

## グラフィクスハードウェアによる 医用画像レジストレーションの高速化

増谷佳孝<sup>+</sup>, 藤森智行<sup>++</sup>, 吉川健啓<sup>+++</sup>, 鈴木宏正<sup>++</sup>, 木村文彦<sup>++</sup>

MR (Magnetic Resonance) 画像とX線CT (Computed Tomography) 画像あるいは時系列の画像など、複数種の医用画像間のレジストレーションについての多くの報告がなされているが、その処理時間の長さが問題となっている。本研究では、グラフィクスハードウェアによるテクスチャの高速描画を3次元の医用画像レジストレーションに応用する新しい手法を提案し、その利点、および問題点について検討したので報告する。実験ではEPI (Echo Planar Imaging) 法を用いて撮影された拡散テンソルMR画像のボリュームデータ群を対象として、傾斜磁場の方向に依存した歪みを有する画像と歪みの無いT2強調画像の非剛体レジストレーションを行なった。画像の類似度や描画サイズなど、異なる条件下でレジストレーションに要した時間を計測し、各種パラメータについて検討を行なった。

### Accelerated Registration of Medical Images Based on Graphics Hardware

Yoshitaka Masutani<sup>+</sup>, Tomoyuki Fujimori<sup>++</sup>, Takeharu Yoshikawa<sup>+++</sup>, Hiromasa Suzuki<sup>++</sup>, and Fumihiko Kimura<sup>++</sup>

As seen in the literatures, multi-modal medical image registration, such as MRI and X-ray CT, or time series of image data, is a time-consuming process. In this study, we propose a new method for 2D/3D medical image registration, which is based on graphics hardware for accelerated texture drawing, and discuss on the advantages and the disadvantages of the method. In the experiments, a data set of MR diffusion tensor image by the echo planar imaging technique is used for registration. On the basis of the results in the experiments under several parameters of similarity measure and drawing size, the influence of the registration parameters are studied.

#### 1. 緒言

異種画像データ間のレジストレーションはコンピュータビジョンすなわち2次元画像における問題として多くの研究が報告されてきたが、近年では医用画像における3次元画像、すなわちMRI、X線CTのボリュームデータなどの、より高次元かつ大容量のデータ間のレジストレーションについて研究が報告されている [1,2]。しかし、非剛体の幾何形状変換を伴うレジストレーションにおいては、計算に要する時間が問題である [3,4]。よって近年、レジストレーション高速化の一方法として、グラ

フィクスハードウェアによるテクスチャの高速な処理および描画に基づいた方法が報告され始めた。Sozaらは手術時の開頭前後の変形に対して、MRI画像において脳をマニュアルで領域抽出した後、比較的粗いグリッド(5×5×5)の自由形状変形により、非剛体のレジストレーションの高速化を試み、7分という結果を得ている [5]。

本研究では、拡散テンソルMR画像 [6,7]のボリュームデータを対象とし、その歪み補正を目的とした非剛体レジストレーションのためのテクスチャの描画法に関する新しい手法を提案、PCワークステーションにて実装し、描画サイズやレジストレーションに用いる類似度などのパラメータについての基礎的検討を行なう。

<sup>+</sup> 東京大学大学院医学系研究科生体物理専攻  
masutani-utrad@umin.ac.jp

<sup>++</sup> 東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻

<sup>+++</sup> 東京大学医科学研究所

<sup>+</sup> Graduate School for Medicine, Univ. of Tokyo

<sup>++</sup> Graduate School for Engineering, Univ. of Tokyo

<sup>+++</sup> Institute for Medical Science, Univ. of Tokyo

## 2. 方法

スカラ量を画素値とする2種画像データ間のレジストレーションの問題を画像間の類似度 (Similarity Measure) であるスカラ量:  $S$  に関する幾何変換:  $T$  の最適化として一般化する。すなわち、画像データを  $R(x)$  および  $F(x)$  として、最適な変換である、

$$\hat{T} = \arg \max_T S(R(x), F(T(x)))$$

を求める。ここで、 $x$  は画素の位置である。一般に、 $R(x)$  が固定された参照画像 (reference image)、幾何変換の対象となる  $F(x)$  が浮動画像 (floating image) と呼ばれる。解析的に解が得られない場合には、一般の最適化問題におけるように、繰り返しの試行錯誤に基づいて最適化を行なう。そのとき、特にソフトウェア実装においては、画像データの各位置  $x$  に対して幾何変換を行なうため、類似度の計算に時間を要することになる。

