

AFFINE REGISTRATION OF NATIVE AND CONTRAST-ENHANCED CT BRAIN IMAGES

Jiří Chmelík

Master Degree Programme (2), FEEC BUT

E-mail: xchmel10@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Petr Walek

E-mail: walek@feec.vutbr.cz

Abstract: Subtractive angiography is a very important method for medical investigation of brain and the other tissues. This method is based on subtraction of two images, where one is native and second is contrast-enhanced. The problem is that the both images are not acquired in the same time. Second image can be geometrically distorted by patient movement, breathing and injection of contrast agent. In this case we have to perform image registration to get spatially coherent images. This work deals with such a problem using optimization of affine registration by controlled random search algorithm.

Keywords: registration, controlled random search, affine transform

1 ÚVOD

Registrace je oblast zpracování obrazů, zabývající se hledáním ideálního slícování obrazů, které byly pořízeny v různých časech, z rozdílných pohledů, rozdílnými metodami nebo různými detektory. Registrace obrazů může být celkově chápána jako iterativní proces zpracování obrazů, který v cyklu provádí určité kroky jako jsou zjištění míry podobnosti obrazů, odhad transformačních parametrů, provedení geometrické transformace obrazu a interpolace prostorových souřadnic transformovaného obrazu k odpovídající referenci. K dosažení co nejlepšího slícování obrazů, je nutné použít optimalizačních metod, které budou tento cyklus efektivně opakovat. V této práci je registrace řešena optimalizací globální intenzitní kritériální funkce s využitím algoritmu řízeného náhodného prohledávání (CRS).

2 REALIZACE AFINNÍHO LÍCOVÁNÍ

Registrace obrazu je realizována v programovém prostředí MATLAB[®] pomocí několika funkcí. Nejdůležitějšími částmi je odstranění nežádoucích struktur v obraze provedení samotné geometrické transformace a algoritmus CRS. Součástí programu je také grafické rozhraní a funkce načítání a ukládání dat ve formátu DICOM.

2.1 GEOMETRICKÁ TRANSFORMACE OBRAZU

Úkolem geometrické transformace je změna prostorových souřadnic vstupního obrazu podle zadaných parametrů. V této práci je prováděna afinní transformace trojrozměrných dat souborem transformací, mezi které patří posuv obrazu, rotace obrazu, škálování a zkosení [1]. Výhodou afinní transformace je její maximální pružnost při zachování linearitu. Afinní transformaci prostorových souřadnic lze vyjádřit vzorcem (1)

$$\mathbf{r}' = \mathbf{GSRr} = \mathbf{Ar}, \quad (1)$$

kde \mathbf{r}' je vektor transformovaných prostorových souřadnic, \mathbf{G} je transformační matice zkosení, \mathbf{S} transformační matice škálování, \mathbf{R} transformační matice rotace a posuvu, \mathbf{A} je matice afinní trans-

formace a \mathbf{r} je vektor původních prostorových souřadnic. Pro transformaci 3D dat bude mít matice \mathbf{A} tvar (2)

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & t_1 \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & t_2 \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2)$$

Transformace je prováděna v cyklu pro všechny voxely celého objemu. Pro zjednodušení výpočtu je použit pouze jeden `for` cyklus, který jednotlivé voxely načítá jako vektor. V jiném případě by muselo být použito více vnořených cyklů, což by výrazně zpomalovalo výpočet transformace. Dále je využito paralelního zpracování, čímž je dosaženo urychlení výpočtu. V následujícím kroku je provedena trojrozměrná interpolace prostorových souřadnic k referenčnímu obrazu pomocí implementované funkce `interp3` s možností volby typu interpolace.

2.2 ODSTRANĚNÍ NEŽÁDOUCÍCH STRUKTUR

Každý získaný obraz obsahuje kromě užitečných dat také další struktury (patientský stůl, podložka pod hlavu, atd.), které by znemožňovaly korektní registraci obrazu. Je proto nutné provést kroky k jejich odstranění. V této práci bylo použito prahování s určením prahu metodou Otsu [2] a následné vytvoření a aplikace binární masky. Dalším problémem je také tzv. schodový artefakt, který způsobuje posuv jednotlivých řezů objemového obrazu. K jeho odstranění je použita metoda využívající výpočet vzájemné vzdálenosti řezů eukleidovskou metodou, jejich následné přeskládání a vyhlazení s využitím fázové korelace [3].

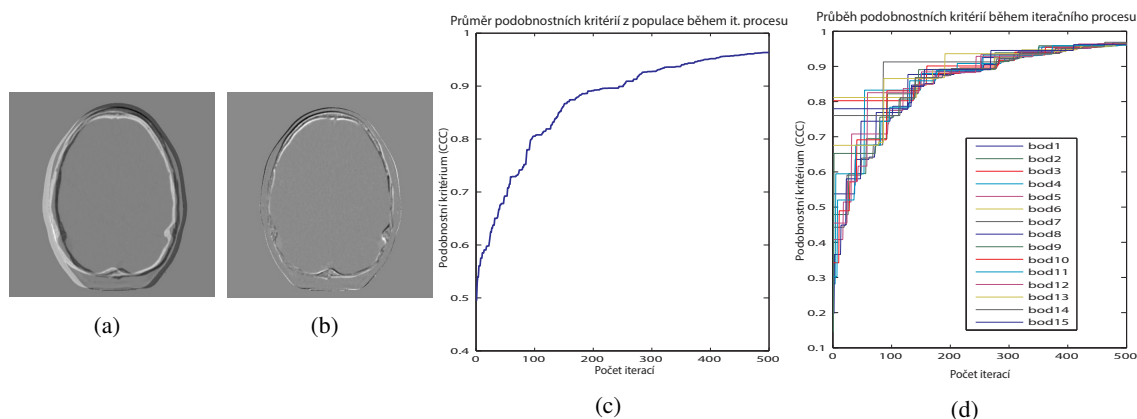
2.3 KONTROLOVANÉ NÁHODNÉ PROHLEDÁVÁNÍ (CRS)

