

X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY FLUOROSCOPY SIMULATION

Petr Bainer

Master Degree Programme (2), FEEC BUT

E-mail: xbaina00@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Aleš Drastich

E-mail: drastich@feec.vutbr.cz

Abstract: In the introductory part of the paper, specific x-ray computed tomography fluoroscopy reconstruction approaches are being discussed. The following part deals with aim of imaging parameters optimization, proposes evaluation methods and defines evaluative quantities. In the final part, the implemented software is described and results of fundamental simulations are being discussed.

Keywords: CT fluoroscopy, fluoroscopy distortion, Hounsfield stripe, imaging optimization

1 ÚVOD

CT fluoroskopie je skenovací režim zobrazovacího systému výpočetní tomografie (CT), při kterém se uplatňují algoritmy vedoucí zejména ke zvýšení dosažené frekvence prezentace obrazu v reálném čase při zachování přiměřených nároků na výpočetní kapacitu rekonstrukční jednotky (RJ). CT fluoroskopie nachází využití při intervenčních zákrocích vyžadujících precizní a aktuální informaci o poloze používaného nástroje. Mezi tyto zákroky patří například různé druhy biopsií a vertebroplastik. [2] [3]

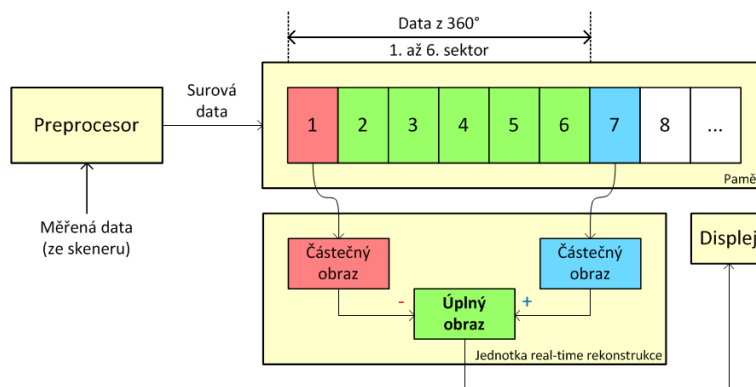
Tato práce si klade za cíl vytvoření programu, pomocí kterého bude provedeno kvantitativní hodnocení procesu zobrazení, a následně nalezení optimálních hodnot akvizičních a rekonstrukčních parametrů procesu. Spolu s dříve vytvořeným simulátorem modelujícím kvalitativní vliv jednotlivých parametrů bude nově vytvořený program nasazen do výuky na Ústavu biomedicínského inženýrství.

2 SPECIFIKA REKONSTRUKCE OBRAZU PŘI CT FLUOROSKOPII

Charakteristickým prvkem algoritmu rekonstrukce obrazu při CT fluoroskopii je rozčlenění sejmutých projekcí do zvoleného počtu sektorů (obrázek 1). Každý sektor odpovídá projekcím získaným během rotace gantry o poměrný počet stupňů. Nový snímek je prezentován vždy po naplnění aktuálního sektoru projekcemi a jejich následné rekonstrukci. Pokud např. rozdělíme projekce sejmuté během 360° rotace gantry do šesti sektorů, přísluší každému sektoru projekce získané během rotace gantry o 60°. První plnohodnotný snímek získáme rekonstrukcí projekcí všech šesti sektorů. Druhý obraz je pořízen přičtením rekonstruovaných dat sedmého sektoru a odečtením dat příslušejících prvnímu sektoru. Při využití této metody se informace z každé projekce uplatní ve více snímcích, čímž je dosaženo vyšší frekvence prezentace obrazu. [2]

3 HODNOCENÍ PROCESU ZOBRAZENÍ CT FLUOROSKOPIE

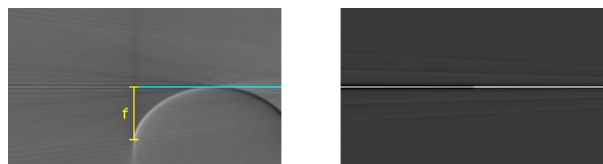
Nevýhodou CT fluoroskopie je relativně dlouhá doba, po kterou jsou pacient a lékař vystaveni ionizujícímu záření. Chceme-li tedy snížit dávku absorbovanou těmito osobami, musíme přistoupit k využití nižších hodnot elektrického množství a anodového napětí. Důsledkem tohoto opatření bývá zejména zhoršení prostorového a energetického rozlišení obrazu. Z tohoto důvodu je mimořádně důležité optimalizovat parametry procesu zobrazení tak, abychom maximalizovali dosažené časové rozlišení zís-



Obrázek 1: Schéma rekonstrukce obrazu při CT fluoroskopii

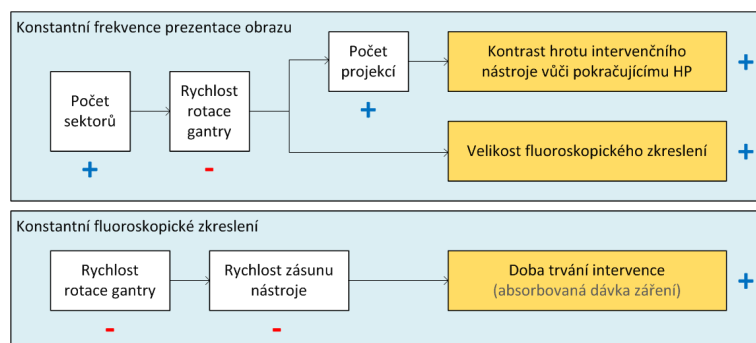
kávaných obrazů při zachování rozumného prostorového a energetického rozlišení a minimalizaci množství absorbovaného ionizujícího záření. [2]

