

同一被験者胸部 X 線 CT 画像の 呼吸性変形に対応した位置合わせの高速化

○ 澤田匡秀[†], 目加田慶人[†], 村瀬洋[‡]

○ Masahide SAWADA[†] Yoshito MEKADA[†] and Hiroshi MURASE[‡]

[†] 中京大学大学院情報科学研究科, h10908m@st.chukyo-u.ac.jp
y-mekada@sist.chukyo-u.ac.jp

[‡] 名古屋大学大学院情報科学研究科, murase@is.nagoya-u.ac.jp

<要約> 近年の X 線 CT 装置の目覚ましい発展により, 患者一人から得られる 3 次元医用画像枚数が非常に膨大な量となっている. そのため, 治療の基本行為である経時画像の位置合わせが医師にとって非常に大きな負担となっている. そこで本稿ではパラメトリック固有空間法と DP マッチングを用いることによりこの問題の解決を図った. これは画像全体の位置合わせではなく, 病変領域など予め位置合わせしたい部位が決まっている場合にその濃淡情報を低次元の固有空間に投影し, 画像間の対応付けを行うものである. また, 胸部画像は呼吸により体軸方向に多少の伸縮が発生する. これに対応するための非剛体位置合わせとして両端点フリー DP マッチングを用いた. 実験では被験者の撮影の際に起こりうる剛体変形として 3 自由度を考慮し, 同一被験者のそれぞれ撮影時期の異なる 4 つの画像を用い, 非常に高速な位置合わせに関する検討を行った.

<キーワード> 固有空間法, 非剛体位置合わせ, 両端点フリー DP マッチング, 3 次元医用画像

1. はじめに

近年 X 線 CT 装置の高精度化が著しく進んでいる. それに伴い患者一人当たりから得られる 3 次元医用画像枚数が非常に膨大なものとなっている[1]. そのため, 治療計画の立案や画像診断といった治療時における基本行為が医師にとって非常に大きな負担となっている. また, これらの問題の解決手法として従来は非剛体変形と正規化相互情報量[2]を用いた手法等が提案されているが, この手法は位置合わせの精度は高いものの, 多くの計算時間を要してしまう問題がある. 実際の臨床の場では高速な位置合わせを望む声があるため, 速度を優先し人手で修正可能な数 mm 程度の誤差を許容する位置合わせ手法も望まれる. さらに撮影毎に画像の座標系に対して異なる位置で画像化され, また病状の進行具合等によって人体自体が変形しているため, これらに対処できる位置合わせ手法が望まれる.

本稿では, このような変形を伴う画像間の位置合わせを非剛体レジストレーションとして扱い, パラ

メトリック固有空間法に基づく, 平行移動と回転移動を考慮した剛体位置合わせと, 両端点フリー DP マッチングによる非剛体位置合わせについて提案する.

2. パラメトリック固有空間法[2][3][4]

2.1 概要

パラメトリック固有空間法とは, 少ない記憶容量で 3 次元物体を 2 次元画像の集合体として記述することで, 2 次元画像例から物体を容易に学習し, 3 次元物体を 2 次元照合により認識することを目的として村瀬らにより提案された手法であり, 物体の姿勢認識や医用画像の位置合わせなどに利用されている[3][4][5][6]. これは, 学習段階と認識段階の 2 つの段階で構成されている. 学習画像の固有ベクトルを各軸とした多次元で表現された固有空間に各スライスを投影し, スライスの連続する変化を多様体として表現する. この多様体と入力画像の多様体との距離により, 画像間のマッチングを行う手法である. 多様体の表現例及びマッチング例を図 1 に示す.

2.2 学習段階…固有空間作成

学習画像各スライスに対し、画素値を特徴量とした特徴ベクトル \hat{x} を $x = (\hat{x} - \bar{\hat{x}}) / \|\hat{x}\|$ により大きさ 1、平均 0 になるように正規化する。この各ベクトルを行、画像のスライス枚数を列とした行列 X を以下のように作成する。

$$X = (x_1, \dots, x_N) \quad (1)$$

ここで、 $n(=1, 2, \dots, N)$ は CT 画像のスライス番号である。次に自己相関行列 XX^T により各画像の固有値、固有ベクトルを算出する。そして自己相関行列 XX^T の上位 K 個の固有値に対応する固有ベクトル $e_i (i=1, 2, \dots, K)$ を各軸とした K 次元の固有空間を生成する。その後、学習画像に対して様々なパターンでの変形を施した画像群を固有空間に投影し、多様体を形成する。次式により各特徴ベクトル $x_{n,p}$ を固有空間上の点 $g_{n,p}$ に投影する(図 1)。投影点は K 次元超球面上に分布することとなる。

$$g_{n,p} = (e_1, e_2, \dots, e_K)^T x_{n,p} \quad (2)$$

なお $p (p = 1, \dots, P)$ は画像の平行移動と回転の剛体変形パラメータであり、位置合わせを行う 2 画像間の人体全体の位置ズレに対応するために、 x_n に加えるものである。そして、投影点列 $g_{n,p}$ を繋ぎ合わせて学習画像の各スライスを連続する多次元曲線多様体として表現し、これを固有空間内で 1 つの連続する画像として扱う。

