

# MOVEMENT CORRECTION IN THORACIC DYNAMIC CONTRAST CT DATA

**Roman Jakubíček**

Master Degree Programme (2.), FEEC BUT

E-mail: xjakub08@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Petr Walek

E-mail: walek@feec.vutbr.cz

**Abstract:** A registration method for movement correction in thoracic dynamic contrast imaging data is proposed in this paper. The method is based on a 4D (3D + time) free-form B-spline deformation model with initial deformation field determined by the analysis of disparities based on a nonlinear matched filtering. The values of control points which defines local deformations are optimized by the Nelder–Mead method. The proposed algorithm is performed directly on the real patient dynamic contrast CT data.

**Keywords:** Nonrigid registration, 4D dynamic medical image, movement correction

## 1 ÚVOD

U dynamických vyšetření pomocí tomografických zobrazovacích modalit je v některých případech nutné odstranit pohyb snímané scény. Častým případem je dynamické kontrastní vyšetření hemoperfuze plic u onkologických pacientů. Ze série kontrastních snímků se poté vypočítávají parametrické mapy zobrazující funkční parametr tkání. Jedním z požadavků pro získání korektních map je prostorová koherence zobrazovaných orgánů. Vlivem dýchání a činnosti srdce dochází při snímání k pozičním změnám cév a prostorové deformaci plicní tkáně.

Navržená metoda využívá flexibilní geometrické transformace k eliminaci pohybů v třírozměrných datech vyvíjejících se v čase. Je zde aplikován Nelderův-Meadův optimalizační algoritmus k dosažení slícování dat.

## 2 NAVRŽENÁ METODA PRUŽNÉ REGISTRACE

Pro slícování 4D (3D + čas) dat byla navržena metoda založená na flexibilní B-splajn deformaci s negradientní optimalizací. Algoritmus se skládá z několika kroků. Jako první nalezneme korespondující CPs, poté inicializuje deformační pole vektorů, které jsou dále optimalizovány. Dalším krokem je aproximace hodnot pro všechny voxely a následná flexibilní geometrická transformace obrazu.

Při určování deformace pro popis rozdílů mezi obrazy používáme Lagrangeovův přístup, který vzájemně srovnává aktuální snímek v čase  $t$  s referenčním snímkem v čase  $t_0$ . Je vybrán jeden obraz přímo z určitého časového okamžiku a je považován za referenční snímek.

### 2.1 INICIALIZACE DEFORMAČNÍHO POLE

V závislosti na vlastnostech uniformního kubického B-splajnu je nutné vytvořit pravidelnou síť kontrolních bodů. Počet těchto bodů je nutné volit s ohledem na výskyt lokálních deformací a výpočetní náročnost. Pro účely registrace CT snímků o rozměrech  $512 \times 512 \times 11$  a s ohledem na výskyt lokálních deformací a úroveň šumu je zvolena mřížka  $34 \times 34 \times 1$  kontrolních bodů.

V dalším kroku je disparitní analýzou určeno pole vektorů posunu kontrolních bodů ve všech třech rozměrech mezi referenčním a pohyblivým obrazem. K výpočtu disparitních map je zde použit neli-

neární přizpůsobený filtr, který je popsán trojrozměrnou diskretní konvolucí realizovanou, z důvodu snížení výpočetní náročnosti, ve frekvenční oblasti. Pomocí filtru kosinového kritéria získáme lokální podobnostní mapu  $\mathbf{Y}$  mezi částí pohybového obrazu  $\mathbf{A}$  a vzorem  $\mathbf{H}$  vybraným z referenčního obrazu,

$$\mathbf{Y} = \mathbf{H} * \mathbf{A} / \sqrt{\mathbf{P}}, \quad (1)$$

kde  $\mathbf{P}$  je výsledek z konvoluce druhých mocnin hodnot matice  $\mathbf{A}$  a matice jedniček o stejné velikosti jako  $\mathbf{H}$  [1].

