

人体の変形のモデル化によるボリュームデータの位置合わせ手法の高度化  
 —Improvement of registration method for volume data by modeling deformation of human body—  
 及川梨奈† 清水昭伸† 小畑秀文† 織内昇‡ 遠藤啓吾‡  
 Rina Oikawa, Akinobu Shimizu, Hidefumi Kobatake, Noboru Oriuchi Keigo Endo

### 1. はじめに

近年PET像, X線CT像等の3次元医用画像の撮像機会が増加し, これらの高次元かつ大容量のデータ間の位置合わせ手法が多数報告されている[1,2]. 位置合わせの評価値として, 画像間の相互情報量を用いた手法が報告されているが, 位置合わせパラメータの探索が評価値のローカルな極大値の影響によって正しい解から大きくかけ離れて収束する, もしくは解に到達出来ないという問題が報告されている. 本研究では, 位置合わせの評価値として, 従来の画像間の相互情報量に人体の変形のモデル化に基づく項を加える事によって性能の高度化を目指す. また本研究では, その手法を体幹部3次元PET像とCT像に適用して性能を評価した結果についても述べる.

### 2. 位置合わせ手法

3次元の画像間の位置合わせでは, 2つの画像の片方を变形してもう一方の画像に合わせるが, これより变形させる画像を浮動画像, 他方を参照画像と呼ぶ. 本研究では, 浮動画像の变形方法として2次多項式による变形(式(1))を用いた. ここで,  $(u, v, w)$ ,  $(u', v', w')$ はそれぞれ变形前後の浮動画像の座標,  $(u_0, v_0, w_0)$ は画像の中心座標, 行列内の30個のパラメータは变形の為のパラメータを表す.

$$\begin{pmatrix} u' \\ v' \\ w' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Uu & Vu & Wu \\ Uv & Vv & Wv \\ Uw & Vw & Ww \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ w - w_0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} u^2 \\ v^2 \\ w^2 \\ uv \\ vw \\ wu \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} Tu + u_0 \\ Tv + v_0 \\ Tw + w_0 \end{pmatrix} \quad \dots(1)$$

また, 浮動画像と参照画像の位置合わせは, 式(2)により定義した評価値  $E(R, F)$  が最大となる变形を見つける事によって実現する.  $I_s(R, F)$  (式(3))は浮動・参照画像間の正規化平均相互情報量[3],  $\omega(\mathbf{x})$  (式(4))は变形パラメータの妥当性を反映した評価値,  $C(R, F)$ は变形による2つの画像の重なり具合を評価する項であり,  $C(R, F)$ =(变形後の2つの画像が重なる領域のボクセル数)/(浮動画像のボクセル数)により求める. 正規化相互情報量を用いる事により, 浮動画像と参照画像の重なり具合によって平均相互情報量の最大値が変化する問題を回避出来る.

$$E(R, F) = I_s(R, F) \cdot C(R, F) + \omega(\mathbf{x}) \quad \dots(2)$$

$$I_s(R, F) = \frac{H(R) + H(F)}{H(R, F)} - 1 \quad \dots(3)$$

$$\omega(\mathbf{x}) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^n} \sqrt{|\mathbf{S}|}} \exp(-(\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu})^T \mathbf{S} (\mathbf{x} - \boldsymbol{\mu})) \quad \dots(4)$$

ここで,  $H(R)$ ,  $H(F)$ はそれぞれ参照画像・浮動画像のエントロピー,  $H(R, F)$ は結合エントロピー,  $\mathbf{x}=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ は变形の30個のパラメータの中で, モデル化の対象となるものを並べた列ベクトルを表し, 具体的に今回の実験では  $n=6$  とし,  $x, y, z$  各軸方向への平行移動パラメータ((1)式における  $T_u, T_v, T_w$ ) + 1次の項における拡大・縮小のパラメータ((1)式における  $Uu^1, Vv^1, Ww^1$ )で構成した. これらにより, 通常の撮像条件化において, 画像の变形でよく起こり得る範囲を定める事が出来る.  $\omega(\mathbf{x})$ はその变形が起こり得る可能性を確率で表そうとするもので,  $\mathbf{S}$ は要素数  $n \times n$  の  $\mathbf{x}$  に関する分散行列,  $\boldsymbol{\mu}=(\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n)$ は  $\mathbf{x}$  の期待値を要素に持つ列ベクトルである. この  $\omega(\mathbf{x})$ を加える事によって, 異常な变形を抑制する効果が期待される. 位置合わせの評価値最大の変形パラメータは, Powell法の修正版[4]を用いて探索を行った.