レジストレーションにおける類似度については、相互相関 (Cross Correlation) や相互情報 (Mutual Information) がよく用いられており、異種の画像間のレジストレーションにおいては、特に相互情報が有効であるとされている [2]。相互相関による類似度:  $S_{cc}$  は以下のように定義される。

$$S_{cc} = \frac{1}{N} \sum_i R(x_i) \cdot F(T(x_i))$$

すなわち、幾何変換後の同位置における参照画像の画素値と浮動画像の画素値による積の  $x_1 \sim x_N$  で定義される領域での平均である。一方、相互情報は情報理論に基づいて条件つきエントロピーにより定義される。まず、参照画像の画素値と浮動画像の画素値による連合輝度ヒストグラム (Joint Intensity Histogram) における頻度 (画素数):  $h(R, F)$  により以下の条件付き確率  $P$  が定義される。

$$P(R_i, F_j) = \frac{h(R_i, F_j)}{\sum_i \sum_j h(R_i, F_j)}$$

ここで、 $R$  は  $R_1 \sim R_M$  の  $M$  種類の値をとり、 $F$  は  $F_1 \sim F_N$  の  $N$  種類の値をとる。この確率に対して、エントロピー  $H$  および条件付エントロピー  $H_F$  が以下のように定義される。

$$H(R) = -\sum_i P(R_i) \cdot \log_2 P(R_i)$$

$$H_F(R) = -\sum_i \sum_j P(R_i, F_j) \cdot \log_2 \frac{P(R_i, F_j)}{P(F_j)}$$

但し  $P(R_j)$  および  $P(F_j)$  は、以下のように条件付き確率の部分和で表される確率である。

$$P(F_j) = \sum_i P(R_i, F_j)$$

$$P(R_i) = \sum_j P(R_i, F_j)$$

これらを用いた平均相互情報量による類似度:  $S_{mi}$  は、

$$S_{mi} = H(R) - H_F(R)$$

と定義される。Fig.1 に2次元画像 (MR画像とX線CT画像) のレジストレーション前後の連合輝度ヒストグラムの例を示す。直感的には、ヒストグラムが狭い領域に集合するような幾何変換が決定されているといえる。

これらの類似度を用いたレジストレーションにおいて、ソフトウェア実装では幾何変換を類似度の計算対象となるすべての画素の位置に対してCPUで行なう必要がある。しかし、グラフィクスハードウェアを用いると、テクスチャを貼付した多角形面素の頂点など、ごく限られた位置においてのみCPUで計算し、テクスチャを用いた画像の描画、すなわちグラフィクスハードウェアの処理によって、残りの画素の位置が計算されるため、効率の高い幾何変換が行なえるといえる。

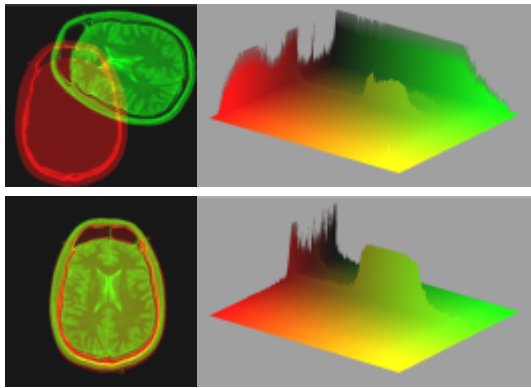


Fig.1 Example of registration based on mutual information: Images and joint intensity histograms before registration (top), and after registration (bottom)

一般の画像レジストレーションにおける幾何変換は、自由度の低い平行移動と回転のみの剛体変換から、局所的な変形を含む非剛体変換まで様々である。我々は EPI ( Echo Planar Imaging ) 法における傾斜磁場の方向に依存した歪みを有する拡散テンソル画像の歪み補正を目的として、平行移動と Affine 変換のみとした。次節にその実装について述べる。

Table 1. Specification of the employed GPU

GPU	GeForce4 Ti4400
Fill Rate	4400 M sample/sec
GPU Core Clock	275 MHz
Memory Bandwidth	8.8 GB/sec
Texture Support	3D / 2D / 1D
Maximum Memory	128 MB

