trasa nástroje:	6	6	6	6	
4						
5	Rychlost rotace gantry [°/s]	90	180	360	720	
6	Rychlost zásunu nástroje [mm/s]	100	100	100	100	
7	Počet projekcí na 360° rotaci	1440	720	360	180	
8	Zvolený počet sektorů	24	12	6	3	
9	Zvolený typ filtru	Ram-Lak	Ram-Lak	Ram-Lak	Ram-Lak	
10						
11	Kontrastní rozlišení v okolí hrotu	255	255	213	41	
12	Velikost fluoroskopického zkreslení [mm]	62,5	31	15	7	
13	Frekvence prezentace obrazu [1/s]	6	6	6	6	
14	Celková doba trvání intervence [s]	5,333333	3	2	1,5	
15						
16	Poměr mezi kontrastem a fl. zkreslením [1/mm]	4,08	8,225806	14,2	5,857143	
17						

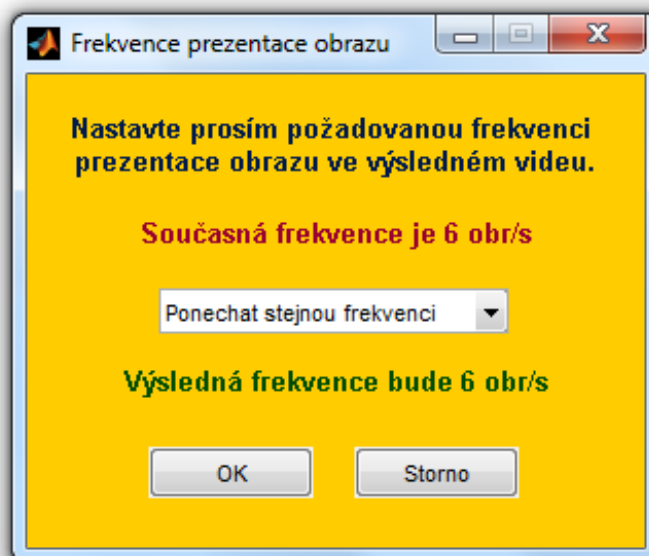
Obrázek 32: Zobrazení exportovaných dat v programu Microsoft Excel

Položka *Uložit aktuální snímek*

Pomocí této položky může uživatel exportovat vybraný snímek do souboru PNG či BMP. Název a umístění souboru volí uživatel pomocí dialogového okna, jehož vzhled závisí na užitém operačním systému.

Položka *Vytvořit video ze snímků*

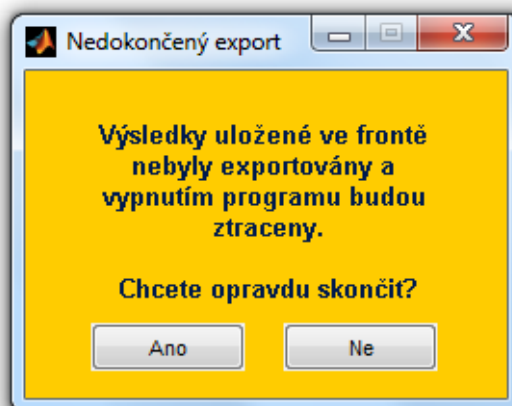
Tato komponenta nabízí uživateli možnost exportovat sérii získaných obrazů do souboru videa AVI. Frekvenci prezentace obrazu vycházející ze zvolených parametrů procesu zobrazení může uživatel snížit ve zvláštním dialogovém okně (viz obrázek 33). Po nastavení frekvence zvolí uživatel název a umístění souboru. Součástí exportovaného videa je i logo FEKT a text informující o změně frekvence prezentace obrazu (pro tvorbu textu je využívána externí funkce *text2im.m*).



Obrázek 33: Vzhled dialogového okna týkajícího se editace frekvence prezentace obrazu

Položka *Konec*

Konec programu. Před ukončením proběhne kontrola, zdali uživatel nezapomněl uložit právě naměřené hodnoty či jestli neexistují neexportovaná data ve frontě. Detekuje-li program jeden z uvedených stavů, je uživatel dotázán, zdali si skutečně přeje pokračovat (viz obrázek 34).



Obrázek 34: Vzhled dialogového okna ověřujícího přání uživatele ukončit program

7.4.2. Nadřazená položka *Nápověda*

Položka *Témata nápovědy*

Pomocí této komponenty může uživatel spustit elektronickou nápovědu k programu.

Položka *O programu*

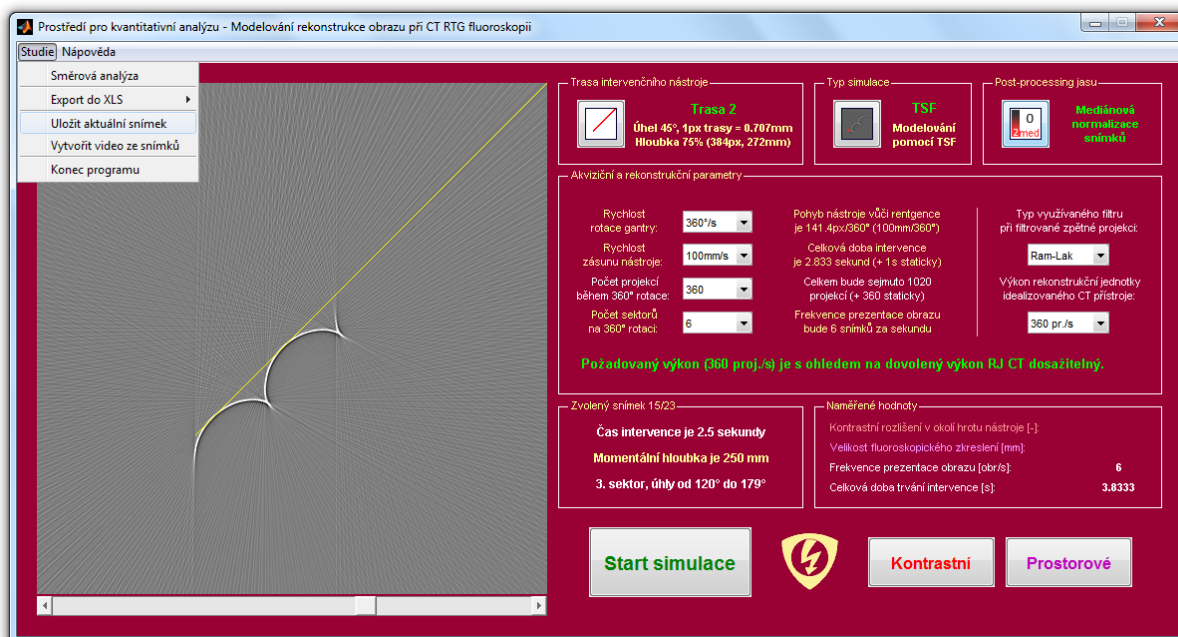
Vybráním této komponenty získá uživatel základní informace týkající se analytického simulátoru.

7.5. Modelový příklad práce s programem

Bezprostředně po startu simulátoru je otevřeno jeho ústřední okno. Obsluha programu vybere trasu intervenčního nástroje pomocí tlačítka *Trasa intervenčního nástroje*, načež je mu trasa znázorněna v centrálním okně.

Uživatel pokračuje volbou režimu simulace (tlačítko *Typ simulace*) resp. metody post-processingu jasu (tlačítko *Post-processing jasu*). Nejprve bude zjišťovat například velikost fluoroskopického zkreslení, proto vybere modelování TSF resp. mediánovou normalizaci snímků. Nyní uživatel pokračuje volbou akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu. V našem případě vybereme rychlost rotace gantry $360^\circ/\text{s}$, rychlost zásunu nástroje 60 mm/s , během 360° rotace gantry bude sejmuto 360 projekcí, které budou rozděleny do 6 sektorů, k filtrované zpětné projekci budeme využívat Ram-Lakenův filtr a výkon rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému bude 360 projekcí za vteřinu.

Nyní je možné spustit simulaci. Po jejím skončení jsou získané snímky prezentovány v centrálním okně a uživatel může sérií snímků libovolně procházet buď pomocí posuvníku či prostřednictvím rolovacího tlačítka myši (viz obrázek 35).



Obrázek 35: Vzhled ústředního okna simulátoru, stav během prezentace získaných obrazů

Protože bude nejdříve provedeno měření velikosti fluoroskopického zkreslení, uživatel si vybere libovolný snímek a stiskne tlačítko *Prostorové*. Bude otevřena subaplikace pro měření velikosti fluoroskopického zkreslení. Ve zvoleném snímku vyznačí obsluha programu tahem myši oblast zájmu, která mu bude vzápětí zvětšena. Zde vyznačí pixel ležící ve středu hrotu fluoroskopické výchylky. Svůj odhad může dále korigovat pomocí šipek na klávesnici

či pomocí vestavěné poloautomatické funkce (tlačítko Maximum v kolmici). Jakmile bude uživatel s detekcí hrotu spokojen, ukončí subaplikaci.

V tuto chvíli si může uživatel uložit vybraný snímek (*Studie/Uložit aktuální snímek*).

Nyní bude přistoupeno k měření kontrastního rozlišení. Obsluha programu změní režim simulace na zásun do prázdné scény a vybere prostou normalizaci snímků jako metodu post-processingu jasů. Opět provede simulaci a přistoupí k měření kontrastního rozlišení pomocí tlačítka *Kontrastní*. V samostatném okně je jí znázorněno okolí hrotu intervenčního nástroje a rovněž dojde k provedení výpočtu hodnoty kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Uživatel zavře okno tlačítkem *Potvrdit*.

V tuto chvíli se uživatel dostal do situace, kdy zná hodnoty všech hodnotících veličin (zatímco velikost fluoroskopického zkreslení je zobrazena normálním řezem písma, hodnoty získané v aktuální simulaci jsou zobrazeny tučně).

Nyní může uživatel vytvořit video zobrazující zásun nástroje do prázdné scény (menu *Studie/Vytvořit video ze snímků*). Před uložením souboru videa je uživateli nabídnuto snížení frekvence prezentace obrazu ve videu.

Naměřené hodnoty může uživatel přidat do fronty pro export do programu Microsoft Excel (menu *Studie/Export do XLS/Přidat do fronty*). Provedl-li větší počet studií (a v každé proběhly dvě simulace, jedna pro výpočet kontrastního rozlišení a druhá pro zjištění velikosti fluoroskopického zkreslení), které posléze uložil do fronty, může dokončením exportu (menu *Studie/Export do XLS/Dokončit*) vytvořit soubor formátu XLS.

Dále pokračuje uživatel prací v programu Microsoft Excel, kde typicky vytváří z naměřených hodnot poměrů kontrast/zkreslení grafy jejich závislostí na volbě počtu projekcí či volbě počtu sektorů.

Jednu z dalších možností představuje podrobení získaných snímků směrové analýze (menu *Studie/Směrová analýza*).

8. Stanovení fixních atributů simulací

Realizovaný analytický simulátor umožňuje provádět simulace s využitím filtrované zpětné projekce, přičemž uživatel má k dispozici celkem pět rekonstrukčních filtrů (lze ale také nevyužít žádný a provést přímou zpětnou projekci).

Program dále nabízí uživateli dva režimy simulace – zásun do prázdné scény a modelování TSF. Nadto disponuje čtyřmi metodami post-processingu jasu: prostou normalizací snímků, normalizací sektorů a snímků s „rámečkem“, vyříznutím projekce pod úhlem zásunu a mediánovou normalizací snímků. Volba těchto atributů výrazně ovlivňuje vlastnosti získaných obrazů.

Z výše popsaného rozsahu možností vyplývá nutnost stanovení neměnných atributů pro jednotlivé typy simulací, aby bylo zabráněno provádění nekorektních měření a zároveň byla zjednodušena analýza získaných dat.

Program umožňuje provádět v rámci jedné studie rozdílné simulace pro potřeby hodnocení kontrastního a prostorového rozlišení. Před samotnou analýzou procesu zobrazení proto vybereme optimální atributy simulace pro každé z prováděných hodnocení.

8.1. Optimalizace měření prostorového rozlišení

Nejprve se budeme věnovat problematice volby režimu simulace a metody post-processingu jasu pro potřeby měření velikosti fluoroskopického zkreslení.

8.1.1. Popis experimentu

Z experimentu jsme předem vyloučili třetí metodu post-processingu jasu (vyříznutí projekce pod úhlem zásunu), protože vliv vyříznutí projekce na velikost fluoroskopického zkreslení byl předpokládán zanedbatelný. Rovněž možnost normalizace sektorů a snímků s „rámečkem“ byla vynechána, protože by duplikovala první (prostá normalizace snímků) resp. čtvrtou metodu (mediánová normalizace snímků zahrnující prostou normalizaci sektorů).

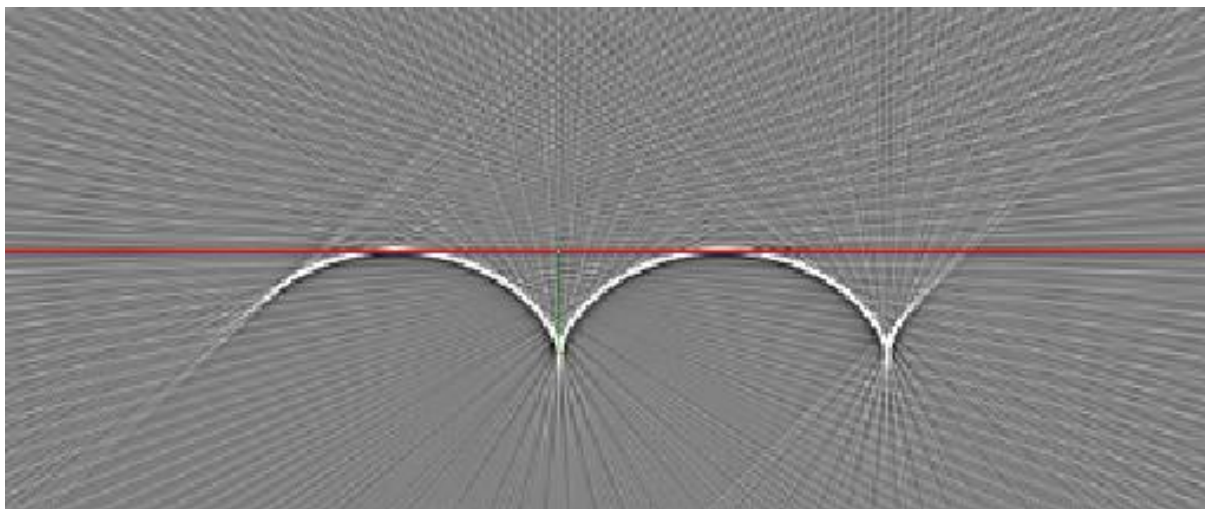
Pro každé nastavení akvizičních a rekonstrukčních parametrů tak bylo provedeno 16 simulací (byla uvažována každá kombinace jednoho ze dvou režimů simulace, jedné z dvou metod post-processingu jasu a jednoho ze čtyř vybraných rekonstrukčních filtrů).

V první fázi byly provedeny dvě sady měření. Nástroj byl zasouván rychlostí 100 resp. 75 milimetrů za vteřinu. Tato čísla byla vybrána z toho důvodu, že nejsou sama sebou dělitelná, čímž předcházíme duplicitě simulací a snižujeme také pravděpodobnost vzniku zaokrouhlovací chyby v obou sadách měření.

V každé sadě byla provedena tři měření. Využívali jsme zásunu zprava (tj. pod úhlem 90°) do hloubky 192 mm. Požadovaná frekvence prezentace obrazu byla 8 snímků za vteřinu a výkon rekonstrukční jednotky ZS byl stanoven na 240 projekcí za vteřinu. Gantry rotovalo

rychlostí 180°, 360° a 720° za vteřinu. Vždy byl zvolen takový počet sektorů, aby byla dodržena frekvence prezentace obrazu. Počet projekcí během 360° rotace gantry byl vybrán s ohledem na limit výkonem rekonstrukční jednotky ZS.

Prostorové rozlišení bylo měřeno ve hrotu druhé fluoroskopické výchylky v obraze po sejmutí sektoru obsahující projekci pod úhlem 90° (viz obrázek 36). V oblasti okolo hrotu fluoroskopického zkreslení (byl vybrán sloupec s nejvyššími hodnotami kontrastů vůči pixelům sousedních sloupců kolmých na trasu intervenčního nástroje) byl hledán pixel s maximální hodnotou jasu.



Obrázek 36: Měření velikosti zkreslení bylo realizováno ve hrotu druhé výchylky; v tomto případě byl využíván režim modelování TSF a byla prováděna mediánová normalizace snímků

8.1.2. Metodika hodnocení přesnosti zobrazení fluoroskopické výchylky

Rychlost rotace gantry byla volena 180°/s, 360°/s resp. 720°/s. Lze tedy říci, že během prvního měření byla rychlost rotace gantry čtvrtinová, ve druhém poloviční a během třetího měření rotovalo gantry plnou rychlostí. Na základě poznatků o vzniku fluoroskopického zkreslení (podkapitola 3.5) víme, že velikost vzniklého zkreslení by měla být plná v prvním měření, poloviční ve druhém a čtvrtinová ve třetím prováděném měření. V rámci jedné sady měření získáme tři hodnoty, přičemž budeme srovnávat mezi sebou všechny jejich kombinace.

V rámci jedné sady měření srovnáváme vždy vyšší hodnotu s dvojnásobkem (resp. čtyřnásobkem) nižší naměřené hodnoty. Od jejich rozdílu odečteme 0,5 mm (resp. 1 mm). Tento krok provádíme, abychom kompenzovali násobení možné zaokrouhlovací chyby, která je dána prostorovou diskretizací scény. Pokud srovnáváme např. hodnotu 9,5 mm s výsledkem měření menšího fluoroskopického zkreslení, nulová odchylka mezi zkoumanými hodnotami bude v případě, kdy se velikost tohoto fluoroskopického zkreslení rovná 4,5 nebo 5 mm.

Takto získáme odchylku mezi dvěma srovnávanými odchylkami. Celková odchylka je pak dána součtem všech tří odchylek po jejich normalizaci.

8.1.3. Dosažené výsledky

Provedli jsme tedy 16 sad měření s výše popsány parametry pro rychlost zásunu intervenčního nástroje 100 mm/s (viz tabulka 1) resp. 75 mm/s (viz tabulka 2).

Tabulka 1: Naměřené hodnoty a vypočtené celkové odchylky pro rychlost zásunu nástroje 100 mm/s

Režim a metoda	Rek. filtr	Zásun 100 mm/s			
		Velikost fl. zkreslení [mm]			Celková odchylka [mm]
Zásun do prázdné scény a prostá normalizace	Ram-Lak	30,50	15,00	7,50	0,00
	Shepp-Logan	30,50	15,00	7,50	0,00
	Hann	30,00	15,00	7,50	0,00
	Hamming	30,50	15,00	7,50	0,00
Zásun do prázdné scény a mediánová normalizace	Ram-Lak	30,50	15,00	7,00	2,50
	Shepp-Logan	30,50	14,50	7,00	2,50
	Hann	30,50	14,50	7,00	2,50
	Hamming	30,00	15,00	7,00	2,00
Modelování TSF a prostá normalizace	Ram-Lak	30,50	14,50	7,00	2,50
	Shepp-Logan	30,50	14,50	7,00	2,50
	Hann	30,00	14,50	7,00	1,50
	Hamming	30,00	14,50	7,00	1,50
Modelování TSF a mediánová normalizace	Ram-Lak	31,00	15,50	7,50	0,00
	Shepp-Logan	31,00	15,50	7,50	0,00
	Hann	31,00	15,00	7,50	0,50
	Hamming	31,00	15,00	7,50	0,50

Jak můžeme vidět z naměřených výsledků, možnost využití mediánové normalizace společně se zásunem do prázdné scény není příliš vhodná. Kromě vyšší celkové odchylky přináší tato metoda i snížení jasu v oblasti fluoroskopického zkreslení (na úkor zvýšení jasu v nástroji resp. Hounsfieldově pruhu), čímž dochází k znesnadnění samotné procedury měření. Rovněž režim TSF v kombinaci s prostou normalizací se ukázal jako nevhodný.

Nejlepších výsledků bylo dosaženo při aplikaci zásunu do prázdné scény a prosté normalizace. Velmi příznivé hodnoty celkových odchylek byly zaznamenány také při využití kombinace modelování TSF a mediánové normalizace.

Přistoupili jsme proto k dalšímu experimentu, kdy jsme pro tato dvě nejúspěšnější nastavení parametrů provedli další měření se zásunem rychlostí 60 resp. 20 mm/s.