Nekorektně nalezené vektory posunů vlivem přítomnosti šumu v oblastech s homogenní jasovou hodnotou jsou eliminovány rozhodovací binární funkcí, která určí, zda je nalezená disparita korektní. Rozhodovacím pravidlem je zde absolutní hodnota rozdílu hodnot kosinového kritéria v kontrolním bodu a nalezeném korespondujícím bodu analyzovaného obrazu. Je tedy porovnávána hodnota podobnosti po translaci dle nalezené disparity s hodnotou bez translace. Pokud absolutní hodnota rozdílu těchto hodnot je menší než empiricky stanovený práh, lze usoudit, že nalezená disparita je výsledkem přítomnosti šumu a v daném místě není žádný posun.

## 2.2 GEOMETRICKÁ TRANSFORMACE

Navržená metoda využívá ke geometrické transformaci uniformní neracionální B-splajn. Jedná se o po částech polynomiální funkce, které se výrazně mění pouze v okolí kontrolního bodu. Jednotlivé polynomiální části na sebe hladce navazují, přičemž jednotlivé polynomy jsou každý řádu  $n = 3$  (kubický splajn)[2]. Jsou určeny čtyřmi řídicími body  $\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2, \mathbf{P}_3$  a  $\mathbf{P}_4$  a vztahem

$$\mathbf{B}(t) = \frac{1}{6} [t^3 t^2 t 1] \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 0 & 3 & 0 \\ 1 & 4 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{P}_1 \\ \mathbf{P}_2 \\ \mathbf{P}_3 \\ \mathbf{P}_4 \end{bmatrix} [2]. \quad (2)$$

V našem případě registraci aplikujeme na čtyřrozměrná data (třírozměrná data měnící se v čase), proto je zde definován kubický třírozměrný B-splajn. Deformace  $\mathbf{u}$  v bodech  $x, y, z$  může být definována

$$\mathbf{u}([x, y, z], \beta) = \sum_{i=-1}^2 \sum_{j=-1}^2 \sum_{k=-1}^2 \beta_{i,j,k} B_i(x) B_j(y) B_k(z), \quad (3)$$

kde  $\beta$  kóduje posunutí jednotlivých kontrolních bodů.  $\mathbf{B}$  je polynom třetího stupně určen čtyřmi řídicími body v určitém směru s koeficienty zobrazenými v rovnici 2 [3].

Výhodou B-splajnu je nízká výpočetní náročnost a lokální působení, které nám umožňuje zaznamenat a prostorově kompenzovat i velmi lokální změny mezi dvojicemi obrazů [3].

## 2.3 OPTIMALIZACE

V tomto kroku jsou vektory posunů jednotlivých kontrolních bodů optimalizovány simplexovou metodou. Vektor posunu je určen třemi souřadnicemi  $x, y, z$  a proto bude prohledávanou oblastí 3D prostor. Simplex bude na základě třírozměrného prostoru tvořen čtyřmi vrcholy, tudíž se bude jednat o čtyřstěn. Jako počáteční vektor (řešení) je zvolen výstup z disparitní analýzy.