### 3 . 実装

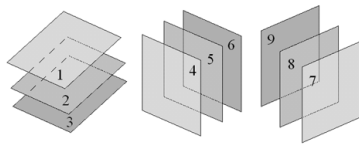
本研究では NVIDIA 社製 GeForce4 Ti 4400 を GPU ( Graphics Processing Unit ) とするビデオカードを有し、Windows XP Professional を OS とする DELL 社製 PC ワークステーション

( Pentium4 Xeon: 2.2 GHz Clock, 2 GB RAM ) に おいて実装を行なった。Table 1 に GPU の仕様を示す。描画の API ( Application Programming Interface ) として OpenGL 1.1 および 3D テクスチャ関連の拡張機能を用いた。

以下にテクスチャ描画により実現された高速な画像の幾何変換に基づくレジストレーション処理の手順を示す。

- (1) 16 bit の画像データを適当なマッピング関数により 8 bit のデータに変換する。
- (2) 参照画像の輝度を Red のチャンネルとするテクスチャ、および浮動画像の輝度を Green のチャンネルとするテクスチャを作成する。
- (3) 参照画像および浮動画像のテクスチャを貼り付ける多角形面素群を作成、各頂点においてテクスチャ座標を初期化する。
- (4) 以下の手順によって類似度を計算し、その最適化を行なう。
  - (ア) 浮動画像の各頂点のテクスチャ座標を現在の幾何変換に応じて移動する。
  - (イ) テクスチャを貼り付けた多角形面素を描画する。
  - (ウ) 描画ウィンドウ内に表示されたカラー画像のすべてのピクセル値を取得する。
  - (エ) 取得したカラー画像の各画素における Red 値と Green 値をそれぞれ類似度における R 値と F 値として類似度を計算する。

Affine 変換による変形のパターンは、大域的なものであるため、すべての断面について多角形面素を作成し描画するのは、非効率的である。従って、Axial, Coronal, Sagittal の各方向について、限定された断面についてのみ 4 角形面素を作成して平面状に並べ替え、同時表示することにより効率化を図った。Fig.2 に各方向について 3 断面を用いた例を示す。各方向の 3 断面は均等に配置されている。



1	2	3
4	5	6
7	8	9

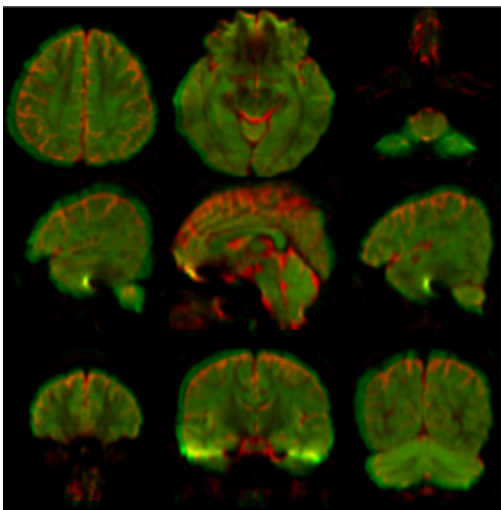


Fig.2 Limited number of slice images in 3 directions employed for similarity measure computation in volume data registration. Three sections in each direction are arranged and are placed in a plane (top). These section images are rendered simultaneously (bottom).

本研究における幾何変換は、拡散テンソル画像取得時の傾斜磁場に起因する歪み[7]の補正を目的として12のパラメータを用いた。これらは、3次元の平行移動ベクトルの成分： $(T_u, T_v, T_w)$ 、3次元のテクスチャ座標系における3方向の基底ベクトル： $(U, V, W)$ の成分である。これは同時座標系を用いて $4 \times 4$ 行列の線形変換として以下のように表され、非定数である12成分を類似度の最適化のため改善する。

$$\begin{pmatrix} u' \\ v' \\ w' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} U_u & V_u & W_u & T_u+0.5 \\ U_v & V_v & W_v & T_v+0.5 \\ U_w & V_w & W_w & T_w+0.5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u-0.5 \\ v-0.5 \\ w-0.5 \\ 1 \end{pmatrix}$$

ここで、 $(u, v, w)$ および $(u', v', w')$ がそれぞれ変換前後のテクスチャ座標である。Affine変換によるボリューム中心の移動をキャンセルするため、本来0.0~1.0の値をとるテクスチャ座標の各成分を-0.5~0.5の値をとるように平行移動している。