Tabulka 2: Naměřené hodnoty a vypočtené celkové odchylky pro rychlost zásunu nástroje 75 mm/s

Režim a metoda	Rek. filtr	Zásun 75 mm/s			
		Velikost fl. zkreslení [mm]			Celková odchylka [mm]
Zásun do prázdné scény a prostá normalizace	Ram-Lak	22,00	11,50	5,50	0,00
	Shepp-Logan	21,50	11,50	5,50	0,00
	Hann	21,50	11,50	5,50	0,00
	Hamming	21,50	11,50	5,50	0,00
Zásun do prázdné scény a mediánová normalizace	Ram-Lak	22,00	11,50	5,50	0,00
	Shepp-Logan	22,00	11,50	5,50	0,00
	Hann	21,50	11,50	5,50	0,00
	Hamming	21,50	11,50	5,50	0,00
Modelování TSF a prostá normalizace	Ram-Lak	22,00	11,00	5,00	2,00
	Shepp-Logan	22,00	11,00	5,00	2,00
	Hann	22,00	11,00	5,00	2,00
	Hamming	22,00	11,00	5,00	2,00
Modelování TSF a mediánová normalizace	Ram-Lak	23,50	11,50	5,50	0,50
	Shepp-Logan	23,50	11,50	5,50	0,50
	Hann	23,00	11,00	5,50	0,50
	Hamming	23,00	11,00	5,50	0,50

V následujících měřeních byl již volen pouze Ram-Lakenův rekonstrukční filtr. Důvodem byla skutečnost, že ostatní dostupné typy filtrů jsou z něj odvozeny a zároveň nebyl v předchozích experimentech prokázán významný vliv volby filtru na měření velikosti fluoroskopického zkreslení.

Tabulka 3: Naměřené hodnoty a vypočtené celkové odchylky pro rychlosti zásunu nástroje 60 resp. 20 mm/s

Režim a metoda	Rychlost zásunu [mm/s]	Filtr	Velikost fluoroskopického zkreslení [mm]			Celková odchylka [mm]
Zásun do prázdné scény a prostá normalizace	60	Ram-Lak	18,00	9,00	4,50	0,00
Modelování TSF a mediánová normalizace	60	Ram-Lak	18,50	9,00	4,50	0,00
Zásun do prázdné scény a prostá normalizace	20	Ram-Lak	5,50	2,50	-	-
Modelování TSF a mediánová normalizace	20	Ram-Lak	6,00	3,00	1,50	0,00

Na základě výsledků navazujícího měření (viz tabulka 3) můžeme prohlásit, že obě vybrané kombinace režimů simulací a metod post-processingu jasu přinesly velmi dobré výsledky i pro experimenty s volbou rychlostí zásunu 60 mm/s. Problém ale nastal při volbě velmi nízké rychlosti zásunu nástroje, v našem případě tedy 20 mm/s. Vzniklé fluoroskopické zkreslení je již tak malé, že je metodou prosté normalizace snímků téměř nerozeznatelné.

Další problém kombinace zásunu do prázdné scény a prosté normalizace snímků představuje nízký psychosenzorický vjem při prezentaci fluoroskopické výchytky a z toho vyplývající nesnáze při jejím měření. Tento jev je způsoben vysokým rozdílem mezi hodnotami jasu intervenčního nástroje a fluoroskopické výchytky.

S ohledem na předchozí závěry bylo rozhodnuto o využití **kombinace režimu modelování TSF a mediánové normalizace jako metody post-processingu jasu** pro měření velikosti fluoroskopického zkreslení.

8.2. Optimalizace měření kontrastního rozlišení

Jak již bylo zmíněno dříve, během zásunu nástroje do prázdné scény se vytváří zkreslení, jež nazýváme *Hounsfieldovy pruhy* (HP). Toto zkreslení je tím vyšší, čím je nástroj hlouběji zasunut a zároveň se snižuje s vyšším počtem sejmutých projekcí během 360° rotace gantry. Ačkoliv mírné zkreslení Hounsfieldovými pruhy může být využito pro navigaci lékaře, vyšší zkreslení již vede k mimořádnému znesnadnění celé intervenční procedury. V rámci jedné studie je vždy využívána právě jedna zvolená trasa intervenčního nástroje, a proto můžeme měřením hodnoty kontrastu hrotu nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu určit kontrastní rozlišení získaných obrazů. Jedinou podmínkou je sejmutí alespoň jedné projekce pod úhlem rovnajícím se úhlu zásunu intervenčního nástroje.

Nalezení vhodné metodiky výpočtu zmíněné hodnoty kontrastu se však ukázalo jako velmi komplikované.

8.2.1. Popis experimentu

Naším cílem bylo nalezení optimální metodiky pro výpočet kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. K tomuto účelu byl navržen experiment, který je možné označit za náš první pokus o optimalizaci procesu fluroskopického zobrazení.

Byla vybrána trasa intervenčního nástroje č. 1, tj. svislý zásun do hloubky 192 mm. Frekvence prezentace obrazu byla stanovena na 6 snímků za vteřinu a nástroj byl zasouván rychlostí 60 mm/s. Výkon rekonstrukční jednotky CT ZS byl stanoven na 360 projekcí za sekundu. Pro filtrovanou zpětnou projekci byl zvolen Ram-Lakenův filtr. S ohledem na tyto požadavky bylo v rámci tohoto experimentu provedeno 8 studií, jejichž akviziční a rekonstrukční parametry jsou zobrazeny v tabulce 4. V rámci každé studie byla taktéž provedena simulace s využitím modelování TSF a mediánové normalizace snímků, pomocí níž byla změřena velikost fluoroskopického zkreslení (viz tabulka 4).

Tabulka 4: Přehled parametrů simulací pro jednotlivé studie včetně naměřených hodnot velikosti fl. zkreslení

Pořadí studie	Frekvence prezentace obrazu [obr./s]	Rychlost rotace gantry [°/s]	Zvolený počet sektorů	Počet projekcí na 360° rotaci gantry	Velikost fl. zkreslení [mm]
1	6	90	24	1440	37,0
2	6	135	16	960	24,5
3	6	180	12	720	18,0
4	6	270	8	480	12,0
5	6	360	6	360	9,0
6	6	540	4	240	5,5
7	6	720	3	180	4,0
8	6	1080	2	120	2,5

Dále bylo v rámci každé studie provedeno měření kontrastního rozlišení. K tomuto účelu jsme využívali rozličné metodiky výpočtu hodnoty kontrastu mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Nyní se chronologicky podíváme na jednotlivé aplikované způsoby výpočtu.

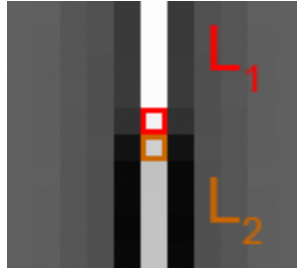
Naším cílem je dosažení stavu, kdy poměr mezi kontrastním a prostorovým rozlišením bude reflektovat racionalitu volby parametrů fluoroskopického procesu zobrazení. Jinými slovy řečeno, nepříznivě ohodnoceny by měly být výsledky studií, kde je hrot nástroje od Hounsfieldova pruhu pouhým okem k nerozeznání. Rovněž získané obrazy s dostatečným kontrastem v oblasti hrotu intervenčního nástroje, ale s příliš velkým fluoroskopickým zkreslením, by měly být v rámci našeho srovnání penalizovány. Zopakujme, že kontrast je měřen v posledním snímku studie.

8.2.2. Prvotní námět

První experiment využíval následujícího vztahu pro výpočet kontrastu [6]:

$$K = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}. \quad (10)$$

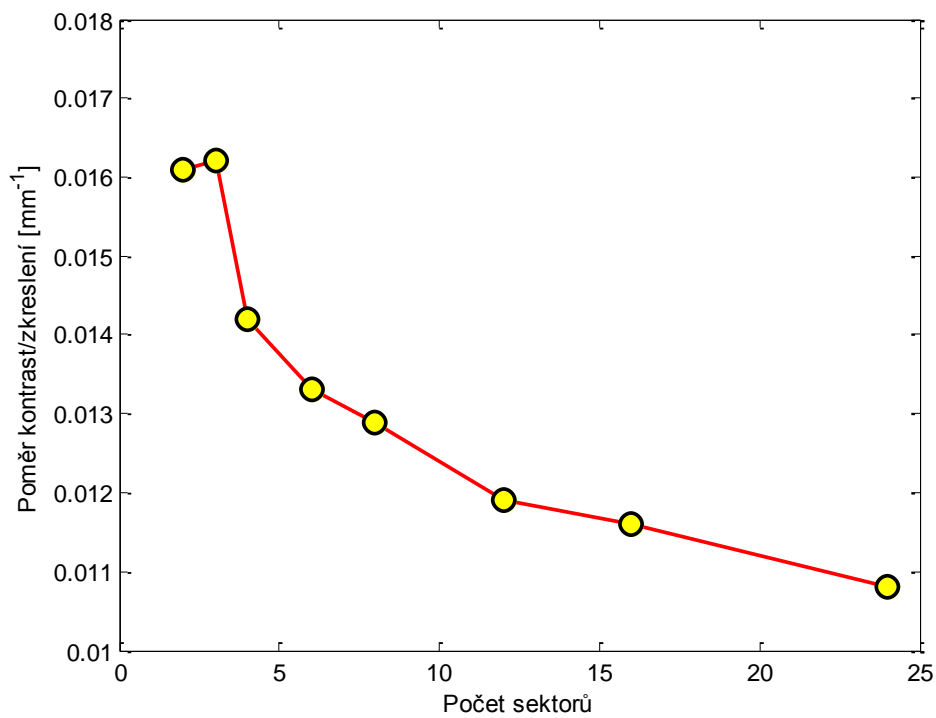
Bod L_1 reprezentoval v tomto měření hrot intervenčního nástroje, zatímco bod L_2 představoval v našem prvotním experimentu první pixel pokračujícího Hounsfieldova pruhu (viz obrázek 37). Při aplikaci výše uvedeného vztahu (10) pro výpočet kontrastu jsme obdrželi následující výsledky (viz tabulka 5).



Obrázek 37: Znáornění zájmových pixelů při výpočtu kontrastu pomocí vztahu (10)

Tabulka 5: Dosažené výsledky při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (10)

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Kontrast [-]	0,3986	0,2845	0,2141	0,1544	0,1200	0,0780	0,0645	0,0402
Fl. zkreslení [mm]	37,0	24,5	18,0	12,0	9,0	5,5	4,0	2,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	0,0108	0,0116	0,0119	0,0129	0,0133	0,0142	0,0162	0,0161
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2

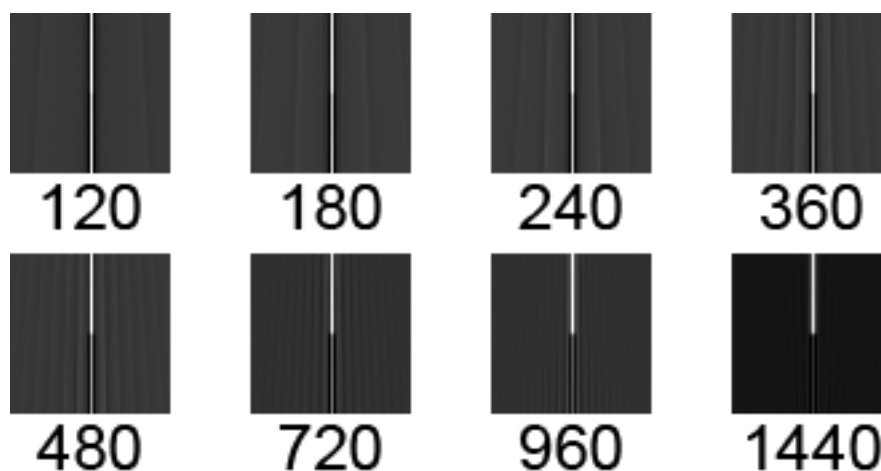


Obrázek 38: Závislost poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (10)

Zjištěné hodnoty poměru mezi kontrastním rozlišením a fluoroskopickým zkresením jsme zobrazili v závislosti na zvoleném počtu sektorů v příslušné studii (viz obrázek 38).

Nejpříznivějších hodnot poměru mezi kontrastem a fluoroskopickým zkresením bylo dosaženo při volbě velmi nízkého počtu projekcí (120 resp. 180 projekcí), což je v rozporu s klinickou praxí [1]. Také snímky poskytnuté vytvořeným analytickým simulátorem nenabízí při takto nízkém počtu projekcí lékaři zřetelnou informaci o pozici hrotu nástroje.

Srovnáme-li obrazy oblastí hrotů intervenčního nástroje při volbě jednotlivých počtů projekcí (viz obrázek 39), můžeme prohlásit, že intervence by byla při zvolení např. 120 nebo 180 projekcí neproveditelná. Na druhou stranu, volba 960 a 1440 projekcí během 360° rotace gantry poskytuje lékaři dostačující a srovnatelně komfortní navigaci při provádění intervence.



Obrázek 39: Srovnání obrazů oblastí hrotů nástroje (číslo pod snímkem reprezentuje zvolený počet projekcí) při aplikaci prosté normalizaci snímků

Na základě dosažených výsledků můžeme konstatovat, že aplikace prostého rozdílu hodnot jasu dvou zájmových pixelů normalizovaného jejich součtem nereflkuje při prosté normalizaci snímků kvalitu poskytovaných snímků z hlediska proveditelnosti intervence.

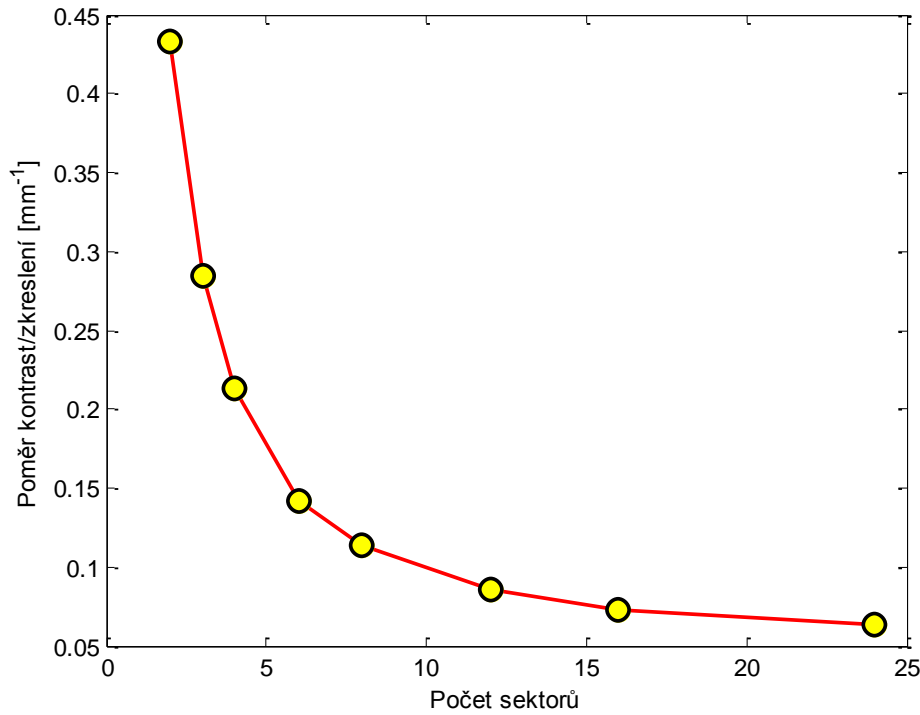
Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k hledání jiného univerzálního způsobu výpočtu kontrastu.

8.2.3. Definice kontrastu jako poměru mezi hrotem a HP

Doposud jsme uvažovali hodnotu kontrastu jako rozdíl mezi dvěma zájmovými pixely normalizovanou jejich součtem. V dalším experimentu byla definována hodnota kontrastu jako poměr hrotu nástroje L_1 vůči prvnímu pixelu pokračujícího Hounsfieldova pruhu L_2 :

$$K = \frac{L_1}{L_2}, \quad (11)$$

Při aplikaci vztahu (11) byly nejpříznivější hodnoty přisouzeny opět volbě nejnižších počtů projekcí během 360° rotace gantry (viz obrázek 40). Z tohoto důvodu bylo opět nutno hledat jiný přístup k hodnocení kontrastu mezi hrotem nástroje a Hounsfieldovým pruhem.



Obrázek 40: Závislost poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (11)

8.2.4. Korekce veličin mediánem jasu v získaném obraze

Pokud je zvyšován počet sejmutých projekcí, roste celkové kontrastní rozlišení v získaném obraze [6]. V dalším experimentu jsme se rozhodli zahrnout toto celkové kontrastní rozlišení do výpočtu kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Protože se jednalo o zásun do prázdné scény, dosažené celkové kontrastní rozlišení v obraze bylo definováno jako záporná hodnota mediánu jasu ve snímku.

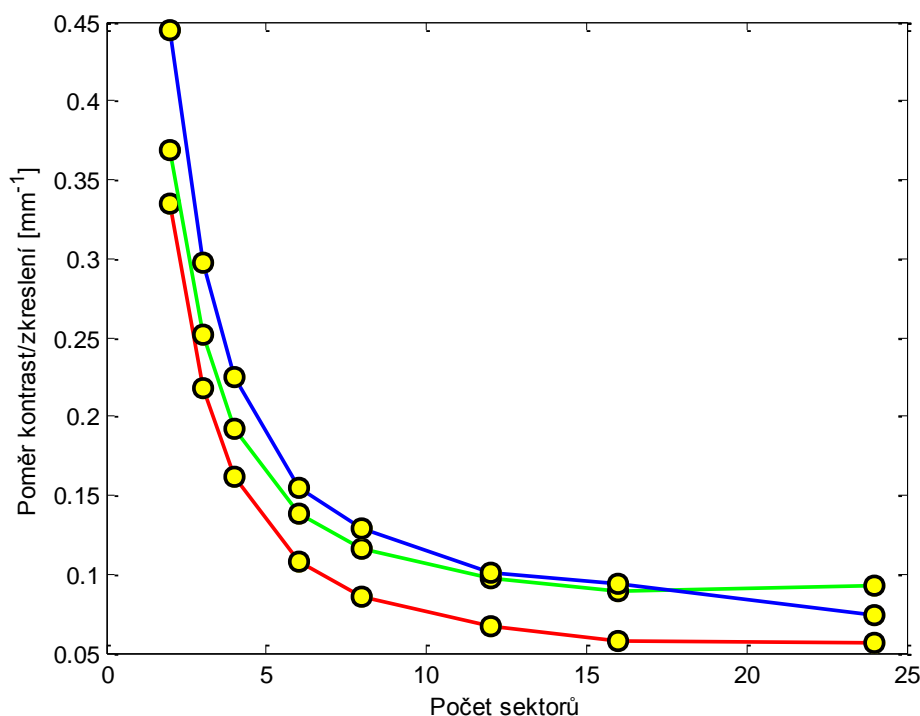
Provedli jsme celkem tři experimenty, pro každý z nich byl kontrast mezi hrotem nástroje a Hounsfieldovým pruhem definován jiným způsobem:

$$K = \frac{L_1 - L_{med}}{L_2}, \quad (12)$$

$$K = \frac{2 \cdot L_1 - L_2 - L_{med}}{L_2}, \quad (13)$$

$$K = \frac{L_1 - L_{med}}{L_2 - L_{med}}. \quad (14)$$

Ani jeden z těchto přístupů však nevedl k závislosti, která by reflektovala skutečnou proveditelnost lékařského zákroku (viz obrázek 41).



Obrázek 41: Závislost poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů při aplikaci vztahů (12) (červeně), (13) (zeleně) a (14) (modře)

Při analýze selhání této metody bylo odhaleno, že veškeré snímky rekonstruované ze 120 až 720 projekcí mají velmi podobnou, ne-li totožnou hodnotu mediánu jasu. Z tohoto důvodu není možné hodnotu mediánu jasu celého obrazu využít pro hodnocení kontrastu mezi hrotem intervenčního nástroje a Hounsfieldovým pruhem.

Byla provedena i drobná korekce výpočtu mediánu, kdy nebyly uvažovány hodnoty jasu pixelů příslušejících intervenčnímu nástroji či HP. Výsledky byly obdobné.

8.2.5. Využití deskriptivních statistických veličin

Myšlenka vyřiznutí části snímku s pixely příslušejícími instrumentu a Hounsfieldovu pruhu byla aplikována i v dalším experimentu, kdy jsme se snažili využít deskriptivních statistických veličin.