Časové rozlišení představuje v našich experimentech veličina *frekvence prezentace obrazu*. Absorbovaná dávka ionizujícího záření je pak reprezentována *dobou trvání procedury*. Pro hodnocení dosaženého prostorového rozlišení využíváme měření *velikosti fluoroskopického zkreslení*. Jedná se o vzdálenost mezi skutečnou a rekonstruovanou pozicí hrotu intervenčního nástroje (viz obrázek 2 vlevo). Toto zkreslení vzniká díky současnému pohybu intervenčního nástroje a rotaci gantry. Energetické rozlišení obrazu představuje *kontrast hrotu nástroje vůči pokračujícímu Hounsfieldovu pruhu*. Tento artefakt závisí na hloubce zanoření intervenčního nástroje a celkovém počtu sejmutých projekcí během 360° rotace gantry (viz obrázek 2 vpravo).



Obrázek 2: Fluoroskopické zkreslení (vlevo), Hounsfieldův pruh za hrotem nástroje (vpravo)

Na obrázku 3 je znázorněn vliv jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů na vlastnosti obrazů studie. Jednotlivé vztahy byly experimentálně ověřeny v dříve vytvořeném programu [1].



Obrázek 3: Vliv jednotlivých akvizičních a rekonstrukčních parametrů na získané snímky

4 REALIZACE PROGRAMU

Program je realizován v grafickém prostředí programu MATLAB[®]. Bezprostředně po spuštění dojde k otevření ústředního okna programu. V tomto okně uživatel volí akviziční a rekonstrukční parametry procesu a probíhá zde rovněž výpočet a prezentace získaných obrazů. Pomocí tohoto okna lze také spouštět funkce probíhající v samostatných oknech (např. měření jedné z výše definovaných veličin).

Uživatel má k dispozici dva režimy simulace. Buď může být nástroj zasouván do prázdné scény (tj. do homogenního prostředí tvořeného vzduchem), nebo může využít modelování *TSF (Time Spread Function)*, což představuje časový vývoj *PSF (Point Spread Function)* zvolenou rychlostí se posouvajícího modelu Diracova impulsu po zvolené trase. Získané snímky jsou kvantitativně analyzovány.

5 DOSAŽENÉ VÝSLEDKY

Byla provedena analýza vztahu mezi energetickým a prostorovým rozlišením získávaných snímků při pevně stanovené frekvenci prezentace obrazu. V součinnosti se snížením rotace gantry lze zvýšit využívaný počet sektorů. Protože tímto krokem snižujeme nároky na výkon RJ, můžeme zvolit vyšší počet projekcí, které budou sejmuty během 360° rotace gantry (viz obrázek 3). Nevýhodou je pak zvětšení fluoroskopického zkreslení (předpokládáme-li konstantní rychlost zásunu nástroje).

V následujícím experimentu jsme zasouvali nástroj rychlostí 20 mm/s zprava do prázdné scény. Hloubka zásunu činila 75 % šířky *FOV (Field of View)*. Pro rekonstrukci obrazu byla využita filtrovaná zpětná projekce, při které se spolu s tzv. ramp-filtrem uplatnil Ram-Lakenův filtr. Výkon RJ byl 90 projekcí za vteřinu. Požadovanou frekvenci prezentace obrazu f_{obr} jsme stanovili na 3 snímky za vteřinu. Pro jednotlivé simulace jsme dále zvolili počet sektorů s , rychlost rotace gantry ω_{gantry} a počet projekcí p . Předmětem experimentu bylo změření kontrastu mezi hrotem nástroje a pokračujícím Hounsfieldovým pruhem K_{HP} a velikosti fluoroskopického zkreslení d_{fl} , resp. jejich poměru. Hodnoty parametrů pro jednotlivé simulace jsou spolu s výsledky uvedeny v tabulce 1.

f_{obr} [obr/s]	s [-]	ω_{gantry} [°/s]	p [-]	K_{HP} [-]	d_{fl} [mm]	K_{HP}/d_{fl} [mm ⁻¹]
3	2	540	60	0,0220	2,0	0,0110
3	4	270	120	0,0401	3,5	0,0115
3	6	180	180	0,0671	5,0	0,0134
3	12	90	360	0,1213	11,5	0,0105

Tabulka 1: Akviziční a rekonstrukční parametry jednotlivých simulací a výsledky experimentu

Jak můžeme vidět, nejpříznivější poměr kontrastu a velikosti fluoroskopického zkreslení bylo dosaženo při simulaci, kdy bylo zvoleno rozdělení projekcí do šesti sektorů. Tento počet sektorů skutečně bývá pravidelně využíván výrobcí zobrazovacích systémů v implementacích režimu CT fluoroskopie. Navazující experimenty budou zaměřeny na hledání optimálního poměru mezi frekvencí prezentace obrazu, kontrastem hrotu intervenčního nástroje a velikostí fluoroskopického zkreslení.

REFERENCE

- [1] BAINAR, P. *Modelování rekonstrukce obrazu při CT RTG fluoroskopii*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [2] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
- [3] KIM, J. Real-time CT Fluoroscopy (CTF)-Guided Vertebroplasty in Osteoporotic Spine Fractures. *Yonsei Medical Journal*. 2005, roč. 46, č. 5, s. 635–642.