### 3. 実験

#### 3.1 試料画像の仕様

本研究で用いた試料画像の1スライスを Fig.1 と 2 に示す. これらは悪性リンパ腫を含む同一被検者の体幹部3次元PET像及び, X線CT像であり, PET像を浮動画像, CT像を参照画像として用いた. Fig.1のPET像のサイズは  $128 \times 128 \times 295$ [voxel], 空間解像度は  $4.0 \times 4.0 \times 3.125$ [mm<sup>3</sup>/voxel], 濃度レベル数は  $16$ [bit/voxel]である. また, Fig.2のCT像のサイズは  $512 \times 512 \times 84$ [voxel], 空間解像度は  $0.586 \times 0.586 \times 7.5$ [mm<sup>3</sup>/voxel], 濃度レベルは  $16$ [bit/voxel]である. 前処理として各画像を等方化した後, CT像の画像サイズを  $256 \times 256 \times 530$ [voxel], 空間解像度を  $1.172 \times 1.172 \times 1.172$  [mm<sup>3</sup>/voxel]に変換して用いた.

#### 3.2 実験方法

Fig.3に参照画像・浮動画像間の位置合わせ処理の流れを示す. 变形パラメータの探索初期位置を原点とし, 従来の相互情報量のみを評価値とした場合と, 提案する評価値を用いた場合の2種類の位置合わせ実験を行い, 比較を行った. Fig.4は結果画像を表示する時の断面の設定を表しており, 図に示した Axial, Coronal, Sagittal の各平面より3枚ずつスライスを取り出し, 1枚の画像とする. 位置合わせの精度は, 結果画像との  $I_s$  の値及び, 目視によって評価を行った. また, パラメータの探索に必要な処理時間についても検討を行った.

#### 3.3 結果

Fig.5の(a), (b)はそれぞれ浮動画像(PET像)及び参照画像(CT像), (c)は従来の手法, (d)は提案手法による位置合わせ結果画像である. 本実験で用いた画像は, CT像では手を下げた状態, PET像では手を上げた状態で撮像されており, 体勢が大きく異なる. 従来手法では, この様な大きな变形を要する画像に対して評価値がローカルな極大値に捕われずに最適パラメータに到達する事が困難であるとわかった. 例えば, Fig.5(c)における Sagittal 断面 8 の拡大図に示すように, 肩及び肝臓部分(矢印①)の位置合わせが明ら

† 東京農工大学大学院 共生科学技術研究部

‡ 群馬大学医学部 核医学科

かに不適當である事がわかる。一方、提案手法による評価値を用いた場合、従来の手法では位置合わせが不十分であった部分の最適化に成功している。Fig.5(d)の Coronal 断面 5 の拡大図に示す様に、肩の部分(矢印②)、肺野、肝臓(矢印③)が適切に配置されており、変形のモデル化に基づく項が解の探索に有効に働いている事がわかる。また、Table1 にそれぞれの位置合わせ後の出力画像と参照画像との Is の値及び、位置合わせの処理時間について示した。従来手法より提案手法による位置合わせ画像がより高い正規化平均相互情報量の値を示しており、これは高精度な位置合わせが実現している事を示すものである。

4. まとめと今後の課題

提案手法を適用する事により、従来の手法では最適パラメータ探索が困難であった画像の位置合わせに成功した。人体の変形のモデル化は、PET 像に含まれる頭部の大きさや、撮像時に考え得る人体の移動等、画像の特性に依存しない一般的なものに関するのみ行ったが、解の探索に有効である事がわかった。今後は(2)式の E(R, F)に対する各項の重みで最適なものを決定し、現在の提案手法においても位置合わせが不十分である部分の精度向上及び、処理時間の短縮を行う予定である。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、熱心に御討論頂いた研究室の諸氏に感謝する。なお、本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金、及び厚生労働省がん研究助成金によった。