Naším cílem bylo využití směrodatné odchylky resp. entropie hodnot jasu v posledním získaném obraze studie jako kritéria hodnocení celkového kontrastního rozlišení.

Byla provedena dvě měření. V prvním případě byly pro výpočet směrodatné odchylky resp. entropie využity všechny body obrazu kromě sloupce, který byl tvořen pixely příslušejícími nástroji či Hounsfieldovu pruhu. V rámci druhého měření pak byly vyloučeny všechny pixely vzdálené od instrumentu resp. Hounsfieldova pruhu méně než 3 pixely.

Tabulka 6: Naměřené hodnoty směrodatné odchylky a entropie v posledním získaném obraze jednotlivých studií

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Směrodatná odchylka (bez nástroje/HP)	2,5937	2,2052	1,9001	2,140	2,3666	2,7796	3,0295	3,2383
Entropie (bez nástroje/HP)	0,5066	0,7200	0,9232	1,5379	1,2514	1,3160	1,3272	1,5062
Směrodatná odchylka (bez nástroje/HP+okolí)	0,4041	0,5834	0,8447	1,0872	1,0208	0,9380	0,8948	0,8859
Entropie (bez nástroje/HP+okolí)	0,3870	0,6261	0,8446	1,4645	1,1690	1,2301	1,2382	1,4226
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2

Jak lze vidět z naměřených výsledků (tabulka 6), ani jedna z těchto deskriptivních statistických veličin nemůže reprezentovat kontrastní rozlišení v získaném obraze. Důvodem je nemonotónnost všech křivek závislostí jednotlivých veličin na zvoleném počtu sektorů.

8.2.6. Využití mediánové normalizace snímků

Po předchozích neúspěších jsme se rozhodli provést simulace s aplikací nelineární metody post-processingu jasu i pro hodnocení kontrastního rozlišení.

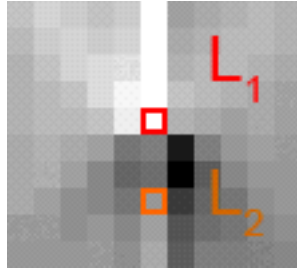
Volbou metody *mediánové normalizace snímků* dochází k mediánové normalizaci získaných snímků, přičemž bezprostředně po akvizici je navíc provedena normalizace sejmutých sektorů – tj. obrazová data rekonstruovaná z projekcí příslušejících danému sektoru jsou podrobena prosté normalizaci.

V důsledku výše popsáných algoritmů vzniká bezprostředně za intervenčním nástrojem, zejména při využití vyššího počtu projekcí, prostor s velmi sníženou hodnotou jasu. Z tohoto důvodu jsme nuceni pro měření kontrastního rozlišení využít jiné definice zájmových pixelů.

Bod L_1 je reprezentován stejně jako v předešlých experimentech hrotem intervenčního nástroje, avšak bod L_2 odpovídá třetímu pixelu Hounsfieldova pruhu. Znázornění zájmových pixelů je zobrazeno na obrázku 42.

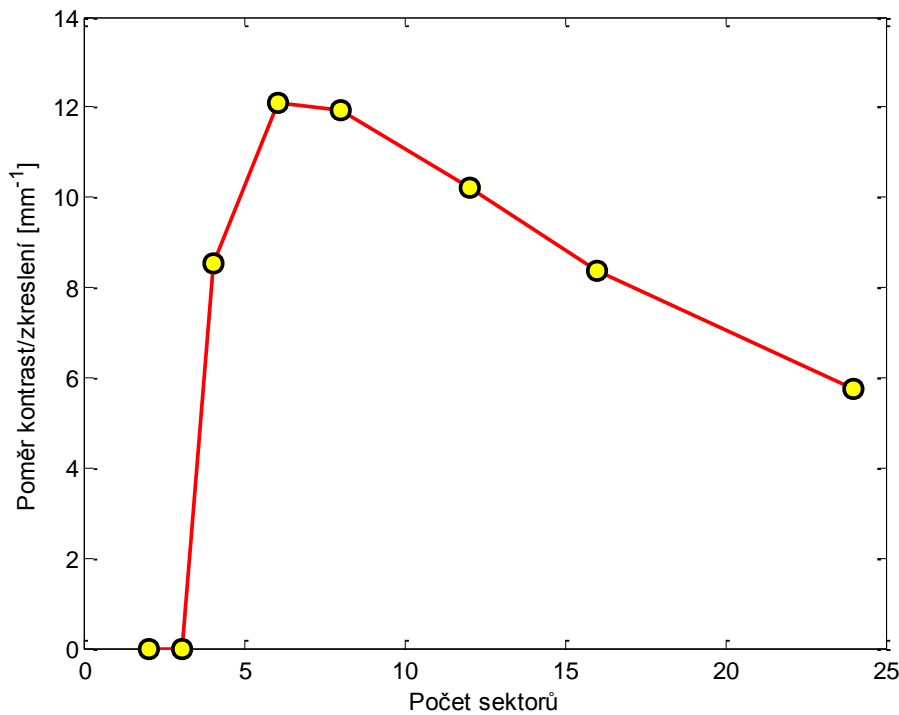
Úprav doznal i původní vztah pro výpočet kontrastu (10), nyní budeme uvažovat pouze prostý rozdíl jasu dvou pixelů:

$$K = L_1 - L_2. \quad (15)$$



Obrázek 42: Znárodnění zájmových pixelů při výpočtu kontrastu pomocí vztahu (15) a mediánové normalizace

Byl proveden experiment s totožnými akvizičními a rekonstrukčními parametry procesu zobrazení jako v předešlých případech. Odlišnost spočívala pouze ve volbě jiné metody post-processingu jasu a pozměněném způsobu výpočtu kontrastu. Výsledky jsou dokumentovány na obrázku 43 resp. v tabulce 7.



Obrázek 43: Závislost poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (15) a mediánové normalizace jako metody post-processingu jasu

Nejpříznivějších hodnot poměru mezi kontrastem a fluoroskopickým zkreslením bylo dosaženo při volbě 360 resp. 480 projekcí. Ačkoliv se v klinické praxi využívá hodnot ještě vyšších, lze konstatovat, že naměřené hodnoty poměrů mezi kontrastem a fluoroskopickým zkreslením reflektují jak kvalitu poskytovaných snímků z hlediska proveditelnosti intervence, tak ohleduplnost k pacientovi a personálu týkající se absorpce ionizujícího záření.

Tabulka 7: Dosažené výsledky při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (15) a mediánové normalizace

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Kontrast [-]	213	205	184	143	109	47	0	0
Fl. zkreslení [mm]	37,0	24,5	18,0	12,0	9,0	5,5	4,0	2,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	5,7568	8,3673	10,2222	11,9167	12,1111	8,5455	0	0
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	180	120

Naměřené hodnoty kontrastu resp. vypočtené poměry kontrastu vůči velikosti fluoroskopického zkreslení při aplikaci mediánové normalizace dosahují maxima při počtu projekcí, který přibližně odpovídá hodnotám uplatňovaným v současné klinické praxi.

Tato metoda byla tedy následně zvolena jako optimální přístup k měření kontrastního rozlišení. Během experimentů týkajících se optimalizace fluoroskopického procesu zobrazení (viz kapitola 10), však byl odhalen její zásadní nedostatek, který znemožnil její další využití.

Problém této metody spočívá v provádění normalizace jednotlivých sektorů. Příspěvky všech projekcí, které náleží do sektoru obsahujícího projekci sejmutou pod úhlem zásunu intervenčního nástroje, jsou několikanásobně zvýšeny. Důsledkem pak je závislost kontrastního rozlišení nejen na volbě počtu sektorů, ale také na intervalu projekcí, které jednotlivým sektorům přísluší (tj. zdali např. při využití tří sektorů je první sektor definován jako soubor projekcí sejmutých pod úhly 0° až 120°, či 30° až 150°).

Uvažovanou kompenzací tohoto nedostatku představovalo opakované provádění simulací pro všechny možné konfigurace rozsahu projekcí jednotlivých sektorů. Toto řešení by však zvýšilo čas potřebný pro simulaci řádově na desetinásobky původní doby.

8.2.7. Algebraická úprava rozdílu zájmových pixelů

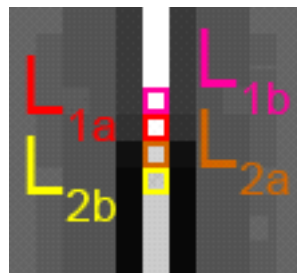
S ohledem na předchozí neúspěchy bylo rozhodnuto o algebraické úpravě prvního aplikovaného vztahu pro výpočet kontrastu (10).

Rozdíl dvou zájmových pixelů byl doplněn zápornou konstantou, která reflektuje proveditelnost intervence. Jedná se o opačné číslo k minimálnímu rozdílu jasu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem, který je potřebný k rozeznání hrotu instrumentu v obraze pouhým okem. Této konstantě byla empiricky přiřazena hodnota -32, tj. jedna osmina rozsahu hodnot jasu v obraze. Vypočtená hodnota kontrastu nesmí být záporná.

Rovněž bylo rozhodnuto o reprezentaci jasu hrotu nástroje průměrem hodnot náležících posledním dvěma pixelům instrumentu. Definice hodnoty jasu pokračujícího Hounsfieldova pruhu je obdobná – jedná se o průměr jasu prvních dvou pixelů Hounsfieldova pruhu. Důvodem této úpravy je neostrý přechod jasu mezi intervenčním nástrojem a pokračujícím HP. V dalším experimentu tak bude hodnota kontrastu definována následovně:

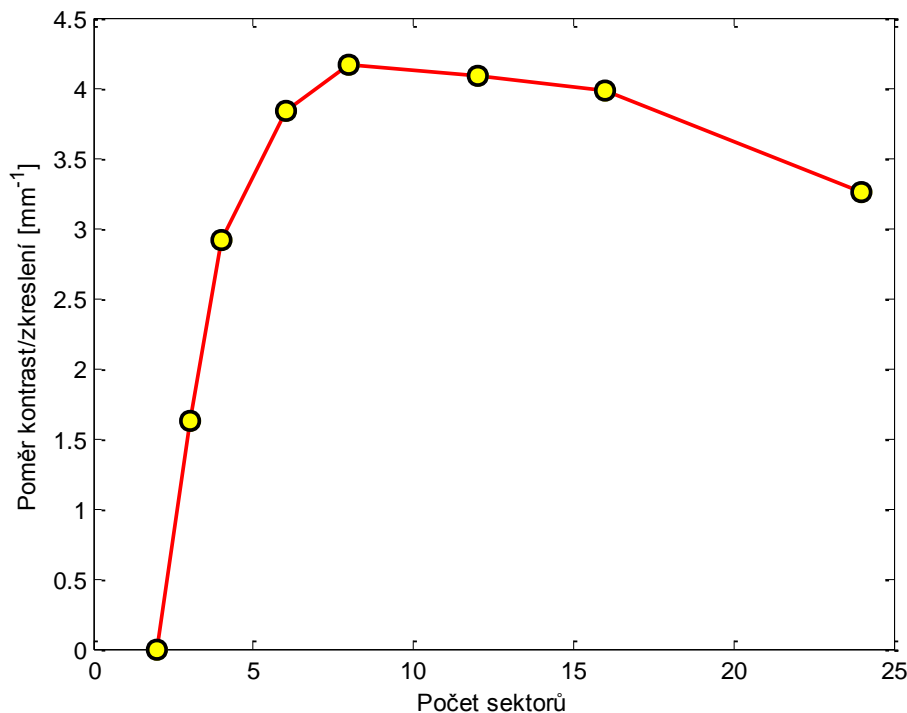
$$K = \max\left(\frac{L_{1A} + L_{1B}}{2} - \frac{L_{2A} + L_{2B}}{2} - 32; 0\right), \quad (16)$$

kde L_{1A} , L_{1B} , L_{2A} , L_{2B} jsou pixely dle schématu na obrázku 44.



Obrázek 44: Znárodnění zájmových pixelů při výpočtu kontrastu pomocí vztahu (16)

Byl proveden experiment s totožnými akvizičními a rekonstrukčními parametry procesu zobrazení jako v předešlých v případech. Pro výpočet kontrastu byl zvolen vztah (16). Výsledky jsou dokumentovány na obrázku 45 resp. v tabulce 8.



Obrázek 45: Závislost poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (16)

Tabulka 8: Dosažené výsledky při aplikaci vztahu pro výpočet kontrastu (16)

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Kontrast [-]	120,5	97,5	73,5	50	34,5	16	6,5	0
Fl. zkreslení [mm]	37,0	24,5	18,0	12,0	9,0	5,5	4,0	2,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	3,2568	3,9796	4,0833	4,1667	3,8333	2,9091	1,6250	0
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	180	120

Nejpříznivější hodnoty poměru mezi kontrastem a fluoroskopickým zkreslením bylo dosaženo při volbě 480 projekcí. Ačkoliv se v klinické praxi využívá hodnot ještě vyšších, lze považovat naměřené hodnoty poměrů za uspokojivé.

Přestože tato metoda obsahuje empiricky stanovenou konstantu, její výsledky velmi dobře reflektují požadavky intervenujícího lékaře při indikaci režimu CT fluoroskopie.

Z tohoto důvodu budeme při optimalizaci procesu zobrazení využívat během hodnocení kontrastního rozlišení **kombinaci zásunu do prázdné scény a prosté normalizace snímků s metodou výpočtu kontrastu podle vztahu (16)**.

9. Vliv parametrů procesu zobrazení

Tato kapitola bude věnována analýze vlivu akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení na vlastnosti získaných obrazů.

V této části práce budeme navazovat na poznatky, které byly získány během zpracování bakalářské práce a jsou dokumentovány v kapitolách 3.5 a 3.6. Je nutno přiznat, že některé domněnky vyslovené v bakalářské práci se ukázaly jako chybné. Tyto nepřesnosti jsou již v kapitolách 3.5 a 3.6 opraveny a v následujících podkapitolách pak bude věnován prostor objasnění jejich příčin.[2]

Veškeré hodnocení vlivu jednotlivých parametrů procesu fluoroskopického zobrazení bude probíhat ve vytvořeném analytickém simulátoru.

9.1. Vliv hloubky zásunu intervenčního nástroje

V klinické praxi je hloubka zásunu nástroje determinována výlučně topologií oblasti zájmu a lokalizací intervenované léze. Z hlediska rekonstrukce obrazu se však jedná o jeden z parametrů fluoroskopického procesu zobrazení ovlivňujících vlastnosti výsledných obrazů.

Hloubka zásunu nástroje přímo ovlivňuje míru projevu artefaktu Hounsfieldova pruhu. Čím hlouběji nástroj zasuneme, tím bude při konstantním nastavení ostatních parametrů artefakt Hounsfieldova pruhu zřetelnější.

Pro kvantitativní hodnocení artefaktu Hounsfieldova pruhu využíváme v souladu s poznatky získanými v předchozí kapitole kombinaci zásunu nástroje do prázdné scény a prosté normalizace snímků.

Byl proveden experiment srovnávající hodnoty kontrastu při různých hloubkách zásunu intervenčního nástroje. Pro výpočet kontrastu byl využit vztah (16), empirické konstantě však byla namísto hodnoty -32 přiřazeno číslo 0.

Fixní parametry experimentu: trasa 3 (zásun zprava do hloubky 192 mm) resp. 6 (zásun zprava do hloubky 96 mm), režim zásunu nástroje do prázdné scény, prostá normalizace snímků, frekvence prezentace obrazu 6 obr./s, zásun nástroje rychlostí 60 mm/s, využití Ram-Lakenova rekonstrukčního filtru, výkon rekonstrukční jednotky ZS 360 proj./s.

Rychlost rotace gantry, počet projekcí a počet sektorů byl volen tak, aby byl respektován jak výkon RJ CT ZS, tak požadovaná frekvence prezentace obrazu.

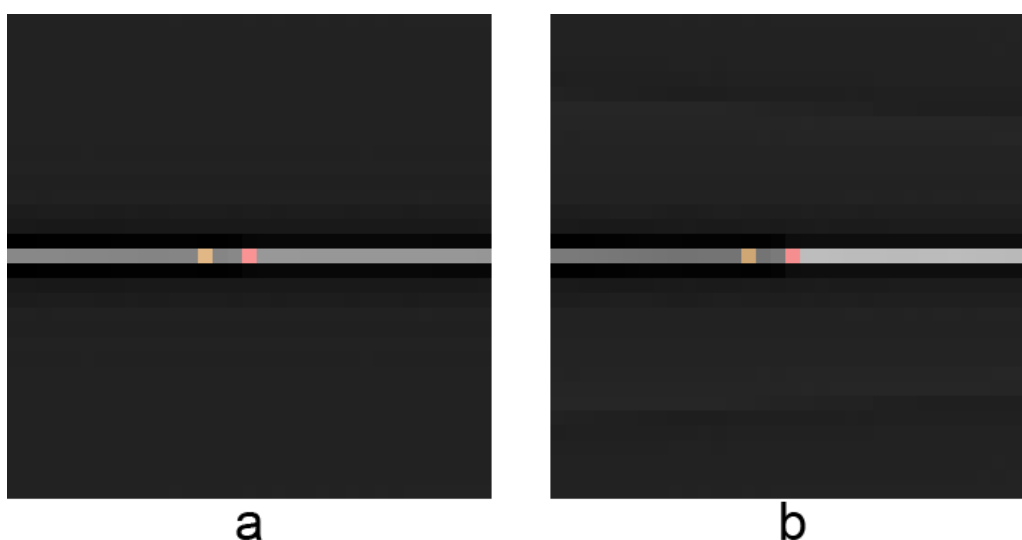
Jak můžeme vidět z naměřených výsledků (viz tabulka 9), při volbě velmi nízkého počtu projekcí je podíl mezi dosaženými hodnotami kontrastu téměř dvojnásobný (120 projekcí; kontrast 25 při hloubce 192 mm; kontrast 46 při hloubce 96 mm).

Tento podíl se se vzrůstajícím počtem projekcí snižuje. Experiment tak potvrdil předpoklad, že při nekonečné prostorové i úhlové vzorkovací frekvenci by žádný artefakt Hounsfieldova pruhu neexistoval a kontrast by nabýval v obou případech stejných hodnot.

Tabulka 9: Naměřené hodnoty kontrastu při volbě hloubky 192 resp. 96 mm

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Rychlost rotace gantry [°/s]	1080	720	540	360	270	180	135	90
Počet sektorů	2	3	4	6	8	12	16	24
Počet projekcí	120	180	240	360	480	720	960	1440
Kontrast při volbě hloubky 192 mm	24	38	47	66	81	103	130	152
Kontrast při volbě hloubky 96 mm	46	65	80	107	119	137	143	153

Pro ilustraci demonstrujeme rozdíl v kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem na získaných obrazech studie 1 (viz obrázek 46).



Obrázek 46: Srovnání obrazů získaných v rámci studie 1: volba hloubky 192 mm (a; kontrast 24) resp. 96 mm (b; kontrast 46)

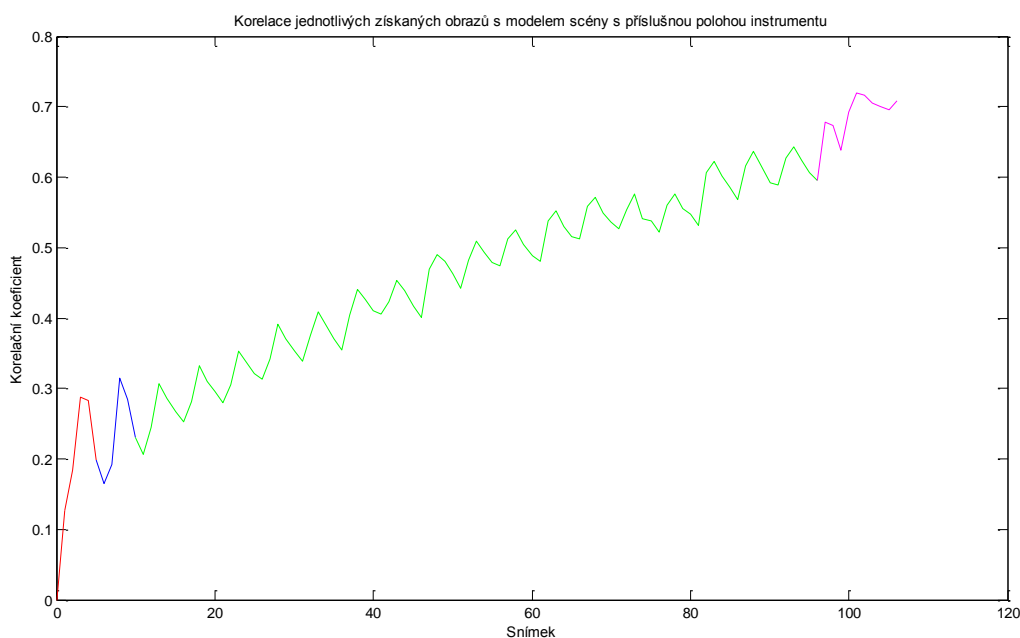
9.2. Vliv směru zásunu intervenčního nástroje

Korektní kvantitativní analýza získaných obrazů vyžaduje, aby jedna z projekcí byla sejmuta pod úhlem zásunu intervenčního nástroje.