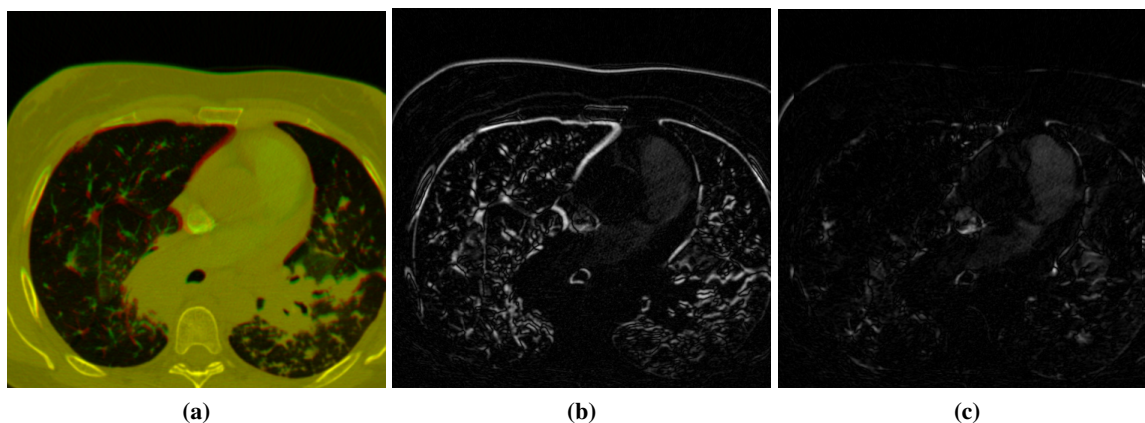
Pro každý vrchol (řešení) je provedena geometrická transformace definovaného objemu v okolí kontrolního bodu, která je navíc ovlivněna dvěma okolními CPs. Funkční hodnotou kriteriální funkce je míra podobnosti (sevřený úhel = kosinové kritérium) referenční a registrované oblasti.

Vrchol s nejhorší funkční hodnotou je nahrazen novým vrcholem získaným transformací zbylých třech vrcholů. Mezi používané transformace patří reflexe, kontrakce, expanze a redukce, které dostávají k nalezení optimálního řešení. Každý CP je optimalizován za kontroly několika podmínek, jako

je překročení maximální možné velikosti vektoru posunu, počet iterací či stagnace funkční hodnoty vektoru.

### 3 VÝSLEDKY

Celý proces registrace je velmi citlivý na nastavení mnoha parametrů, které byly v závislosti na vlastnostech CT dat nastaveny empiricky se zpětnou vazbou psychosenzorického vjemu a stanovení globální míry podobnosti. Inicializačním deformačním polem již lze dosáhnout dobrých výsledků slícování. Ovšem po aplikaci optimalizační metody dochází ke zpřesnění velikosti a směru vektorů posunů, které nabývaly z předchozí analýzy pouze celočíselných hodnot.



**Obrázek 1:** a) Originální data pořízená v různém čase vizualizovaná metodou prokládání barevných vrstev. b), c) Subtrakce snímků reprezentovaná absolutními hodnotami rozdílů intenzit voxelů před a po registraci.

Pro znázornění kvality slícování daných snímků je vhodnější zobrazit absolutní hodnoty rozdílů jasových intenzit snímků pořízených v různém čase. Na obrázcích 1b a 1c lze porovnat rozdíllové obrazy před a po registraci, přičemž geometrická transformace proběhla ve všech třech rozměrech. Znázorněn je pouze jeden řez CT (tj. objem o tloušťce jednoho voxelu).

### 4 ZÁVĚR

Metoda registrace byla navržena v závislosti na vlastnostech reálných CT dat z kontrastního dynamického vyšetření. Výpočetní náročnost jednotlivých dílčích kroků se liší. U většiny kroků je poměrně nízká (celkově asi 15s/řez), ovšem optimalizace je velmi časově náročná a to z důvodu prozatimního a neefektivního naprogramování v rozpracovaném projektu. Realizace probíhala stylem sekvenčního programování na PC s 2 GB RAM pamětí a Intel Core Duo 2.20 GHz procesorem.

### REFERENCE

- [1] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton: Taylor, 2006, 730 s. ISBN 08-247-5849-8
- [2] ŽÁRA J., BENEŠ B., SOCHOR J., FELKEL P. *Moderní počítačová grafika*. Vydání 1. Brno: Computer Press, 2004. 609 s. ISBN 80-251-0454-0.
- [3] KABUS S., NETSCH T., FISCHER B., MODERSITZKI J.: B-Spline Registration of 3D Images with Levenberg-Marquardt Optimization. *Institute of Mathematics, University of Lübeck*. Germany Philips Research Laboratories. Hamburg Germany. 2004. DOI: 10.1117/12.533976