これらのパラメータの最適化にはパラメータ空間における共役な方向ベクトル群に基づくPowell法の修正版を用いた[8]。

#### 4. 実験

以下に示す3つの項目について実験を行なった。用いたボリュームデータはFig.3に示す拡散テンソルMR画像のT2強調画像および拡散強調画像(それぞれ $128 \times 128 \times 128$ )である。16bitデータから8bitデータへの変換は、最大値と最小値の範囲の線形マッピングとした。

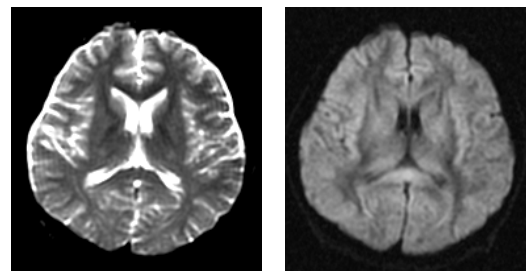


Fig.3 Volume data sets of diffusion tensor MR data employed for the experiments (axial sections): T2-weighted image (left) and diffusion weighted image (right)

#### ( ) 描画時間

描画のサイズ( $200 \times 200 \sim 1000 \times 1000$ )および描画する断面の数(1~9)を変化させた条件下(計72通り)で描画に要する時間の計測を100回試行し、その平均時間を得た。どの条

件下においても約 17 ms となった。

( ) 類似度計算時間

画像のピクセル値を読み出し時間、および類似度（相互相関と相互情報）の計算時間を描画サイズごとに求めた（Fig.4）。描画サイズの2乗が読み出すピクセルの総数である。類似度の計算はPC側のCPUで行なわれるものであり、演算の単純な相互相関の方が高速であった。

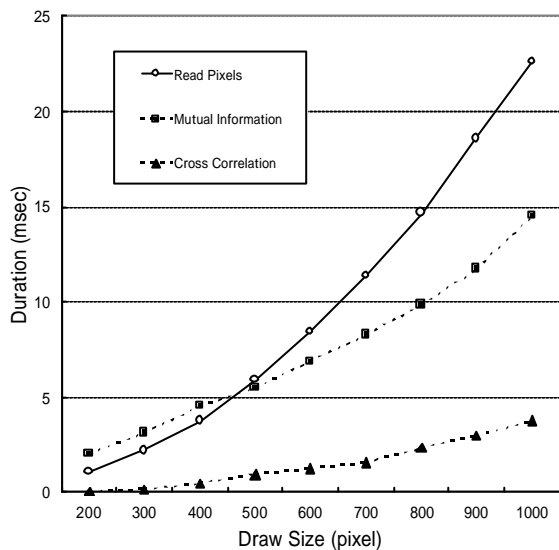


Fig.4 Processing time required for computation of similarity measures

( ) 類似度最適化によるレジストレーション

類似度の最適化による非剛体レジストレーションを行い、収束までの時間を計測した（Table 2）。拡散テンソルデータ（T2WI-DWI：T2強調像と拡散強調像、DWI-DWI：異なる傾斜磁場の拡散強調像）では9～28 sec程度で収束した。

Table 2 Computation Time for Registration Process

	Cross Correlation	Mutual Information
T2WI - DWI	12 sec	16 sec
DWI - DWI	9 sec	27 sec
VH	9 sec	28 sec

また、他の種類のデータ（VH: Visible Human Data Set）や実際の拡散テンソル画像データにはない大きな歪みや平行移動を人工的に加えた条件（Fig.5）でも試行し、同様の結果（30秒以内）を得た。

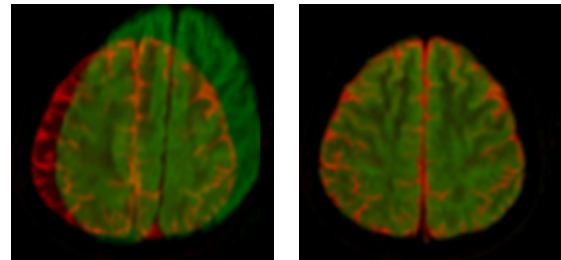


Fig.5 Synthetically generated deformation pattern and non-rigid registration results. Reference image and floating image are superimposed. Before registration (left), and after registration (right)