Směr zásunu rovněž ovlivňuje sumaci paprskových průmětů na jednotlivých pixelech, čímž se velmi výrazně podílí na vlastnostech získávaných obrazů. Z tohoto důvodu je vyžadováno, aby v rámci jedné studie byla pro všechny simulace využita stejná trasa intervenčního nástroje.

Realizovaný simulátor umožňuje mj. směrovou analýzu získaných snímků. Jedná se o zobrazení závislosti korelačního koeficientu (mezi jednotlivými získanými obrazy a modelem scény s nástrojem zanořeným do odpovídajících hloubek) na čase resp. úhlu výchylky gantry od výchozí polohy. Obdobná funkce byla původně implementována již v bakalářské práci, a proto můžeme navázat na dříve nabyté poznatky [2].

Byla provedena simulace s následujícími parametry: trasa 3 (zásun zprava do hloubky 192 mm), režim zásunu nástroje do prázdné scény, mediánová normalizace snímků, frekvence prezentace obrazu 10 obr./s, zásun nástroje rychlostí 20 mm/s, využití Ram-Lakenova filtru, rychlost rotace gantry 360°/s, 360 projekcí sejmutých během 1 rotace gantry, 10 disponibilních sektorů. Poté jsme spustili směrovou analýzu a uložili graf vývoje korelačního koeficientu v závislosti na čase (kartézská soustava souřadnic; viz obrázek 47) resp. na úhlu výchylky gantry od výchozí polohy (polární soustava souřadnic; viz obrázek 48).



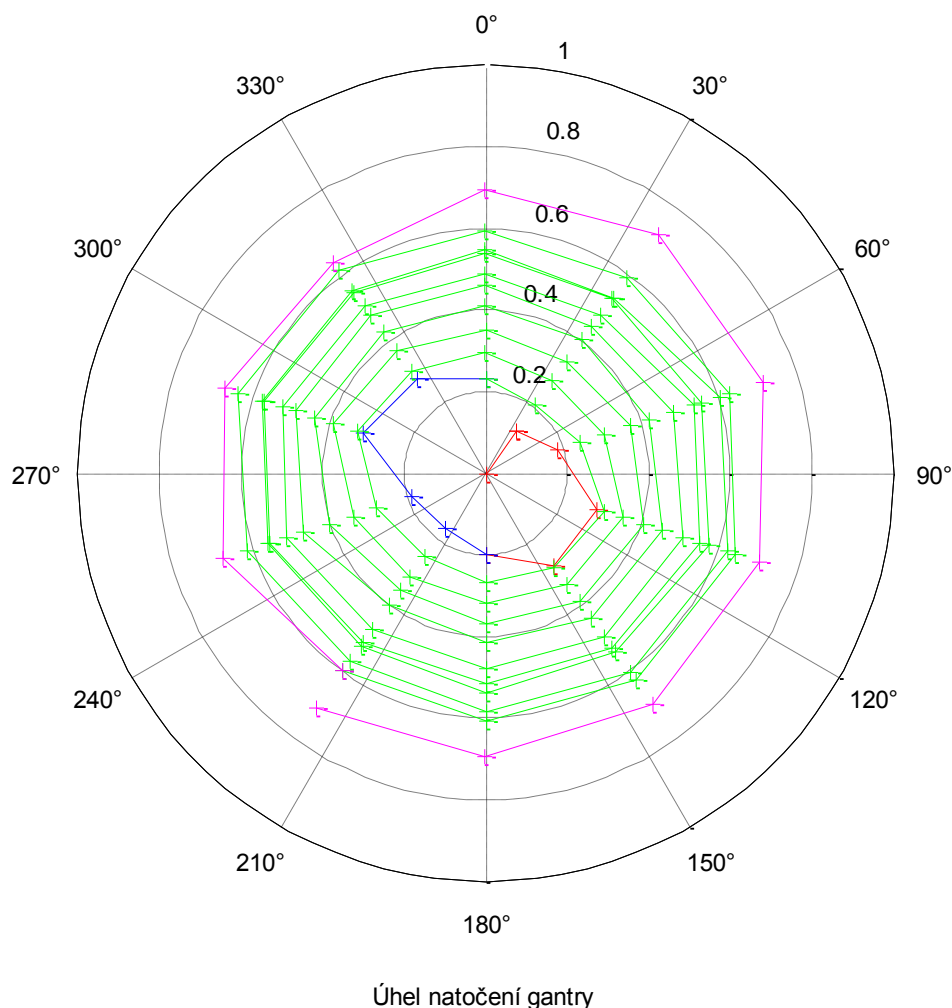
Obrázek 47: Závislost korelačního koeficientu na čase (resp. na získaném snímku)

Můžeme vidět, že korelační koeficient obecně stoupá a dosahuje maximálních hodnot při dosažení fluorografického charakteru rekonstrukce po ukončení zásunu. V průběhu vývoje korelačního koeficientu lze nicméně pozorovat výskyt lokálních maxim resp. lokálních minim. Pro objasnění původu těchto nemonotónností využijeme poznatky o vlivu vztahu momentální pozice rentgenky a trajektorie nástroje na okamžitou velikost fluoroskopického zobrazení.

Pokud je směr šíření ionizujícího záření v daném okamžiku rovnoběžný s trajektorií intervenčního nástroje, fluoroskopické zobrazení dosahuje obecně nejmenší velikosti, což se projevuje lokálním maximem ve funkci (viz obrázek 47). V našem případě tato situace nastává po dokončení např. 3. sektoru, protože mu přísluší mj. i projekce sejmutá pod úhlem zásunu nástroje (90°).

Lokální minimum se objevuje ve chvílích, kdy je směr šíření ionizujícího záření kolmý na trajektorii nástroje. V našem případě tedy například po dokončení 6. sektoru, který zahrnuje i projekci, která byla sejmuta pod úhlem 180°. Situaci velmi dobře ilustruje závislost korelačního koeficientu na úhlu výchylky gantry od výchozí polohy (viz obrázek 48).

Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 48: Závislost korelačního koeficientu na úhlu výchylky gantry od výchozí polohy

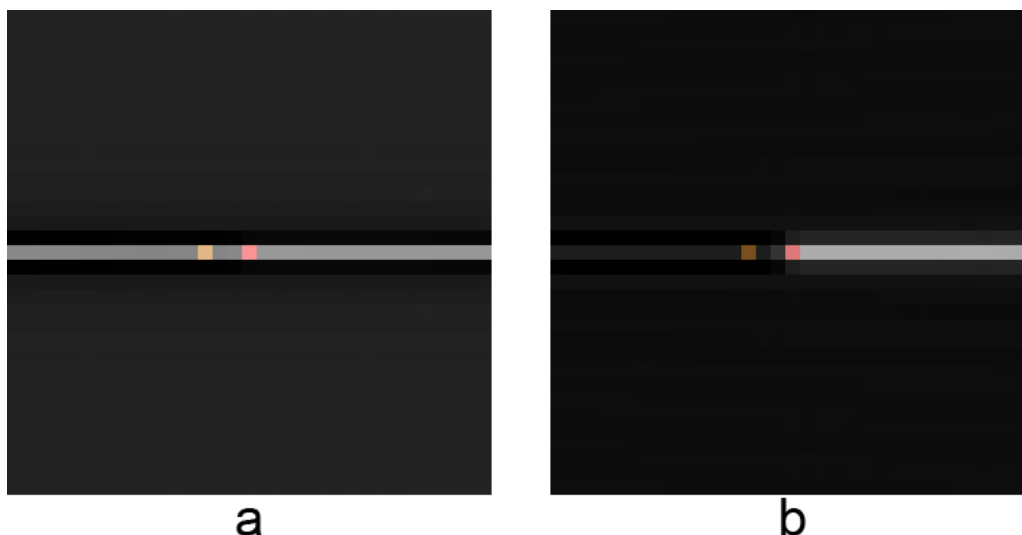
Drobné odchylky od popisované situace mohou nastat v případech, kdy přírůstek korelačního koeficientu vyplývající z hlouběji zasunutého nástroje je vyšší než deficit způsobený fluoroskopickým zkreslením.

Frekvence oscilace mezi lokálními minimy a maximy je přímo úměrná rychlosti rotace gantry. V bakalářské práci bylo uvedeno, že frekvence závisí taktéž na rychlosti zásunu intervenčního nástroje, tato domněnka však byla během experimentů prováděných v analytickém simulátoru vyvrácena. Amplituda takto definované oscilace závisí nepřímo úměrně na rychlosti rotace gantry resp. přímo úměrně na rychlosti zásunu instrumentu.

Amplituda oscilací se se vzrůstajícím zanořením intervenčního nástroje snižuje.

9.3. Vliv volby počtu projekcí během 360° rotace gantry

Jak již bylo zmíněno v dřívějších částech této práce, volba počtu projekcí ovlivňuje kontrast mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Tuto skutečnost lze demonstrovat na naměřených datech z podkapitoly *Vliv hloubky zásunu intervenčního nástroje*. Snímek pořízený během simulace využívající vyššího počtu projekcí disponuje vyšší hodnotou kontrastu mezi hrotem nástroje a HP (viz obrázek 49).



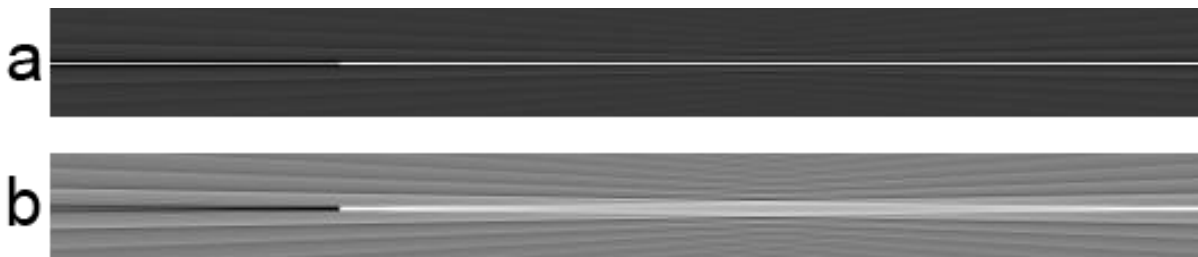
Obrázek 49: Snímky získané při volbě hloubky 192 mm: 120 projekcí (a; kontrast 24) resp. 1440 projekcí (b; kontrast 152)

Volba počtu projekcí má samozřejmě dominantní vliv na kontrastní a prostorové rozlišení celého snímku (typicky se jedná o zobrazení jednotlivých tkáňových struktur) [2][6].

Připomeňme, že volba počtu projekcí je omezena kapacitou rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému. Chceme-li tento počet n -krát zvýšit, musíme zvolit n -krát vyšší počet sektorů a n -krát zpomalit rychlost rotace gantry (za předpokladu zachování konstantní frekvence prezentace obrazu).

U skutečného ZS ovlivňuje zvolený počet projekcí také dávku rtg záření (uvažujeme-li stejné ozáření detektorů a tím i dosažený poměr SNR v projekci). Protože v této problematice hrají roli i další faktory (např. mechanické parametry či patientský protokol), vliv volby počtu projekcí na absorbovanou dávku jsme v rámci této práce neuvažovali.[6]

Pro korektní kvantitativní hodnocení vlivu počtu projekcí je nutné, aby jedna z projekcí byla sejmuta pod úhlem zásunu nástroje. Vliv této projekce na získaný obraz lze efektivně demonstrovat experimentem, ve kterém hodnoty paprskových průmětů příslušejících této projekci (a také k ní projekci periodické) vynulujeme. Můžeme pak pozorovat odstranění artefaktu Hounsfieldova pruhu, ale zároveň také výrazné snížení kontrastního a prostorového rozlišení v okolí celého intervenčního nástroje (viz obrázek 50b) ve srovnání s obrazem, kde byla tato projekce ponechána (viz obrázek 50a).



Obrázek 50: Srovnání výřezů obrazů rekonstruovaných ze souboru projekcí, kde byla projekce sejmutá pod úhlem zásunu nástroje a k ní periodická projekce ponechána (a) resp. nulována (b); parametry PZ: trasa 3 (zásun zprava do hloubky 192 mm), prostá normalizace snímků, frekvence prezentace obrazu 6 obr./s, rychlost zásunu 60mm/s, využití Ram-Lakenova filtru, rychlost rotace gantry 360°/s, 360 projekcí/rotace, 6 sektorů

9.4. Vliv volby rekonstrukčního filtru

Volba typu rekonstrukčního filtru (případně jeho úplné vynechání – DBP) ovlivňuje vlastnosti získaného obrazu nezávisle na ostatních akvizičních a rekonstrukčních parametrech. V rámci našich experimentů jsme vždy využívali Ram-Lakenův filtr, abychom předešli nejednotnosti a možným odchýlkám v měření zejména velikosti fluoroskopického zkruslení.

Pomocí vytvořeného analytického simulátoru je samozřejmě možné vliv volby rekonstrukčního filtru demonstrovat. Srovnáme proto dva rekonstruované obrazy intervenčního nástroje. Při první studii byl využíván Ram-Lakenův filtr, během druhé pak byla provedena přímá zpětná projekce (viz obrázek 51).



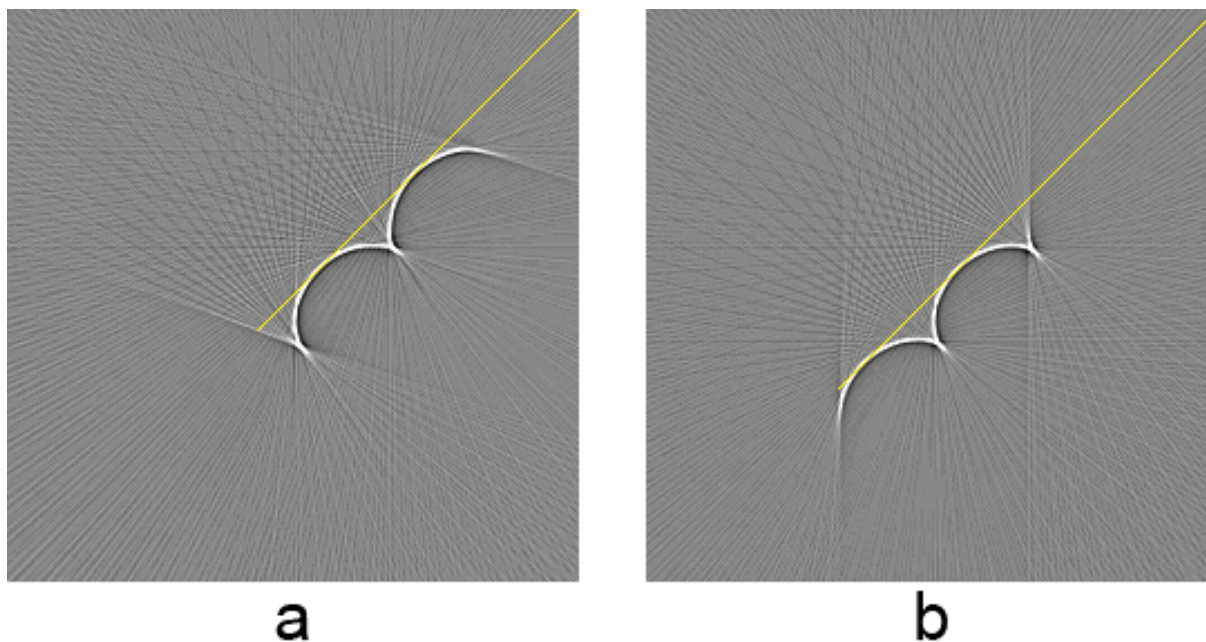
Obrázek 51: Srovnání výřezů obrazů rekonstruovaných ze souboru projekcí, kde byl jako rekonstrukční filtr využit Ram-Lakenův filtr (a) resp. byla provedena přímá zpětná projekce (b); parametry PZ: trasa 3 (zásun zprava do hloubky 192 mm), prostá normalizace snímků, frekvence prezentace obrazu 6 obr./s, rychlost zásunu 60mm/s, rychlost rotace gantry 360°/s, 360 projekcí/rotace, 6 sektorů

9.5. Vliv volby počtu sektorů

Podle současné metodiky hodnocení fluoroskopického procesu zobrazení je velikost fluoroskopického zkruslení definována jako vzdálenost hrotu fluoroskopické výchylky od trajektorie intervenčního nástroje.

V bakalářské práci byla velikost zkruslení definována jako suma vzdáleností rekonstruovaného bodu hrotu nástroje od jeho skutečné polohy. Na výsledné hodnotě této velikosti se podle tehdejší definice podílely dvě složky: hloubkové zkruslení a stranové zkruslení. Volbě počtu sektorů byl pak přisuzován vliv na charakter tohoto zkruslení, tj. zdali bude dominantní složka hloubkového, či stranového zkruslení.[2]

Během práce na diplomním projektu se však tento náhled na fluoroskopické zkreslení ukázal jako nesprávný. Převaha hloubkového či stranového zkreslení na základě volby počtu sektorů byla totiž způsobena nekorektním algoritmem simulace akvizice obrazových dat. Scéna byla považována pro všechny projekce daného sektoru jako stacionární, což vedlo při volbě nižšího počtu sektorů k sumaci výhradně na trase intervenčního nástroje. Ve vytvořeném analytickém simulátoru je prováděn výpočet scény zvlášť pro každou projekci, a proto můžeme pozorovat nezávislost charakteru fluoroskopického zkreslení na zvoleném počtu sektorů (viz obrázek 52). Jediný rozdíl spočívá v odlišné frekvenci prezentace obrazu.

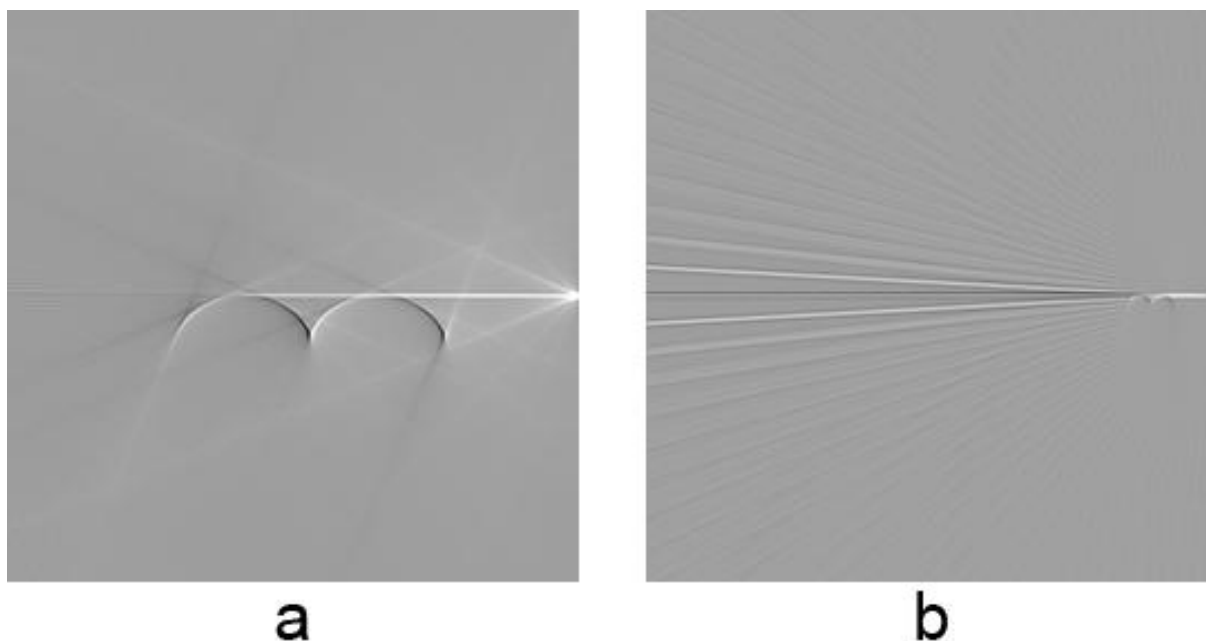


Obrázek 52: Srovnání obrazů rekonstruovaných ze souboru projekcí, které byly rozdělovány do 10 sektorů (a) resp. do 2 sektorů (b); parametry PZ:trasa 2 (pohyb shora zprava do hloubky 272 mm), modelování TSF, mediánová normalizace snímků, rychlost zásunu 60mm/s, rychlost rotace gantry 360°/s, 360 projekcí/rotace, frekvence prezentace obrazu 10 obr./s (a) resp. 2 obr./s (b)

Volba počtu sektorů figuruje tedy spíše jako prostředník v dříve představeném vztahu mezi kontrastním a prostorovým rozlišení získaného obrazu. Zopakujme tedy, že n -násobné zvýšení počtu sektorů při současném n -násobném snížení rychlosti rotace gantry umožňuje sejmoutí n -násobně vyššího počtu projekcí při zachování konstantní frekvence prezentace obrazu a nároků na výkon rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému.