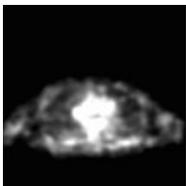


Fig.1 体幹部PET像

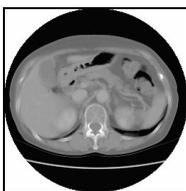


Fig.2 体幹部CT像

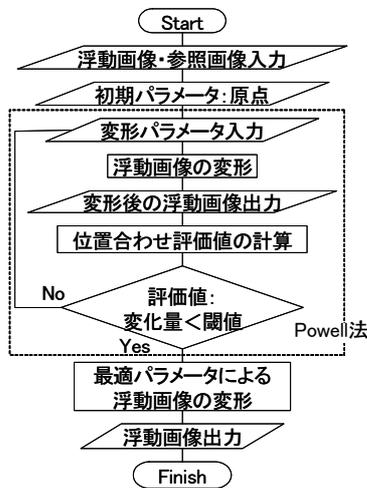


Fig.3 位置合わせ処理の流れ

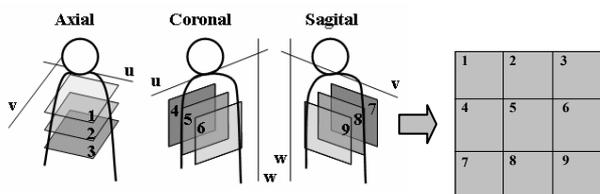


Fig.4 結果画像の断面の設定

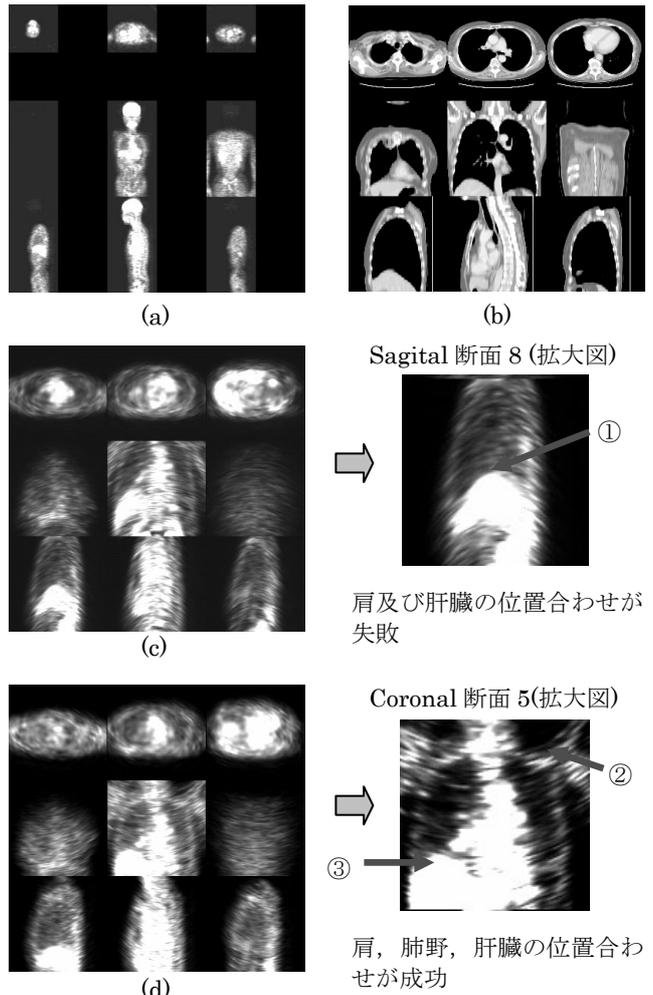


Fig 5 (a)浮動画像(PET 像), (b)参照画像(CT 像)及び, (c),(d)従来手法と提案手法による PET 像の位置合わせ処理結果の比較

Table1 従来手法と提案手法における位置合わせ画像の正規化平均相互情報量と処理時間の比較

	正規化 平均相互情報量 : Is	処理時間 (min)
従来手法	0.03113	73.6
提案手法	0.09153	70.5

参考文献

[1]W.Wells, et al., Multi-modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information, *Medical Image Analysis* Vol.1 pp.35-52,1996  
 [2]J.Hajnal, et al., (Ed.), *Medical Image Registration*, CRC Press 2001  
 [3]C.Studholme, D.L.G.Hill, and D.J.Hawles, An Overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment, *Pattern Recognition*, vol.32, pp.71-86,1999.  
 [4]William H.Press, et al. : ”ニューメリカルレシピ・イン・シー C 言語による数値計算のレシピ”, 技術評論社 ,pp. 299-306,1994