5 . 考察

本研究で提案した方法は、X線CTなどの他種の画像への応用や、FFDを用いた自由度の高い非剛体変換などのボリュームデータ変形手法 [9-11]との併用が可能であり、有効な手法であると考えられる。ハードウェアによらない非剛体レジストレーションは、対象とする画像のマトリクスサイズや変形の自由度の数に依存するが、概ね数分～1時間程度と報告されているため、本手法の9～28秒程度の結果は12自由度に対する結果であるものの、高速であると考えられる。異なる方向の傾斜磁場の拡散強調画像など、ほぼ同種の画像については相互相関、相互情報とも良好な結果を示したが、異種の画像については相互相関では誤差の大きい場合があり、これまでの報告に見られるように相互情報が優れていることが確認された。

ピクセル値の読み出し時間は2次曲線を呈したが、類似度の計算時間と同等あるいはそれ以上の時間を要しており、AGP（Accelerated Graphics Port）経由の転送速度の向上など、イ

ンターフェイスの改善により処理速度の向上が期待できる。

グラフィクスハードウェアによるレジストレーションの利点の一つとして描画に伴う高速な画像補間が挙げられる。すなわち、実験で行なわれたように描画サイズを大きくすることで、原画像を上回る解像度で描画が行なわれ、原画像でのサブピクセルレベルでのレジストレーションが実現されることになる。本研究では OpenGL の API にて参照画像の Red チャンネル、浮動画像の Green チャンネルともに線形補間を指定した。一方、Soza [5]らの方法では、16 bit 深度テクスチャのうち上下位の各 8 bit を浮動画像、参照画像に割り当ててレンダリングしており、線形補間は不可能であるため、本研究で示した方法がサブピクセルレベルでのレジストレーションにおいて有利であると考えられる。

また、原画像の 16 bit データの 8 bit データへのマッピングに関して、本研究では単純な線形関数を用いたが、対象とする画像によっては検討を要すると思われる。例えば X 線 CT 画像において、マッピング関数によっては骨と軟部組織のコントラストが低くなり、骨を対象としたレジストレーションにおいては不利であると考えられる。すなわち、レジストレーションの対象となる、あるいは重要な構造物と周辺の画素値のコントラストが高くなるような最適化が必要であり、問題ごとの検討課題であると考えられる。また、描画対象として選択する断面の位置や数についても、変換の自由度に応じて検討が必要であると考えられる。

## 6 . 結語

本研究では、グラフィクスハードウェアによるテクスチャの高速処理を拡散テンソル MR 画像のボリュームデータの歪み補正を目的と

した非剛体レジストレーションに応用する新しい手法を提案、実装および実験を行なった。128 × 128 × 128 サイズのボリュームデータの歪み補正を 9 ~ 28 秒程度で行なうことができ、提案した方法の有効性が示唆された。

## 7 . 参考文献

1. W. Wells, et al., Multi-modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information., Medical Image Analysis Vol.1 pp35-52, 1996
2. Hajnal J, et al., (Ed.), Medical Image Registration, CRC Press 2001
3. D. Rueckwet, et al., nonrigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images, IEEE trans. on medical imaging, 18(8) pp712-721, 1999
4. Gee J. et al., Brain Warping. Ch. Elastic Matching: Continuum Mechanical and Probabilistic Analysis, Academic Press pp193-198, 1999
5. G. Soza, et al., Non-rigid registration with use of hardware-based 3D Bezier functions, proc. of MICCAI (Medical Image Computing & Computer-Assisted Intervention) 2002 pp549-556, 2002
6. 増谷佳孝 他, MR 拡散テンソル画像の解析による脳白質神経線維追跡: 追跡の信頼性を考慮した選択的 Tractography, Medical Imaging Technology 20(5) pp584-592, 2002
7. 吉川健啓 他, 拡散テンソル画像の画質評価: M P G 印加軸数による差異とゆがみ補正効果, 日本医学放射線学会誌 62(3) ppS77, 2002
8. WH Press, et al., Numerical Recipes in C. Cambridge University Press, Cambridge, 1988
9. S. Fang, et al., Volume morphing and rendering - an integrated approach. Journal of Computer Aided Geometric Design, 17(1) pp. 59-81, 2000
10. C. Rezk-Salama, et al., Fast volumetric deformation on general purpose hardware. Proc. of the SIGGRAPH / EURO-GRAPHICS Workshop on Graphics Hardware, pp17-24, 2001
11. R. Westermann, et al., Real-time volume deformations. In Proceedings of the Computer Graphics Forum, Vol. 20, 2001