Byl proveden experiment prokazující výše popsany vztah jednotlivých veličin. Byla vybrána trasa 3 (tj. zásun zprava do hloubky 192 mm), režim simulace byl zásun do prázdné scény a byla využita mediánová normalizace získaných snímků. Výkon RJ ZS byl stanoven na 360 projekcí za vteřinu, byl využíván Ram-Lakenův filtr a požadovaná frekvence obrazu byla 8 snímků za sekundu. Nástroj byl zasouván rychlostí 60 mm/s.

Při první simulaci rotovalo gantry rychlostí 180°/s, bylo využíváno 16 sektorů, do kterých bylo rozdělováno 720 projekcí. Ve druhém případě rotovalo gantry rychlostí 1080°/s a dvěma sektorům náleželo 120 projekcí.



Obrázek 53: Srovnání obrazů ze studie, které splňovala podmínku výkonu RJ ZS 360 proj./s a frekvence prezentace obrazu 8 snímků za vteřinu; parametry PZ (a): rychlost rotace gantry 180°/s, 16 sektorů, 720 projekcí; parametry PZ (b): rychlost rotace gantry 1080°/s, 2 sektory, 120 projekcí

Nahlédneme-li snímek získaný při první simulaci (viz obrázek 53a), můžeme pozorovat obrovskou velikost fluoroskopického zkreslení, ale velmi dobré kontrastní rozlišení jak celého obrazu, tak v oblasti hrotu intervenčního nástroje. Naproti tomu ve snímku pořízeném během druhé simulace (viz obrázek 53b) je velikost fluoroskopického zkreslení znatelně menší, rovněž však došlo k výraznému snížení kontrastního rozlišení jak v obraze, tak v oblasti hrotu intervenčního nástroje (je nutno vzít v úvahu rozdílnou hloubku zanoření nástroje – pokud by ve snímku na obrázku 53b byla totožná hloubka zásunu nástroje jako ve snímku na obrázku 53a, jas artefaktu Hounsfieldova pruhu by byl natolik vysoký, že by nebylo možné velikost fluoroskopické výchylky demonstrovat).

Při využití zřetěženého zpracování (pipeliningu) je nutné, aby byl počet projekcí během 360° rotace gantry dělitelný součinem počtu disponibilních řetězců a počtu zvolených sektorů. Lze tedy konstatovat, že u reálných ZS je při volbě počtu sektorů nutné zohlednit jeho vliv na výpočetní výkon jednotlivých částí zobrazovacího systému. Připomeňme, že v rámci našich experimentů tento vliv neuvažujeme.

Volba počtu sektorů se v menší míře podílí i na délce trvání intervence. Čím je zvolen vyšší počet sektorů, tím dříve bude nastalá stacionarita scény zohledněna i v sejmutých projekcích. Následkem je dřívější započetí fluorografické rekonstrukce (tj. konec intervence v analytickém simulátoru). Při volbě 20 sektorů a rychlosti rotace gantry 360°/s nastane fluorografická rekonstrukce 1 až 1,05 vteřiny po přerušení manipulace intervenčním nástrojem. Zvolil-li uživatel pouze 1 sektor, nastane při stejné rychlosti rotace gantry fluorografická rekonstrukce po 1 až 2 sekundách. Přesný čas závisí na momentální fázi akvizice obrazových dat v okamžiku přerušení manipulace intervenčním nástrojem.

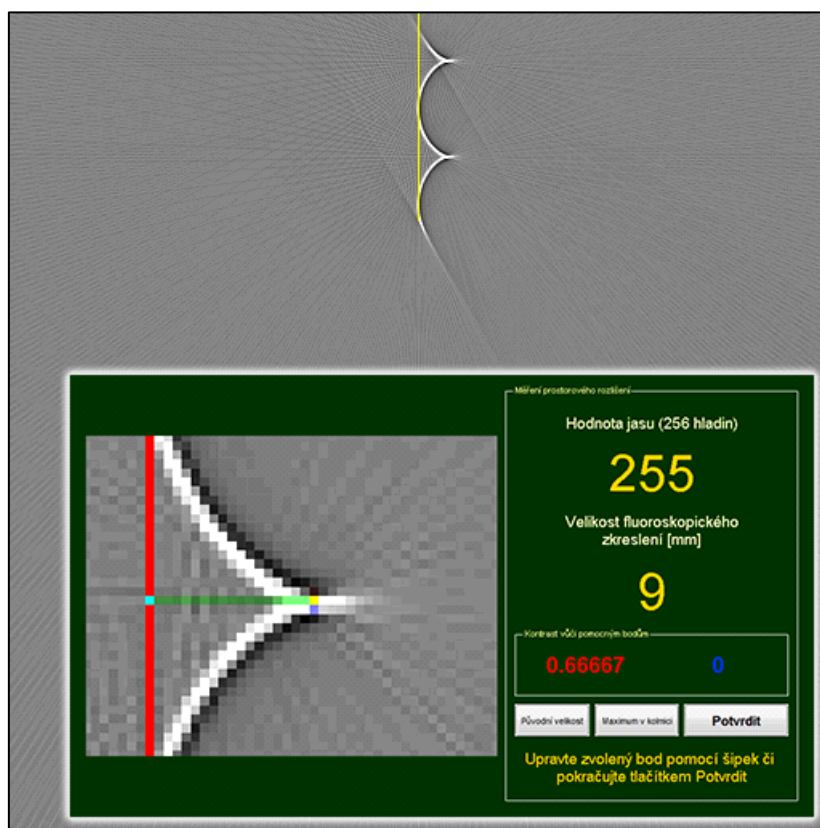
9.6. Vliv volby rychlosti rotace gantry

Volba rychlosti rotace gantry mimořádně ovlivňuje vlastnosti získávaných obrazů. Jak již bylo zmíněno dříve, n -násobné snížení rychlosti rotace gantry při současném n -násobném zvýšení počtu sektorů umožňuje pořízení n -násobně vyššího počtu projekcí (frekvence prezentace obrazu a požadavky na výkon rekonstrukční jednotky ZS zůstávají konstantní). Tento vztah byl dokumentován v předcházející podkapitole.

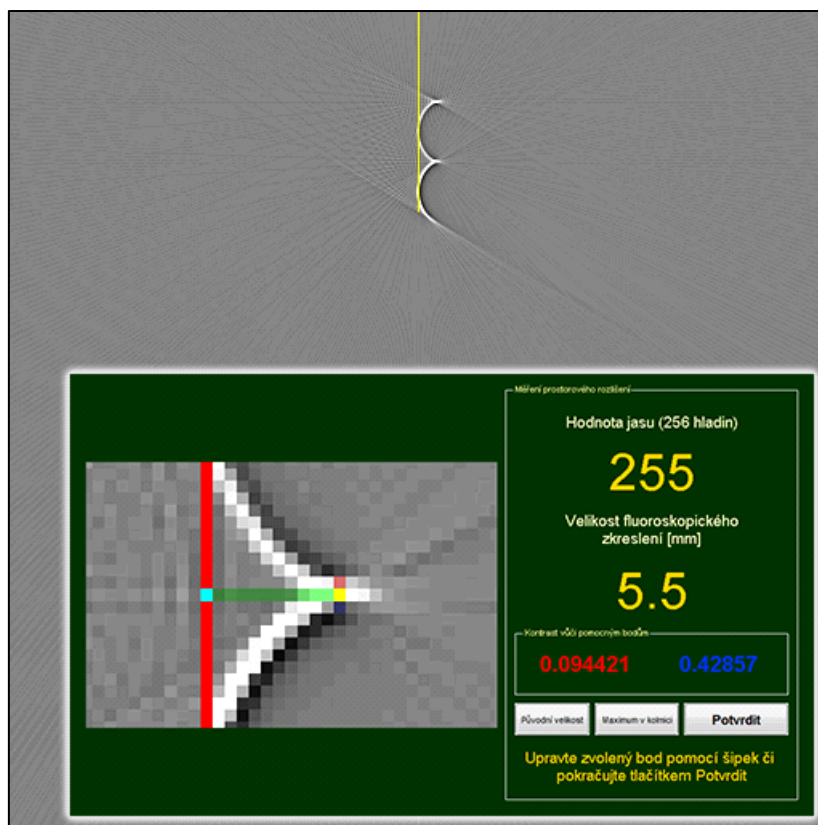
Nyní se zaměříme na závislost velikosti fluoroskopické výchylky na poměru rychlosti zásunu intervenčního nástroje a rychlosti rotace gantry.

Provedeme experiment s následujícími parametry: trasa 1 (zásun shora do hloubky 192 mm), režim modelování TSF, mediánová normalizace získaných snímků, 540 projekcí (počet sektorů volen tak, aby byla frekvence prezentace obrazu 6 snímků za vteřinu), Ram-Lakenův filtr. Výkon rekonstrukční jednotky není omezen, protože využíváme konstantního počtu projekcí. V první simulaci bude proveden zásun rychlostí 30 mm/s a gantry bude rotovat rychlostí 180°/s. Ve druhé simulaci bude nástroj zasouván rychlostí 75 mm/s a rychlost rotace gantry bude 720°/s.

Protože se rychlost zásunu zvýší na 2,5násobek a rychlost rotace gantry na čtyřnásobek, měli bychom v obraze získaném během druhé simulace naměřit zkreslení o rozsahu pěti osmin velikosti zkreslení v obraze získaném v první simulaci.



Obrázek 54: Fluoroskopická výchylka při zásunu rychlostí 30 mm/s a rychlosti rotace gantry 180°/s (nahore) včetně dokumentace měření její velikosti (dole ve výřezu)



Obrázek 55: Fluoroskopická výchylka při zásunu rychlostí 75 mm/s a rychlosti rotace gantry 720°/s (nahore) včetně dokumentace měření její velikosti (dole ve výřezu)

Velikost fluoroskopického zkreslení při první simulaci (viz obrázek 54) má hodnotu 9 milimetrů. V obraze získaném během druhé simulace jsme naměřili velikost fluoroskopického zkreslení 5,5 mm (viz obrázek 55). S ohledem na prostorovou diskretizaci scény (1 pixel odpovídá 0,5 mm), představuje tato hodnota nejbližší aproximací pěti osmin prvního výsledku. Lze proto konstatovat, že došlo k potvrzení teoretických předpokladů.

9.7. Vliv volby rychlosti zásunu intervenčního nástroje

Vliv rychlosti zásunu intervenčního nástroje na vlastnosti získaných obrazů je úzce spjat s rychlostí rotace gantry. Právě tyto dva parametry determinují rozsah zkreslení, které vzniká při fluoroskopické rekonstrukci. Míra zkreslení je určena počtem pixelů, o který je intervenční nástroj více zanořen během pootočení gantry o jednotkový úhel. Zvýšení rychlosti zásunu intervenčního nástroje na n -násobek tak způsobí n -násobné zvýšení velikosti fluoroskopického zkreslení. Je nutno ale mít na paměti n -násobné snížení dávky, kterou pacient obdrží, neboť nástroj bude zasunut rychleji. Tento vztah byl dokumentován v předcházející kapitole.

10. Optimalizace procesu zobrazení

Skenovací mód CT fluoroskopie s využitím kontinuálního pracovního režimu nožního pedálu je charakteristický rekonstrukčním algoritmem využívajícím rozdělení sejmutých projekcí do zvoleného počtu sektorů, díky němuž jsou sejmutá projekční data velmi rychle rekonstruována a prezentována lékaři s frekvencí několika snímků za vteřinu. Díky této přednosti je CT fluoroskopie indikována u zákroků, které by byly bez neustále aktuální informace o poloze intervenčního nástroje jen stěží proveditelné.

Dominantní nevýhodou tohoto skenovacího režimu je vysoká absorpce ionizujícího záření jak pacientem, tak personálem podílejícím se na intervenci. Tento nedostatek je kompenzován volbou nižších hodnot anodového proudu či napětí, čímž ale dochází k využití nižšího signálového toku, jež se projevuje snížením prostorového a kontrastního rozlišení v získávaných obrazech.

Úlohou optimalizace skenovacího režimu CT fluoroskopie je maximalizovat zejména časové rozlišení získaných obrazů během vyšetření při zachování rozumné kvality dosaženého prostorového a energetického (kontrastního) rozlišení a minimalizaci dávky, kterou absorbuje pacient a lékař.

Již dříve jsme definovali čtyři veličiny, které budeme využívat pro kvantitativní hodnocení procesu zobrazení:

- Kontrastní rozlišení je reprezentováno kontrastem mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem.
- Prostorové rozlišení v získaném obraze je dáno velikostí fluoroskopického zkruslení.
- Časovému rozlišení odpovídá frekvence prezentace obrazu.
- Absorpci ionizujícího záření reprezentuje celková doba trvání intervence.

10.1. Konflikt prostorového a kontrastního rozlišení

V podkapitole 9.5 byl dokumentován vztah mezi kontrastním a prostorovým rozlišením v získaných obrazech (viz obrázek 53). Připomeňme, že při konstantní požadované frekvenci prezentace obrazu a neměnném výkonu rekonstrukční jednotky umožňuje zvýšení počtu sektorů snížit rychlost rotace gantry a zvýšit tak počet snímaných projekcí.

Volba počtu projekcí během 360° rotace gantry ovlivňuje zejména kontrast mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem. Jak již bylo naznačeno v podkapitole 8.2, nalezení optimální metodiky měření kontrastu – tj. takové, která adekvátně reflektuje proveditelnost intervence z hlediska lékaře – představuje nesmírný problém. V klinické praxi je úspěšnost jednotlivých typů zákroků hodnocena retrospektivně,

často pomocí dotazníkových šetření, kde personál mj. uvádí, zdali došlo během intervence ke komplikacím. V rámci této práce disponujeme ale pouze omezenými možnostmi ohodnocení použitelnosti získaných obrazů. Z tohoto důvodu jsme přistoupili k volbě empirické konstanty, která představuje minimální hodnotu rozdílu jasu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem umožňující nalezení hrotu instrumentu v obraze pouhým okem. Její hodnota je 32 (jedna osmina rozsahu možných hodnot jasu ve snímku).

Hodnocení prostorového rozlišení je prováděno pomocí měření velikosti fluoroskopického zkreslení ve snímku. Velikost tohoto zkreslení je možno odvodit z hodnot příslušných veličin (rychlost zásunu instrumentu, rychlost rotace gantry), v našich experimentech ji však budeme měřit manuálně pomocí vytvořeného analytického programového prostředí.

10.1.1. Popis experimentu

Provedeme srovnání křivek poměrů kontrastu mezi nástrojem a HP a velikosti fluoroskopického zkreslení pro různé výkony rekonstrukční jednotky ZS.

Fixním parametrem experimentu bude trasa nástroje (trasa č. 1, tj. zásun shora do hloubky 192 mm), rychlost zásunu nástroje (60 mm/s), zvolený typ filtru pro FBP (Ram-Lakenův rekonstrukční filtr) a zejména frekvence prezentace obrazu.

Rychlost rotace gantry, počet sektorů a počet projekcí během 360° rotace gantry budou voleny s ohledem na požadovanou frekvenci prezentace obrazu a výkon RJ ZS.

Konkrétní hodnoty akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení jsou uvedeny v tabulkách společně s výsledky měření (viz tabulky 10, 11 a 12).

10.1.2. Naměřené hodnoty

Tabulka 10: Naměřené hodnoty poměrů kontrast/zkreslení při volbě výkonu RJ ZS 360 projekcí za vteřinu

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Rychlost rotace gantry [°/s]	90	135	180	270	360	540	720	1080
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	180	120
Kontrast [-]	120,5	97,5	73,5	50	34,5	16	6,5	0
Fl. zkreslení [mm]	37,0	24,5	18,0	12,0	9,0	5,5	4,0	2,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	3,2568	3,9796	4,0833	4,1667	3,8333	2,9091	1,6250	0

Tabulka 11: Naměřené hodnoty poměrů kontrast/zkreslení při volbě výkonu RJ ZS 540 projekcí za vteřinu

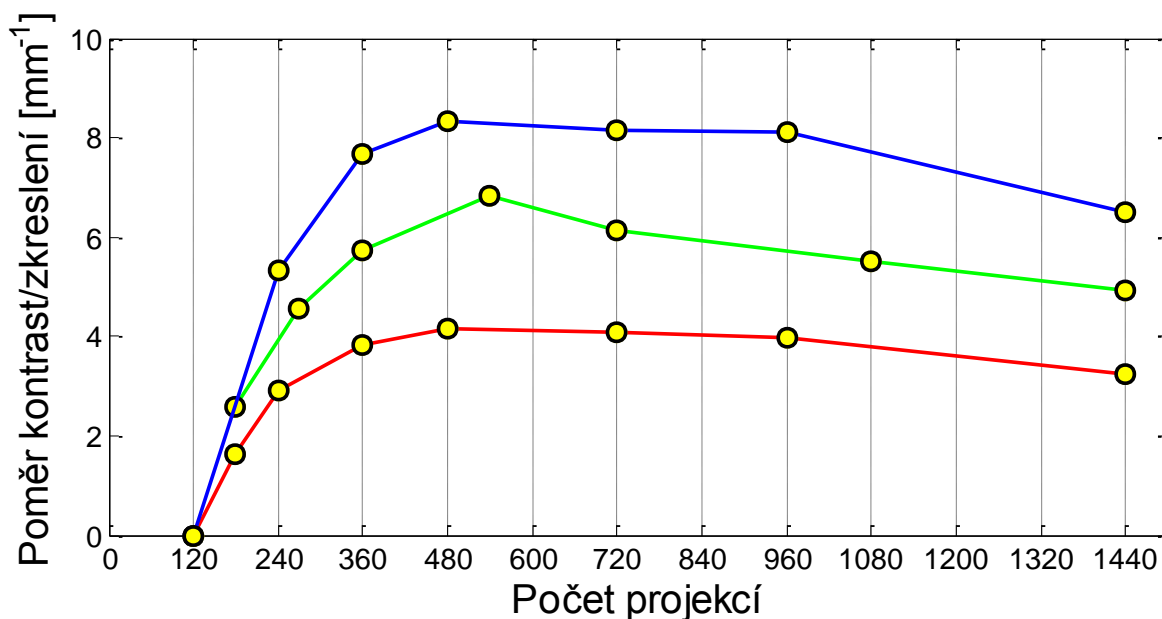
Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7
Rychlost rotace gantry [°/s]	135	180	270	360	540	720	1080
Počet sektorů	16	12	8	6	4	3	2
Počet projekcí	1440	1080	720	540	360	270	180
Kontrast [-]	120,5	102	73,5	58	34,5	20,5	6,5
Fl. zkreslení [mm]	24,5	18,5	12	8,5	6	4,5	2,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	4,9184	5,5135	6,1250	6,8235	5,7500	4,5556	2,6000

Tabulka 12: Naměřené hodnoty poměrů kontrast/kreslení při volbě výkonu RJ ZS 720 projekcí za vteřinu

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7
Rychlost rotace gantry [°/s]	180	270	360	540	720	1080	2160
Počet sektorů	12	8	6	4	3	2	1
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	120
Kontrast [-]	120,5	97,5	73,5	50	34,5	16	0
Fl. zkreslení [mm]	18,5	12	9	6	4,5	3	1,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	6,5135	8,1250	8,1667	8,3333	7,6667	5,3333	0

Závislost vypočtených hodnot poměrů kontrastu (mezi hrotem intervenčního nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem) a velikosti fluoroskopického zkreslení na zvoleném počtu projekcí je znázorněna na obrázku 56.

Na rozdíl od předchozích zobrazení těchto závislostí nepoužíváme jako řídicí veličinu počet sektorů. Důvodem je skutečnost, že v každém z tří měření byl zvolený počet sektorů v součinnosti s jiným počtem projekcí resp. rychlostí rotace gantry.