V této práci byl k nalezení optimálního slícování využit iterační algoritmus kontrolovaného náhodného prohledávání [4]. Algoritmus na počátku vygeneruje určitý počet náhodných bodů v prohledávaném prostoru, tzv. populaci. Každý bod v prostoru je definován 12 souřadnicemi pro afinní transformaci. V následujícím kroku je provedena samotná transformace a vypočteno globální intenzitní podobnostní kritérium pro každý prvek vygenerované populace. Dalším krokem je náhodný výběr simplexu z celé populace (doporučuje se dimenze+1 bodů). Dále je nalezen bod ze simplexu, který představuje nejmenší míru podobnosti. Tento bod je ze simplexu odstraněn a ze zbylých bodů simplexu je vypočteno těžiště prostým zprůměrováním. Následuje reflexe simplexu tak, že přes vypočtené těžiště je přenesen odstraněný bod. Tímto postupem je získán nový bod a jeho souřadnice jsou použity jako parametry další geometrické transformace. Opět je vypočteno podobnostní kritérium nového bodu. Nyní jsou porovnávána kritéria nového bodu a nejhorsího bodu z celé populace. Pokud má nový bod větší podobnost, je nejhorsí bod z populace nahrazen tímto bodem. Pokud je podobnost bodu menší, zůstává populace beze změn. Celý proces od výběru náhodného simplexu je opakován v určitém počtu iterací nebo dokud není dosažena zvolená přesnost slícování.

3 VÝSLEDKY

Pro otestování funkce programu byly použity nativní a kontrastních CT snímky mozku o rozměrech 512x512x224, přičemž kontrastní snímky byly záměrně deformovány posuvem a škálováním ve směru x i ve směru y a rotací roviny z . Zkosení bylo pro zachování názornosti ze zkrácení vypuštěno. Bylo použito 15 bodů výchozí populace. Prohledávaný prostor byl omezen na ± 10 pixelů translace ve směrech x a y , 2 pixely ve směru z , $\pm 30^\circ$ rotace v rovině z , v ostatních rovinách $\pm 5^\circ$, škálování $\pm 1,1$ násobek ve všech směrech. Zkosení bylo ± 1 pixel pro všechny kombinace rovin. Dále bylo definováno 500 iteračních kroků a zvoleno podobnostní kritérium koeficientu vzájemné kore-

lace (CCC). Interpolace byla použita pouze lineární. Na následujícím obrázku (Obr.: 1(a), (b)) jsou znázorněny rozdílové obrazy v řezu před registrací a po registraci.



Obrázek 1: Ukázka provedené registrace: subtrakce před registrací (a), subtrakce po registraci (b), průměrné SC v celé populaci (c), SC pro jednotlivé body populace (d)

Dále můžeme pozorovat průběh podobnostního kritéria během postupujících iterací. Je patrné, že s přibývajícím počtem iterací stoupá hodnota podobnostního kritéria (Obr.: 1(c), (d)). Funkce optimalizačního algoritmu byla dále ověřena pomocí výpočtu vzájemné informace obrazů (MI - Mutual Information). Před registrací byla hodnota rovna 0,824 a po registraci 1,177, přičemž vyšší hodnota vzájemné informace značí větší podobnost.

4 ZÁVĚR

V průběhu práce byl v programovém prostředí MATLAB vytvořen program, který provádí registraci objemových dat podle výše uvedených algoritmů. Veškeré funkce byly ověřeny na objemových CT snímcích mozku. Výpočty probíhaly na dvanácti jádřovém počítači s 48 GB RAM a přibližnou dobou registrace celého objemu 6 hodin. Dalšími kroky bude optimalizace a urychlení výpočtů zavedením pyramidového víceúrovňového přístupu s podvzorkováním pomocí 3D vlnkové transformace a otestování na dalších snímcích.

REFERENCE

- [1] ZITTOVÁ, B., FLUSSER, J. Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing*, Oct 2003, vol. 21, no. 11, p. 977-1000
- [2] OTSU, N. A Threshold Selection Method of Gray-Level Histograms. *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics*, 1979, vol. 9, no. 1, p. 62-66
- [3] WALEK, P., JAN, J., OUREDNICEK, P., SKOTAKOVA, J., JIRA, I. Preprocessing for Quantitative Statistical Noise Analysis of MDCT Brain Images Reconstructed Using Hybrid Iterative (iDose) Algorithm. *Journal of WSCG*, Vol.20, No.1, pp.73-80, ISSN 1213-6972, Union Agency, 2012
- [4] PRICE, W. L. A controled random search procedure for global optimisation. *The Computer Journal*, Feb 1976, vol. 20, no. 1, p. 367-370