Obrázek 56: Závislost poměru kontrast/zkreslení na zvoleném počtu projekcí; výkon RJ: 360 proj./s (červeně), 540 proj./s (zeleně), 720 proj./s (modře)

10.1.3. Výsledky experimentu a jejich diskuze

Na obrázku 56 jsou znázorněny závislosti poměru kontrastu a zkreslení na zvoleném počtu projekcí. Proběhla celkem tři měření – při prvním byl stanoven výkon rekonstrukční jednotky ZS na 360 projekcí za vteřinu, během druhého na 540 projekcí za sekundu a při třetím měření byla výpočetní kapacita rekonstrukční jednotky 720 projekcí za vteřinu.

První a třetí průběh závislosti má globální maximum při 480 projekcích, druhý průběh (při výkonu RJ CT 540 projekcí za sekundu) dosahuje nejvyšších hodnot při 540 projekcích. Protože nebylo možné provést všechny simulace se stejnými hodnotami řídicí veličiny (podmínka konstantní frekvence prezentace obrazu či výkonu RJ ZS to neumožnila), můžeme prohlásit, že maximálních hodnot poměru kontrast/zkreslení je obecně dosahováno při volbě cca 500 projekcí.

Výsledek tohoto měření je zásadně ovlivněn metodikou výpočtu kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem.

Lze si povšimnout, že poloha maxima je nezávislá na výkonu rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému. Při konfiguraci skenovacího režimu CT fluoroskopie je proto vhodné nejprve stanovit požadované kontrastní rozlišení a až poté přistoupit k optimalizaci dalších parametrů procesu zobrazení (časové a prostorové rozlišení).

Požadavky na kontrastní rozlišení v oblasti hrotu intervenčního nástroje mohou být determinovány rozličnými způsoby. Důležitou roli hraje topologie scény, předpokládaný průběh vyšetření (poměr zastoupení jednorázového či kontinuálního pracovního režimu nožního pedálu) či zkušenosti lékaře. S ohledem na patientskou dávku, je nutno brát zřetel také na detekční účinnost zobrazovacího systému.

10.2. Zohlednění reakční doby lékaře

Právě provedený experiment vycházel z fixně stanovené frekvence prezentace obrazu (6 obr./s). Aby byla tato hodnota zachována, byl v každé simulaci zvolen patřičný počet disponibilních sektorů.

Volba počtu sektorů je u skutečného zobrazovacího systému determinována i jeho datově-akvizičním systémem, například při využití zřetěženého zpracování (pipelingu). V těchto případech může být počet sektorů stanoven arbitrárně.

10.2.1. Popis experimentu

Nyní proto provedeme experiment, kde bude soubor projekcí rozdělován vždy do šesti sektorů. Toto měření bude vycházet z části předešlého experimentu, kdy byl výkon rekonstrukční jednotky stanoven na 720 projekcí za sekundu.

Fixním parametrem experimentu bude opět trasa nástroje (trasa č. 1, tj. zásun shora do hloubky 192 mm), rychlost zásunu nástroje (60 mm/s), zvolený typ filtru pro FBP (Ram-Lakenův rekonstrukční filtr) a nyní také využívaný počet 6 sektorů. Rychlost rotace gantry a počet projekcí během 360° rotace gantry bude volen s ohledem na požadovaný výkon RJ ZS.

Konkrétní hodnoty akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení jsou uvedeny v tabulce společně s výsledky měření (viz tabulka 13).

Inovací tohoto experimentu bude vliv časového rozlišení (tj. frekvence prezentace obrazu) na kritériální funkci, kterou představuje poměr kontrast/zkreslení. Korigovaný poměr bude vypočítán podle vztahu

$$p_k = p \cdot \left(1 - e^{-\frac{f_{ref}}{f}} \right), \quad (17)$$

kde p je poměr mezi kontrastem a fl. zkreslením získaný z předešlé podkapitoly, f představuje dosaženou frekvenci prezentace obrazu a f_{ref} je tzv. referenční prezentace obrazu.

Referenční prezentace obrazu je převrácená hodnota času, který je potřebný k reakci mozku na vizuální podnět. V našem případě budeme tuto dobu považovat za rovnou 50 ms, a tudíž bude f_{ref} nabývat hodnoty 20 s⁻¹. Cílem implementace vztahu (17) je zohlednění reakční doby lékaře a korekce dosažených poměrů kontrast/zkreslení u nesmyslně vysokých frekvencí prezentace obrazu.

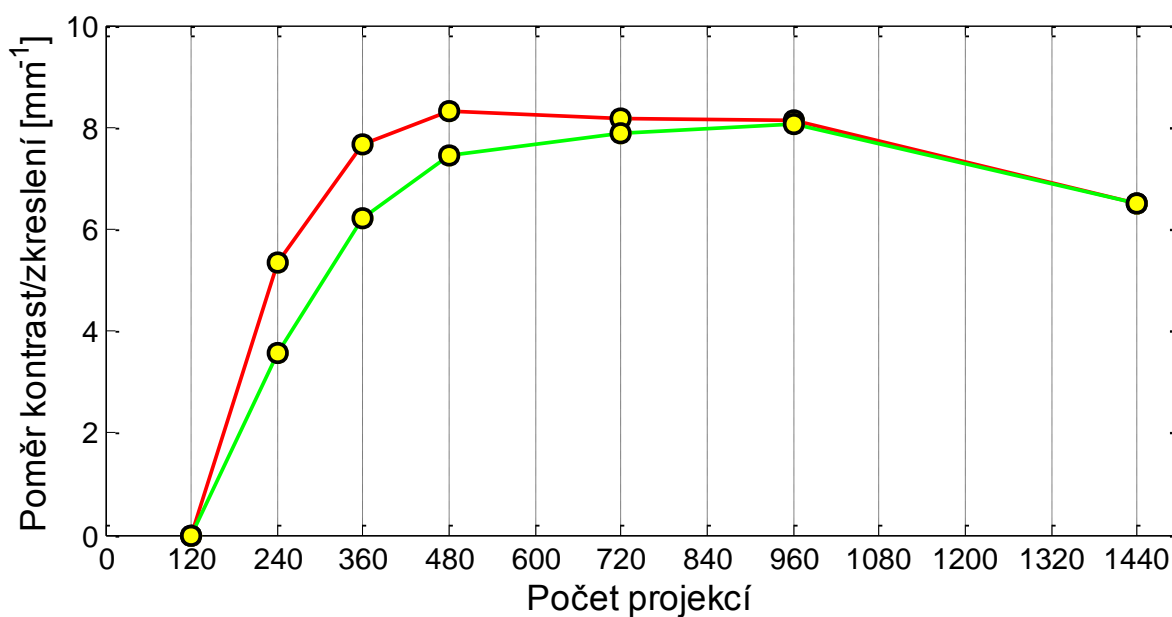
Výše uvedený korekční činitel lze také interpretovat jako procentuální vyjádření informací, které byl lékař schopen využít. Při frekvenci prezentace obrazu 20 obr./s nabývá tento činitel hodnoty 0,6321. Jinými slovy řečeno 63,21% informací lze považovat za přínosné, zbylá část představuje zbytečnou zátěž všech zúčastněných osob ionizujícím zářením. Nabývá-li frekvence prezentace obrazu například hodnoty 5 obr./s, využije lékař 98,17% informací.

10.2.2. Naměřené hodnoty

Tabulka 13: Naměřené hodnoty poměrů kontrast/kreslení při volbě výkonu RJ ZS 720 projekcí za vteřinu a zohlednění reakční doby lékaře podle vztahu (17)

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7
Rychlost rotace gantry [°/s]	180	270	360	540	720	1080	2160
Počet sektorů	6	6	6	6	6	6	6
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	120
Frekvence prezentace obrazu	3	4	6	9	12	18	36
Kontrast [-]	120,5	97,5	73,5	50	34,5	16	0
Fl. zkreslení [mm]	18,5	12	9	6	4,5	3	1,5
Kontrast/zkreslení [mm ⁻¹]	6,5135	8,1250	8,1667	8,3333	7,6667	5,3333	0
Korigovaný poměr k/zk [mm ⁻¹]	6,5052	8,0703	7,8753	7,4303	6,2186	3,5776	0

Závislost hodnot poměrů kontrastu a velikosti fluoroskopického zkreslení na zvoleném počtu projekcí je znázorněna na obrázku 57.



Obrázek 57: Závislost poměru kontrast/zkreslení na zvoleném počtu projekcí; bez aplikace korekce reakční doby lékaře (červeně), s aplikací korekce reakční doby lékaře (zeleně)

10.2.3. Výsledky experimentu a jejich diskuze

Na obrázku 57 jsou znázorněny závislosti poměru kontrastu a zkreslení na zvoleném počtu projekcí. Byla provedena celkem dvě měření. V prvním z nich nebyla zohledněna reakční doba lékaře, hodnoty získané ve druhém měření již byly podrobeny korekci.

Zatímco průběh závislosti bez korekce dosahuje maxima při 480 projekcích, závislost poměru kontrast/zkreslení s korekcí reakční doby lékaře dosahuje nejvyšších hodnot až při využití 960 projekcí.

Výsledek tohoto experimentu je ovlivněn nejen empirickou konstantou reprezentující minimální rozdíl jasu nutný k rozeznání hrotu intervenčního nástroje v obraze, ale také arbitrárně stanovenou reakční dobou lékaře.

Při analýze výsledků musíme rovněž mít na paměti, že hodnoty frekvencí prezentace obrazu byly získány na základě pevně stanoveného počtu disponibilních sektorů. Naměřené výsledky pak názorně demonstrují efektivitu volby tohoto počtu. Tímto způsobem lze odhalit situaci, kdy zobrazovací systém poskytuje lékařům obrazy se zbytečně vysokou frekvencí prezentace obrazu, v důsledku čehož jsou zatěžovány všechny dotčené osoby.

Východisko z tohoto problému by spočívalo ve snížení počtu využívaných sektorů. Pokud je volba počtu sektorů spjata s vlastnostmi datově-akvizitního systému či mechanické konfigurace ZS, může být její změna provedena např. se úpravou rychlosti rotace gantry.

Tato problematika se však týká aspektů konstrukce zobrazovacího systému a její řešení je nad rámec této práce.

10.3. Doslov k optimalizaci procesu zobrazení

Veškeré vztahy mezi jednotlivými akvizitními a rekonstrukčními parametry fluoroskopického procesu zobrazení nabývají lineárního charakteru. Tato skutečnost optimalizaci mimořádně znesnadňuje. Nelinearita (a tudíž i existence globálního maxima) byla zavedena až pomocí úprav reprezentujících lidský faktor (např. minimální rozdíl jasu rozlišitelný pouhým okem či reakční doba lékaře). Optimalizaci nebylo možné provést v rozsáhlejší měřítku zejména z důvodu neexistence vhodné obdobné korekce pro velikost fluoroskopického zkreslení či celkovou dobu intervence.

Je také nutné zdůraznit, že proces zobrazení byl v této práci resp. ve vytvářených simulátorech podstatně zjednodušen. Namísto skutečné patientské/lékařské dávky využíváme celkovou dobu intervence. Nezohledňujeme aspekty konstrukce ZS a nezabýváme se parametry datově-akvizitního systému (proto nelze vzít v úvahu vliv zřetěženého zpracování na volbu počtu sektorů). Rovněž ignorujeme výpočetní nároky jiných operací než inverzní Radonova transformace.

Také tato zjednodušení přispěla k obtížnosti provedení rozsáhlejší optimalizace fluoroskopického procesu zobrazení.

11. Závěr

V tomto diplomním projektu navazuji na svou bakalářskou práci věnující se rovněž modelování rekonstrukce obrazu při CT fluoroskopii. Jejím výstupem byl funkční simulátor, jehož předností byla možnost ovládání intervenčního nástroje v reálném čase. Tato funkce však vyžadovala nízké prostorové vzorkování scény, což znemožnilo jakékoliv kvantitativní hodnocení procesu zobrazení. Proto bylo rozhodnuto o vytvoření odlišného simulátoru výhradně analytického zaměření. Vytvořený program nalezne své využití ve výuce na ÚBMI.

Úvodní část práce se zabývá popisem procesu zobrazení u CT RTG zobrazovacích systémů. Samostatná kapitola je věnována CT fluoroskopii a její specifikům. Důraz je kladen zejména na specifický způsob rekonstrukce obrazu a pozornost je rovněž věnována způsobu ovládání zobrazovacího systému pomocí nožního pedálu. Úvodní část práce završuje návrh metodiky hodnocení fluoroskopického procesu zobrazení.

Po konzultaci s vedoucím diplomové práce bylo rozhodnuto zařadit do výuky také didaktický simulátor umožňující manuální manipulaci intervenčním nástrojem. Tento program vychází z produktu bakalářské práce a rozšiřuje funkce původního programu umožňující simulaci CT fluoroskopie v reálném čase. Kvůli usnadnění orientace v upraveném didaktickém simulátoru je několik stran této práce věnováno popisu jeho realizace.

V navazující části práce je pak představen návrh analytického simulátoru určeného ke kvantitativnímu a kvalitativnímu hodnocení procesu zobrazení, který byl posléze úspěšně realizován. Program je vytvořen podle koncepce kladoucí důraz na robustnost, intuitivnost ovládání a případnou snadnou modifikovatelnost jeho jednotlivých součástí.

Další kapitola se zabývá optimalizací měření kritériálních veličin. Zejména volba metodiky měření kontrastního rozlišení se ukázala jako zásadní, leč velmi obtížná záležitost.

Závěrečná část práce je věnována popisu vlivu jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení. Navazuje tak na poznatky získané během zpracování bakalářského projektu, které byly v této práci upraveny a rozšířeny. Dřívější domněnky, které se ukázaly jako chybné, jsou opraveny a příčiny předchozích omylů jsou osvětleny. Samostatná kapitola je věnována optimalizaci procesu zobrazení. Zabýváme se konfliktem mezi dosaženým prostorovým a kontrastním rozlišení v obrazech a také demonstrujeme vliv reakční doby lékaře na efektivitu prezentace obrazu.

Lze konstatovat, že diplomová práce shrnuje současné poznatky týkající se režimu CT fluoroskopie a umožňuje jeho simulaci a hodnocení. Rozbor problematiky tohoto skenovacího módu je zastřešen snahou o jeho optimalizaci. Výstupem práce jsou dva produkty – upravený didaktický simulátor a analytické programové prostředí umožňující kvantitativní a kvalitativní analýzu získaných obrazů s možností výhledové modifikace. Součástí práce je i návrh laboratorních cvičení.

Seznam literatury

- [1] ALI, F. *Computed Tomography Fluoroscopy System*. United States Patent US 7,006,592. 2006.
- [2] 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.
- [3] BUSHBERG, J. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2002. ISBN 0-683-30118-7.
- [4] CARLSON, S. K. Benefits and Safety of CT Fluoroscopy in Interventional Radiologic Procedures1. *Radiology*. 2001, roč. 219, č. 2, s. 515–520.
- [5] DALY, B. Real-time CT Fluoroscopy: Evolution of an Interventional Tool. *Radiology*. 1999, roč. 211, č. 2, s. 309-315.
- [6] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2004. ISBN 80-214-2788-4.
- [7] HOHL, C. Dose Reduction during CT Fluoroscopy: Phantom Study of Angular Beam Modulation. *Radiology*. 2008, roč. 246, č. 2, s. 519-525.
- [8] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upravené a rozšířené vydání, brož. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [9] JINGFEI, D. Parallel no-waiting pipelining accelerating CT image reconstruction based on FPGA. *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. 2010, s. 451-455.
- [10] KIM, G. R. CT fluoroscopy-guided lung biopsy versus conventional CT-guided lung biopsy: a prospective controlled study to assess radiation doses and diagnostic performance. *European Radiology*. 2011, roč. 21, č. 2, s. 232-239.
- [11] KIM, J. Real-time CT Fluoroscopy (CTF)-Guided Vertebroplasty in Osteoporotic Spine Fractures. *Yonsei Medical Journal*. 2005, roč. 46, č. 5, s. 635-642.
- [12] KOTTER, E. Initial clinical experience with 3D interventional software. *VISIONS*. 2013, č. 21, s. 20-21. Dostupné z: http://www.toshiba-medical.eu/upload/TMSE_MARCOM/VisionsMagazine/VISIONS%20Complete%20Editions/VISIONS21%20%28lowres%29.pdf?epslanguage=en
- [13] KOIZUKA, S. Percutaneous Radiofrequency Mandibular Nerve Rhizotomy Guided by CT Fluoroscopy. *American Journal of Neuroradiology*. 2006, roč. 27, č. 8, s. 1647–1648.

- [14] KOIZUKA, S. Percutaneous radio-frequency thermocoagulation of the Gasserian ganglion guided by high-speed real-time CT fluoroscopy. *Interventional neuroradiology*. 2009, roč. 51, s. 563-566.
- [15] MARZETTA, T. L. A surprising Radon transform result and its application to motion detection. *IEEE Transactions on Image Processing*. 1999, roč. 8, č. 8, s. 1039–1049.
- [16] PAULSON, E. K. CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures: Techniques and Radiation Dose to Radiologists. *Radiology*. 2001, roč. 220, č. 1, s. 161–167.
- [17] PROSCH, H. CT fluoroscopy-guided vs. multislice CT biopsy mode-guided lung biopsies: Accuracy, complications and radiation dose. *European Journal of Radiology*. 2012, roč. 81, č. 5, s. 1029–1033.
- [18] SCIULLI, R. L. CT-Guided Iliosacral Screw Placement: Technique and Clinical Experience. *American Journal of Roentgenology*. 2007, roč. 188, č. 2, s. 181–192.
- [19] SRA, J. Computed tomography-fluoroscopy image integration-guided catheter ablation of atrial fibrillation. *Journal of cardiovascular electrophysiology*. 2007, roč. 18, č. 4, s. 409-414.
- [20] WAGNER, A. L. CT Fluoroscopy–Guided Epidural Injections: Technique and Results. *American Journal of Neuroradiology*. 2004, roč. 25, č. 10, s. 1821–1823.

V analytickém 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>).

V analytickém simulátoru je využita funkce *text2im.m*. Tato funkce byla vytvořena Tobiasem Kiesslingem a je k dispozici ke stažení na File Exchange fóru společnosti MathWorks. (<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19896-convert-text-to-an-image>).

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

Seznam použitých zkratek

ABM	-	Angular Beam Modulation; algoritmus využívaný při CT fluoroskopii
AVI	-	Audio Video Interleave; formát souboru určený k ukládání videa
BMP	-	Formát souboru určený k ukládání bitmapových obrázků
CD	-	Compact Disc; kompaktní disk
CT	-	Computed Tomography; výpočetní tomografie
DBP	-	Direct BackProjection; algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
EMF	-	Enhanced Metafile Format; formát souboru k ukládání vektorové grafiky
FBP	-	Filtered BackProjection; algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
FOV	-	Field of View; zorné pole
HP	-	Hounsfieldův pruh
PC	-	Personal Computer; počítač
PDF	-	Portable Document Format; formát souboru pro přenos dat
PNG	-	Portable Network Graphics; formát souboru určený k ukládání obrázků
PSF	-	Point Spread Function
RJ	-	Rekonstrukční jednotka
ROI	-	Region of Interest; oblast zájmu
RTG	-	Rentgenové záření
SBP	-	Simple BackProjection; algoritmus rekonstrukce dat z projekcí
SNR	-	Signal-to-Noise Ratio; poměr užitečného signálu vůči šumu
TSF	-	Time Spread Function
ÚBMI	-	Ústav biomedicínského inženýrství
XLS	-	Formát souboru typu spreadsheet využívaný programem Microsoft Excel
ZS	-	Zobrazovací systém

Seznam příloh

- Příloha A - Obsah přiloženého CD
- Příloha B - Návod k laboratorním cvičením

Příloha A – Obsah příloženého CD

Elektronická verze práce

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

Zdrojové texty

Zdrojové texty, na které se v práci odkazují a které zároveň 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 pořadovým číslem obrázku v technické zprávě.

Realizovaný didaktický simulátor

V adresáři *Didaktický simulátor – nekompileovaný* je uložen realizovaný didaktický simulátor v jednotlivých souborech spustitelných v programovém prostředí MATLAB[®], které je potřeba mít na PC nainstalováno (včetně jeho součástí Image Processing Toolbox). Otevřením jednotlivých tzv. *m-souborů* lze spatřit zdrojový kód programu. Simulátor lze spustit pomocí souboru *manualni.m*.

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

Realizovaný analytický simulátor

V adresáři *Analytický simulátor – nekompileovaný* je uložen realizovaný analytický simulátor v jednotlivých souborech spustitelných v programovém prostředí MATLAB[®]. Otevřením jednotlivých tzv. *m-souborů* lze spatřit zdrojový kód programu. Simulátor lze spustit pomocí souboru *fluoro512.m*.

V adresáři *Analytický simulátor – kompileovaný* je uložen realizovaný analytický simulátor kompileovaný do souboru *fluoro512.exe*. Pro běh aplikace není potřeba spuštěné prostředí MATLAB[®], je však nutno jej mít na PC nainstalováno.

Příloha B – Návod k laboratornímu cvičení

Programový balíček: Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii

- Prostředí pro kvantitativní analýzu
- Výchukový simulátor s manuální manipulací

Prerekvizita: Znalost principů procesu projekčně-rekonstrukčního zobrazení

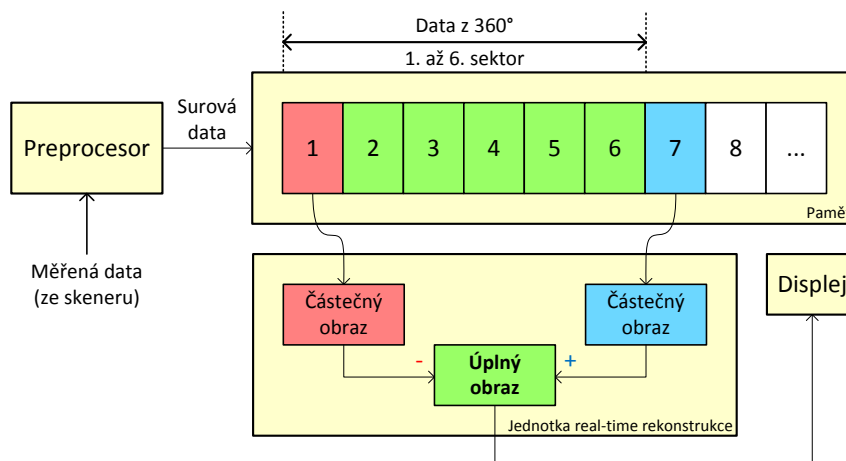
Obsah laboratorního cvičení

1. Představení skenovacího módu CT fluoroskopie
2. Provedení intervence s manuální manipulací nástrojem
3. Demonstrace vzniku fluoroskopického zkreslení
4. Vztah rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje
5. Optimalizace procesu zobrazení
6. Směrová analýza

1. Představení skenovacího módu CT fluoroskopie

CT fluoroskopie je skenovací mód zobrazovacího systému výpočetní tomografie, který je charakteristický uplatněním algoritmů vedoucím zejména ke zvýšení dosažené frekvence prezentace obrazu. Využívá se zvláště při zákrocích, které by byly bez neustále aktuální informace o lokalizaci intervenčního nástroje prakticky neproveditelné.

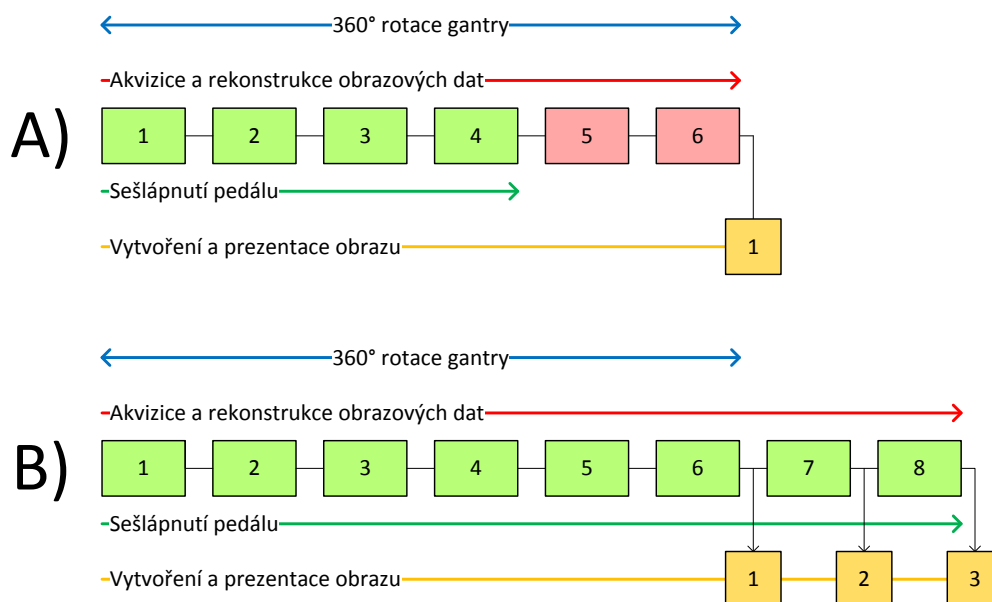
Díky požadavku na vysokou frekvenci prezentace obrazu využívá CT fluoroskopie specifického algoritmu rekonstrukce obrazu. Při aplikaci tohoto přístupu je soubor projekcí rozdělován do zvoleného počtu sektorů. Každý sektor tak odpovídá projekcím získaným během rotace gantry o poměrný počet stupňů (viz obrázek 1).



Obrázek 1: Princip rekonstrukce obrazu při CT fluoroskopii

Pokud např. rozdělíme projekce sejmuté během 360° rotace gantry do šesti sektorů, odpovídá každý sektor projekcím získaným během rotace gantry o 60°. První obraz studie získáváme rekonstrukcí obrazu ze všech šesti sektorů. Druhý obraz získáme přičtením rekonstruovaných dat sedmého a odečtením rekonstruovaných dat prvního sektoru (viz obrázek 1).

Během provádění zákroků při využití CT fluoroskopie ovládá lékař zobrazovací systém pomocí pedálu, který je umístěn v jeho blízkosti. Nožní pedál může pracovat buď v jednorázovém (tzv. tap mode), nebo v kontinuálním režimu. Při využití jednorázového režimu je získán a ihned prezentován jeden plnohodnotný snímek studie. Lékaři využívají tento režim k opakovanému ověření momentální polohy intervenčního nástroje. Principiálně se akvizice a rekonstrukce obrazu v tomto režimu neliší od analogických činností prováděných při využití konvenčních skenovacích módů. V kontinuálním režimu probíhá akvizice, rekonstrukce a prezentace obrazových dat po celou dobu sešlápnutí nožního pedálu. Blokové schéma způsobu akvizice, rekonstrukce a prezentace obrazových dat při aplikaci jednotlivých pracovních režimů nožního pedálu je zobrazeno na obrázku 2.



Obrázek 2: Srovnání jednorázového (A) a kontinuálního (B) pracovního režimu nožního pedálu

2. Provedení intervence s manuální manipulací nástrojem

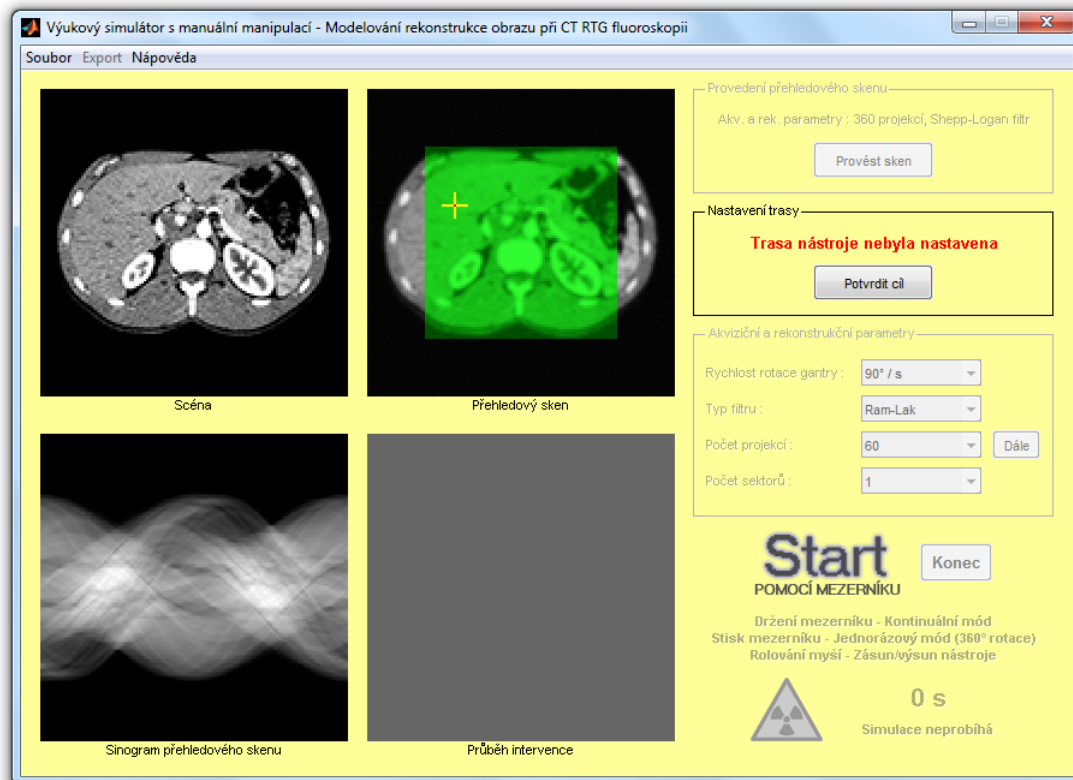
Nyní bude provedena simulace, kde budete v roli vyšetřujícího lékaře manipulovat s intervenčním nástrojem. Srovnáte oba pracovní režimy nožního pedálu a subjektivně posoudíte vliv jednotlivých parametrů procesu fluoroskopického zobrazení.

Zadání experimentu

Spusťte výukový simulátor s možností manuální manipulace.

Otevřete soubor s modelem scény (v menu vyberte položku *Soubor/Vybrat model scény*). Vyberte například soubor *abdomen2.png*. Scéna se zobrazí v okně *Scéna*. Tlačítkem *Provést sken* proveďte přehledový sken. V okně *Přehledový sken* se zobrazí rekonstruovaný obraz scény. Stisknutí tlačítka *Nastavit trasu* vám umožní nastavit cílovou pozici intervence (viz obrázek 3). Poté stejným tlačítkem potvrďte cílovou pozici a obdobný postup zopakujte při

výběru počáteční pozice intervenčního nástroje. Po potvrzení počáteční pozice vám bude vyznačena trasa intervence (můžete ji nyní libovolně upravit)



Obrázek 3: Vzhled okna programu v průběhu nastavování cílové pozice intervenčního nástroje

Poté pokračujte volbou akvizičních a rekonstrukčních parametrů – rychlost rotace gantry nastavte na $360^\circ/s$, 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.

Od této chvíle se bude mezerník na vaší klávesnici chovat jako nožní pedál zobrazovacího systému. Stiskem mezerníku aktivujete jednorázový pracovní režim nožního pedálu. Pokud mezerník přidržíte, bude prováděna akvizice, rekonstrukce a prezentace obrazů, dokud jej nepustíte.

Pomocí rolovacího tlačítka vaší myši budete zasouvat (rolování od sebe) a vysouvat (rolování k sobě) intervenční nástroj nezávisle na tom, zdali právě probíhá akvizice obrazových dat.

Neustále budete mít k dispozici 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.

Započnete zákrok pomocí mezerníku. Jeho stisknutím budete pozorovat naplnění jednotlivých sektorů, na jehož konci vám bude prezentován první plnohodnotný obraz studie. Zkuste

zasouvat nástroj až k cílové pozici. Jeho polohu si můžete kdykoliv ověřit pomocí opětovného stisku mezerníku.

Nyní mezerník přidržíte a ovládejte intervenční nástroj pomocí rolovacího tlačítka myši. Pozorujte fluoroskopické zkreslení v oblasti hrotu intervenčního nástroje během jeho pohybu.

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

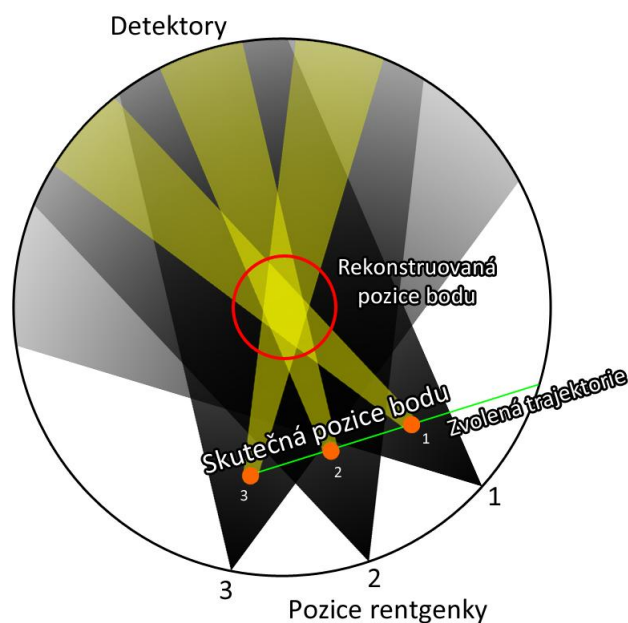
Proveďte intervenci i pro další modely scény s různým nastavením akvizičních a rekonstrukčních parametrů fluoroskopického procesu zobrazení. Bezpodmínečně si vyzkoušejte provést intervenci při volbě velmi nízkého počtu projekcí.

Úkoly

- Srovnejte pracovní režim nožního pedálu jak z hlediska pohodlného provedení zákroku, tak z hlediska expozice pacienta ionizujícím zářením.
- Popište vliv počtu projekcí na proveditelnost intervence.

3. Demonstrace vzniku fluoroskopického zkreslení

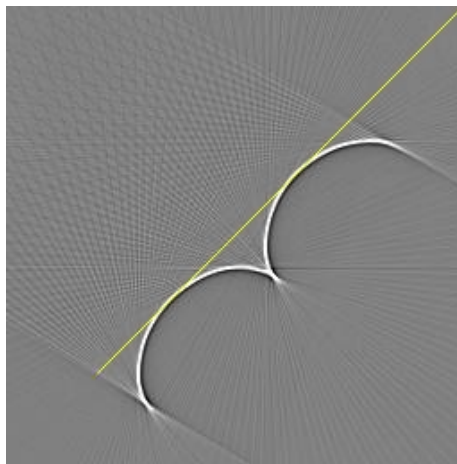
Při aplikaci skenovacího módu CT fluoroskopie není scéna v důsledku pohybu intervenčního nástroje během 360° rotace gantry stacionární. Tato skutečnost vede ke vzniku tzv. **fluoroskopického zkreslení** v získaných obrazech. Intuitivně lze odhadnout, že čím bude pohyb nástroje výraznější, tím bude vzniklé zkreslení rozsáhlejší. Rovněž lze říci, že vyšší rychlost rotace gantry má za následek nižší velikost fluoroskopického zkreslení. V zásadě lze oba parametry procesu zobrazení transformovat do veličiny, která udává informaci o počtu pixelů, o který se nástroj posunul během rotace gantry o jednotkový úhel. Poté závisí velikost fluoroskopického zkreslení pouze na takto definované veličině.



Obrázek 4: Mechanismus vzniku fluoroskopického zkreslení

Charakter fluoroskopického zkraslení je určen směrem posunu intervenčního nástroje vůči momentálnímu pohybu rentgenky. Sledujeme-li paprskové průměty, jejichž velikost je tvořena modelem Diracova impulsu ve scéně (tzv. modelování TSF (Time Spread Function), viz dále), všimneme si, že dochází k jejich sumaci v bodě, jehož poloha je závislá na momentálním pohybu rentgenky. Protíná-li ve sledovaném časovém okamžiku pohyb rentgenky přímkou vzniklou extrapolací trajektorie intervenčního nástroje, dochází k sumaci na trase intervenčního nástroje. Avšak pokud je osa svazku ionizujícího záření kolmá k trajektorii instrumentu, sumace nastává mimo tuto trasu (viz obrázek 4).

Modelování TSF (Time Spread Function) je jedním z režimů simulace a zároveň také jedním z nástrojů pro hodnocení fluoroskopického procesu zobrazení. Jedná se o časový vývoj PSF (Point Spread Function) postupně se posouvajícího modelu Diracova impulsu po zvolené trase zvolenou rychlostí.



Obrázek 5: Simulované fluoroskopické zkraslení (šedotónově); znázorněné zanoření nástroje (žlutě)

Podíváme-li se na získané obrazy, lze pozorovat zkraslení v podobě dvou půlkružnic (v rámci zjednodušení považujeme poloosy elipsy za totožné) namísto skutečné trajektorie intervenčního nástroje (viz obrázek 5). Půlkružnice jsou právě dvě, neboť projekce jsou periodické s periodou 180° . Poloměr těchto kružnic závisí na výše definované veličině vycházející z poměru mezi rychlostí pohybu intervenčního nástroje a rychlostí rotace gantry.

Zadání experimentu

V této části cvičení bude provedena simulace, při které si budete moci sami ověřit vliv jednotlivých parametrů procesu zobrazení na velikost fluoroskopického zkraslení.

Spusťte prostředí pro kvantitativní analýzu.

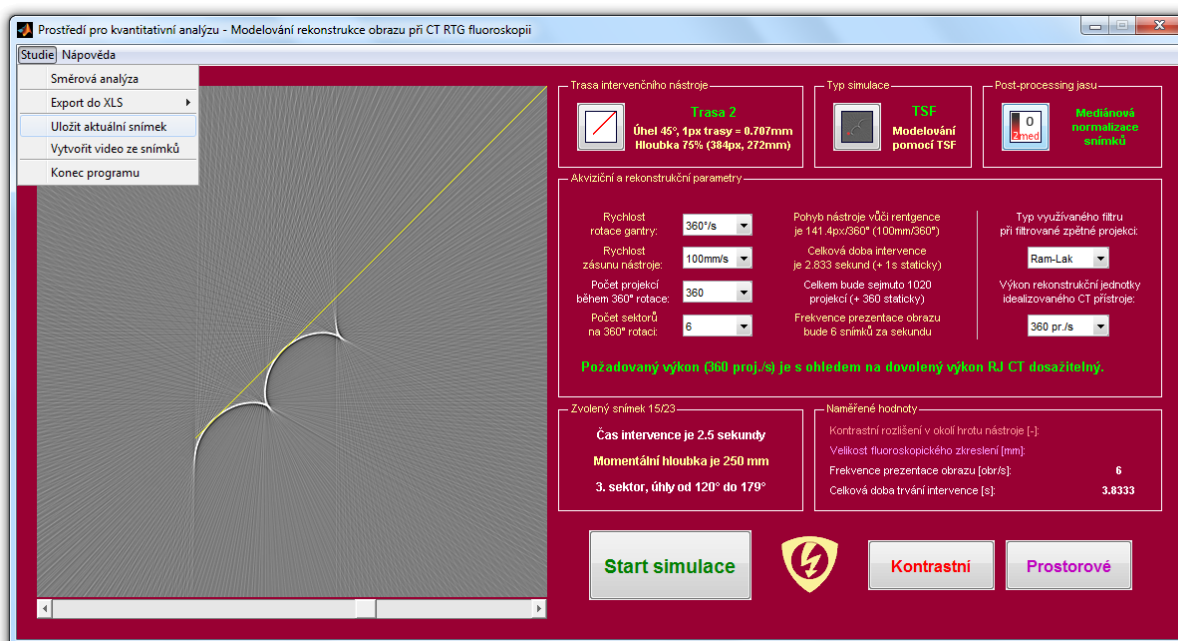
Zvolte trasu intervenčního nástroje (symbol otazníku v panelu *Trasa intervenčního nástroje*). Dále vyberte režim simulace *modelování TSF* (panel *Typ simulace*) a metodu post-processingu jasu *mediánová normalizace snímků* (panel *Post-processing jasu*). Chceme-li měřit velikost fluoroskopického zkraslení, volíme vždy tyto atributy simulace.

Poté nastavte akviziční a rekonstrukční parametry procesu zobrazení. Můžete zvolit například: rychlost rotace gantry $360^\circ/\text{s}$, rychlost zásunu nástroje 100 mm/s , 360 projekcí sejmutých

během 360° rotace gantry bude rozdělováno do 6 sektorů, využíván bude Ram-Lakenův filtr a výkon rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému bude 360 projekcí za vteřinu.

Nyní spusťte simulaci a vyčkejte jejího dokončení. Bude simulována intervence, kdy je nástroj zasouván do prázdné scény a po dokončení zásunu proběhne jedna 360° rotace gantry. Intervence tedy skončí těsně před započítáním fluorografického charakteru rekonstrukce.

Poté Vám jsou jednotlivé získané snímky prezentovány v centrálním okně programu a vy jimi můžete procházet buď pomocí posuvníku či rolováním myši (viz obrázek 6). Ke každému snímku Vám jsou v panelu *Zvolený snímek* zobrazeny příslušné informace. V panelu *Naměřené hodnoty* již vidíte vypočtenou dosaženou frekvenci prezentace obrazu a celkovou dobu intervence.



Obrázek 6: Vzhled ústředního okna programu při prezentaci obrazů demonstrujících vznik fl. zkreslení

*Právě tyto dvě veličiny jsou jedním z kritérií pro hodnocení procesu zobrazení. **Frekvence prezentace obrazu** reprezentuje dosažené časové rozlišení. Protože nejsme schopni měřit množství absorbovaného ionizujícího záření, bude tato veličina zastoupena **dobou trvání procedury**. Hodnocení prostorového rozlišení bude prováděno pomocí měření **velikosti fluoroskopického zkreslení**. Pro hodnocení kontrastního rozlišení v obraze budeme využívat **hodnotu kontrastu hrotu nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu** (touto veličinou se však prozatím nemusíte zabývat).*

Procházejte nyní získanými snímky a všimněte si, kdy dochází k sumaci paprskových průmětů na resp. mimo trasu intervenčního nástroje. V souladu s teorií by k sumaci mimo trasu mělo docházet ve chvílích, kdy byl sejmuto sektor s projekcemi, které obsahují úhel kolmý na úhel zásunu intervenčního nástroje. Veškeré informace o těchto zmíněných úhlech naleznete v panelech *Trasa intervenčního nástroje* resp. *Zvolený snímek*. Trasa intervenčního nástroje je znázorněna v centrálním okně žlutě (viz obrázek 6).

Jakmile budete rozumět principu vzniku fluoroskopického zkreslení, vyberte libovolný snímek a přistupte k měření jeho velikosti pomocí tlačítka *Prostorové*. Otevře se Vám zvláštní

subaplikace. Velikost fluoroskopického zkraslení představuje vzdálenost hrotu fluoroskopické výchyly od trajektorie intervenčního nástroje. Ve zvoleném snímku vyznačíte tahem myši oblast zájmu, která Vám bude vzápětí zvětšena. Zde označte pixel ležící ve středu hrotu fluoroskopické výchyly. Svůj odhad můžete zpřesnit pomocí šipek na klávesnici či poloautomatické funkce (tlačítko *Maximum v kolmici*). Jakmile budete s detekcí hrotu spokojeni, ukončete subaplikaci.

Právě jste změřili velikost fluoroskopického zkraslení. Proveďte simulace s odlišnými rychlostmi rotace gantry a rychlostmi zásunu intervenčního nástroje (v této fázi cvičení ignorujte případné varování o neuložení dosažených výsledků). Všimněte si jejich vlivu na výslednou velikost fluoroskopického zkraslení.

Vybraný snímek si můžete uložit do formátu PNG či BMP (menu *Studie/Uložit aktuální snímek*). Sérii získaných snímků je možné uložit do souboru videa AVI (menu *Studie/Vytvořit video ze snímků*).

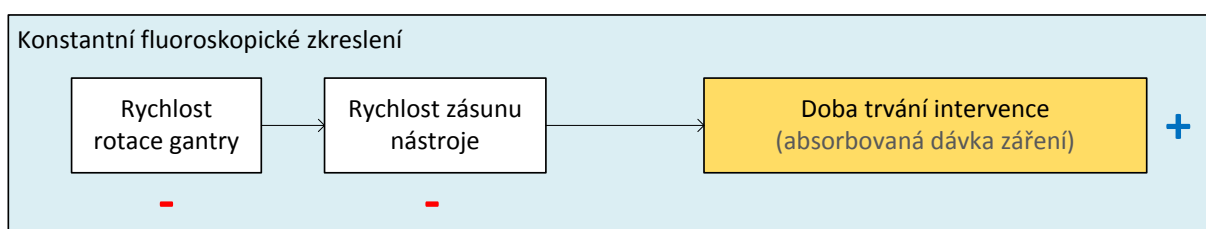
Úkoly

- Proveďte simulace pro různá nastavení parametrů fluoroskopického procesu zobrazení a změřte příslušné velikosti fluoroskopického zkraslení.
- Subjektivně popište vliv rychlosti zásunu intervenčního nástroje a rychlosti rotace gantry na velikost fluoroskopického zkraslení.

4. Vztah rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje

Z předchozího úkolu již víme, že velikost fluoroskopického zkraslení je určena poměrem rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu intervenčního nástroje (či pohybu Diracova impulzu).

Tento vztah je dokumentován na obrázku 7. Lze jej také interpretovat tak, že volbou nižší rotace gantry musíme nástroj zasouvat pomaleji, aby byl zachován stejný rozsah fluoroskopického zkraslení. Tímto způsobem dochází ale k prodlužování doby trvání intervence.



Obrázek 7: Vztah rychlosti rotace gantry a rychlosti zásunu nástroje a jeho vliv na dobu trvání intervence

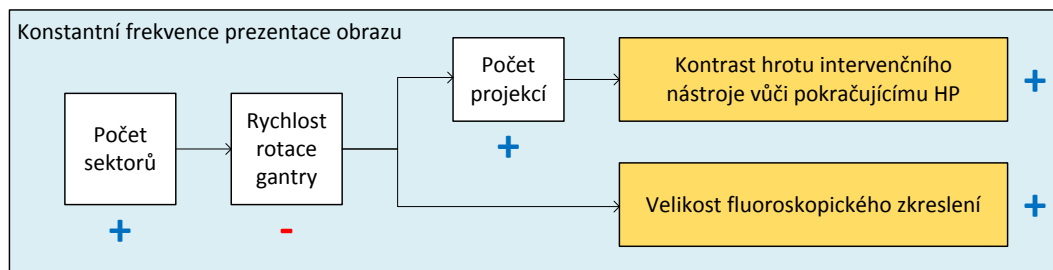
Zadání experimentu

Proveďte obdobné simulace jako v předchozí části cvičení. V prvním případě zvolte rychlost zásunu např. 60 mm/s a rychlost rotace gantry např. 180°/s. Při druhé simulaci vyberte rychlost zásunu 30 mm/s a rychlost rotace gantry 90°/s. Výsledné fluoroskopické zkraslení by mělo být totožné. Popište vlivy těchto voleb na dobu trvání intervence.

5. Optimalizace procesu zobrazení

Hlavním důvodem využití CT fluoroskopie s kontinuálním pracovním režimem nožního pedálu při zákroku je nutnost zobrazování získávaných obrazů v reálném čase. Proto je frekvence prezentace obrazu zásadním kritériem pro hodnocení procesu zobrazení. Protože nový obraz studie je získán vždy po rekonstrukci všech projekcí jednoho sektoru, ovlivňuje zvolený počet disponibilních sektorů 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. Pokud rychlost rotace gantry snížíme n -krát, můžeme při zachování stejných nároků na výkon rekonstrukční jednotky zobrazovacího systému n -krát zvýšit počet projekcí. Frekvence prezentace obrazu zůstává neměnná, zvýšíme-li při snížení rychlosti rotace gantry počet disponibilních sektorů právě n -krát (viz obrázek 8).



Obrázek 8: Diagram vzájemných vztahů mezi parametry procesu zobrazení. Při konstantní frekvenci prezentace obrazu umožňuje volba vyššího počtu sektorů snížení rychlosti rotace gantry a následné zvýšení počtu projekcí při zachování nároků na výkon rekonstrukční jednotky ZS

Rychlost rotace gantry tak hraje roli v konfliktu mezi kontrastním a prostorovým rozlišením. Snížíme-li rychlost rotace gantry, okamžitě vzroste velikost fluoroskopického zobrazení. Pokud ale současně zvýšíme počet využívaných projekcí během 360° rotace gantry, je dosaženo vyššího kontrastního rozlišení v obraze.

Kontrastní rozlišení je determinováno kontrastem hrotu intervenčního nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu. Tento artefakt vzniká při zásunu nástroje do prázdné scény (jeden z režimů simulace). Platí, že toto zobrazení je tím vyšší, čím je nástroj hlouběji zasunut, a zároveň se snižuje s vyšším počtem sejmutých projekcí během 360° rotace gantry.

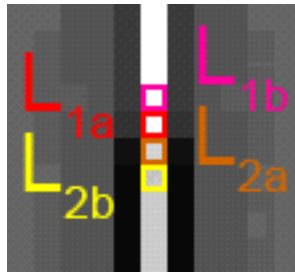


Obrázek 9: Artefakt Hounsfieldova pruhu (240 projekcí, Ram-Lakenův filtr)

Kontrast mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem vypočteme následujícím způsobem

$$K = \max\left(\frac{L_{1A} + L_{1B}}{2} - \frac{L_{2A} + L_{2B}}{2} - 32; 0\right),$$

kde L_{1A} , L_{1B} , L_{2A} , L_{2B} jsou pixely dle schématu na obrázku 10. Hodnota 32 reprezentuje minimální rozdíl jasu, který je nutný, aby byl hrot nástroje detekovatelný pouhým okem, a byla stanovena empiricky.



Obrázek 10: Znáornění zájmových pixelů

Zadání experimentu

Vyberte trasu intervenčního nástroje, jako režim simulace zvolte *zásun do prázdné scény* a vyberte *prostou normalizaci snímků* jako metodu post-processingu jasu. Nastavte akviziční a rekonstrukční parametry procesu zobrazení (můžete nastavit stejné hodnoty jako v předešlých případech) a spusťte simulaci.

Po provedení výpočtu si prohlédněte získané snímky. Ověřte, že tvar fluoroskopického zkreslení je stejný i při aplikaci *zásunu do prázdné scény*.

Nyní přistupte k měření kontrastu (tlačítko *Kontrastní*). Bude Vám znázorněno okolí hrotu intervenčního nástroje a zobrazena hodnota kontrastu vypočtená pomocí výše uvedeného vztahu.

Nyní provedete další simulaci v rámci stejné studie. Změňte režim simulace na *modelování TSF* a metodu post-processingu jasu na *mediánovou normalizaci snímků*. **Trasu intervenčního nástroje a ostatní akviziční a rekonstrukční parametry procesu zobrazení neměňte!** Proveďte simulaci.

Dříve změřená hodnota kontrastu je na rozdíl od ostatních kriteriálních veličin zobrazena normálním řezem písma (hodnoty z aktuální simulace jsou značeny tučně). Proveďte měření velikosti fluoroskopického zkreslení.

Pokud jste v předchozí simulaci změřili kontrastní rozlišení a nyní jste zjistili velikost fluoroskopického zkreslení (samozřejmě za předpokladu, že jste dodrželi pravidla pro změny akvizičních a rekonstrukčních parametrů), můžete přistoupit k exportu dat do programu Microsoft Excel. Nejdříve přidáte aktuální výsledky do tzv. fronty (menu *Studie/Export do XLS/Přidat do fronty*). Pokud proběhlo přidání úspěšně, můžete nyní export dokončit (menu *Studie/Export do XLS/Dokončit*). Zvolte název souboru a otevřete si soubor v programu Microsoft Excel.

Jedním z vypočtených parametrů je poměr kontrastu (mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem) a velikosti fluoroskopického zkreslení. Tato veličina bude figurovat jako hlavní kritérium optimalizace procesu zobrazení.

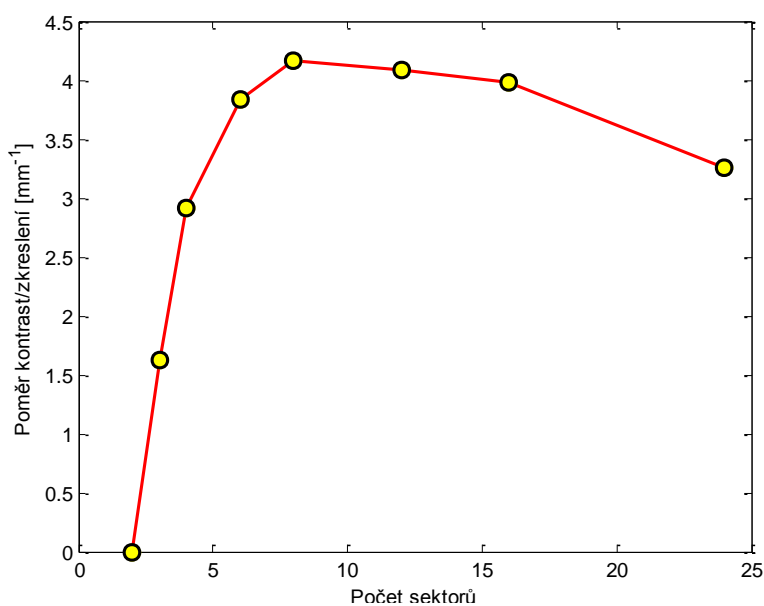
Proveďte několik studií (v každé budou dvě simulace se stejnými parametry, jen pro měření kontrastního rozlišení využijete *zásun do prázdné scény a prostou normalizaci snímků* a pro zjištění velikosti fluoroskopického zkreslení provedete *modelování TSF s mediánovou normalizací snímků*).

Akviziční parametry procesu zobrazení volte tak, aby byla dodržena požadovaná frekvence prezentace obrazu a výkon rekonstrukční jednotky ZS. Můžete se inspirovat následujícím příkladem (viz tabulka 1), kde byla frekvence prezentace obrazu stanovena na 6 snímků za vteřinu a výkon rekonstrukční jednotky ZS na 360 projekcí za sekundu.

Tabulka 1: Akviziční a rekonstrukční parametry jednotlivých studií při frekvenci prezentace obrazu 6 obr./s a výkonu rekonstrukční jednotky ZS 360 proj./s

Číslo studie	1	2	3	4	5	6	7	8
Rychlost rotace gantry [°/s]	90	135	180	270	360	540	720	1080
Počet sektorů	24	16	12	8	6	4	3	2
Počet projekcí	1440	960	720	480	360	240	180	120

Každou provedenou studii přidejte do fronty (tj. po zjištění kontrastu a velikosti fluoroskopického zkreslení v rámci každé studie). Po přidání poslední studie do fronty dokončete export do programu MS Excel. V něm vykreslete závislost poměru mezi kontrastem a fluoroskopickým zkreslením na volbě počtu sektorů či volbě počtu projekcí (příklad takové závislosti je zobrazen na obrázku 11).



Obrázek 11: Závislost poměru kontrast/zkreslení na zvoleném počtu sektorů

Úkoly

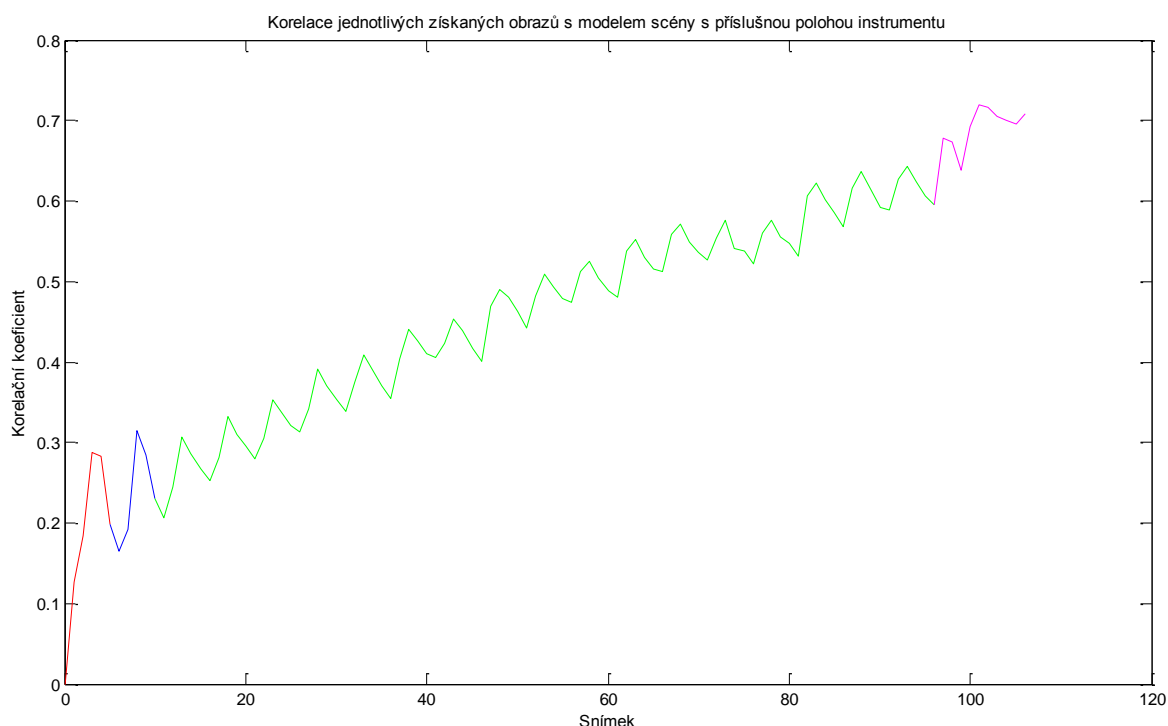
- Proved'te optimalizaci procesu zobrazení a zkuste určit způsob, jak by bylo možné změnit polohu maxima v průběhu závislosti poměru kontrast/zkreslení na počtu sektorů resp. projekcí.

6. Směrová analýza

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 (viz obrázek 12 resp. 13). Pro vysvětlení tohoto jevu využijeme poznatky o vlivu vzájemného vztahu mezi momentální pozicí rentgenky a směrem zásunu intervenčního nástroje na okamžitou velikost fluoroskopického zkreslení.

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.



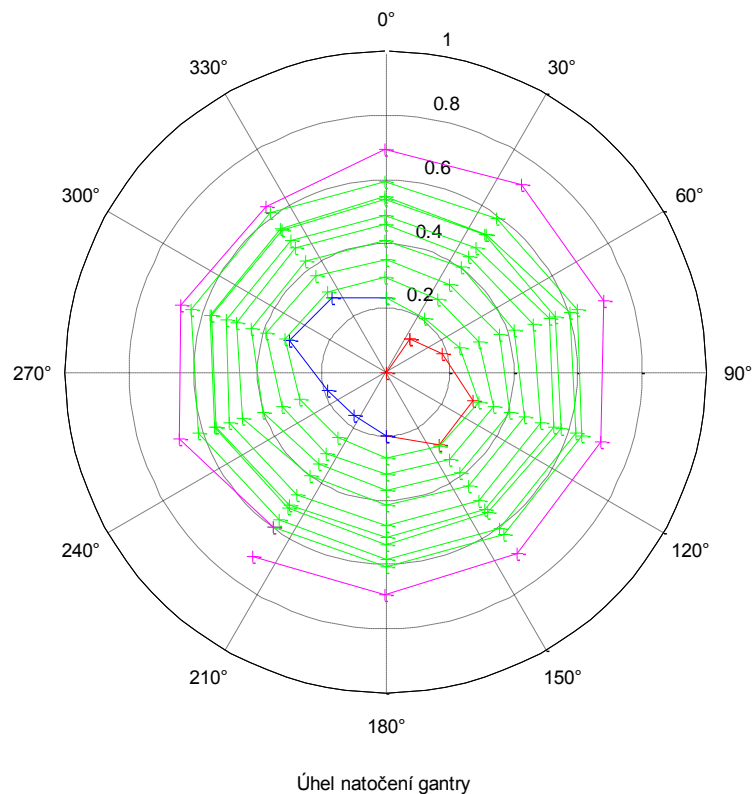
Obrázek 12: Vývoj korelačního koeficientu v čase

Zadání experimentu

Vyberte trasu intervenčního nástroje č. 1 (zásun shora do hloubky 192 mm). Zvolte režim simulace *zásun do prázdné scény* a prostou normalizaci jasu jako *metodu post-processingu jasu*. Nastavte akviziční a rekonstrukční parametry procesu (volte je libovolně, pouze rychlost zásunu intervenčního nástroje dejte např. 15 či 20 mm/s). Proved'te simulaci.

Po jejím skončení pokračujte volbou v menu *Studie/Směrová analýza*. Analyzujte průběhy korelačních koeficientů s ohledem teoretické znalosti uvedené na předchozí stránce. Zobrazené grafy si můžete uložit.

Korelace jednotlivých získaných obrazů s modelem scény s příslušnou polohou instrumentu



Obrázek 13: Vývoj korelačního koeficientu v závislosti na úhlu odchylky gantry od výchozí polohy

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. 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 těchto oscilací.

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