2.3 認識段階…剛体位置合わせ処理

認識段階では先程処理を施した学習画像に対応付けを行う、入力画像に対して処理を施す段階である。入力画像各スライスに対し、画素値を特徴量とした特徴ベクトル \hat{y} を $y = (\hat{y} - \bar{\hat{y}}) / \|\hat{y}\|$ により大きさ 1、平均 0 になるように正規化する。正規化後、 i 個のスライス画像の各特徴ベクトル y_i を元に学習段階で生成した固有空間上の点 z_i に以下の式を用いて投影し多様体を形成する。

$$z_i = (e_1, e_2, \dots, e_K)^T y_i \quad (3)$$

z_i と $g_{n,p}$ の類似度を次のように定義する。

$$d_M^{(i)}(\theta) = z_i^T g_{n,p} \quad (4)$$

最後に、学習・入力画像の投影点間距離を計測し、その距離が最小のものを同一画像とし、同時に姿勢

パラメータを得ることとする。

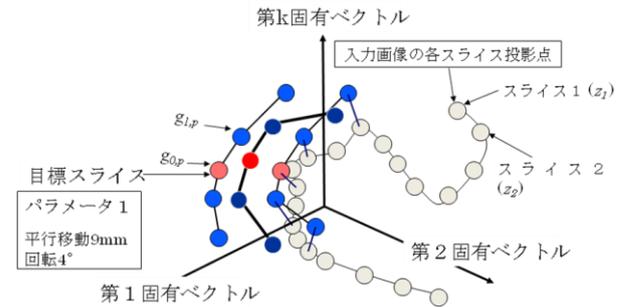


図 1. 多様体表現例

2.4 認識段階…非剛体位置合わせ処理

胸部画像における画像の変形要因として最大なもの、吸気量の違いである。呼吸性変形の多くは、体軸方向(頭側から足方への尾頭方向)であるため、ここでは両端点フリーDP マッチングにより、空間的な伸縮を考慮したスライス間の対応付けを実現する。このとき、姿勢パラメータは剛体位置合わせ処理時に得られた最適な姿勢パラメータを利用することとした。この段階では 2.2 節と同じ方法により作成した固有空間に最適な姿勢パラメータでの変形を施した学習画像を投影する。マッチングのための尺度として DP のローカルディスタンスに固有空間内で得られる投影点間距離を用いた。

3. 実験

本稿では同一被験者の、それぞれ撮影時期の異なる 4 つの胸部 X 線 CT 画像を使用した。最初に撮影された画像が Chest1, Chest1 から 2, 5, 13 カ月後に撮影された画像が Chest2, Chest3, Chest4 である。それぞれスライス枚数は約 200 枚であり、スライス内解像度 0.469mm, 再構成間隔 1.25mm, スライス厚 2.5mm である。

剛体変形は学習画像に施し、事前に固有空間に投影した。実際の位置合わせで用いた固有ベクトルの画像化例を図 2 に示す。この画像は、学習画像に対してスライス内解像度を 5mm, 体軸方向の解像度が 1mm となるように補間を行った。また、平行移動を加えた際に再構成された胸部以外の領域を参照しないようにマスク処理により画像中心部を抜き出し、これを実験対象とした。ベクトル化する領域は各スライスの中心から半径 100mm 円内の領域を指定したものである。このとき各特徴ベクトルは 1245 次元であった。固有値の大きいほうから固有空間上に投影した数、つまり固有空間次元数は実験的に 20

次元とした。なお、移動量は平行移動が肩方向にそれぞれ 0mm, ±3 mm, ±6 mm, ±9 mm であり、回転変形は背腹方向を回転軸にそれぞれ 0°, ±2°, ±4° の組み合わせの 35 パターンである。図 3 に移動方向を示す。

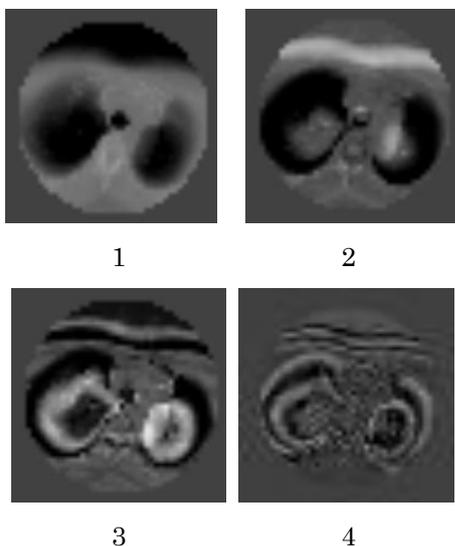


図 2. 固有ベクトル例. 固有ベクトルを 0 から 255 に正規化して表したものである。

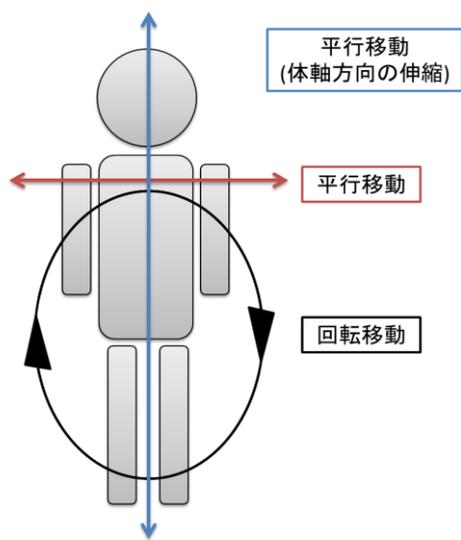


図 3. 剛体変形方向

4. 結果と考察

対応付け結果は、位置合わせ目的スライスとその前後 5mm, 10mm 離れたスライスの固有空間内での対応点までの距離の総和が最小となる変形パラメータとした。平行移動のみ、回転移動のみの結果との比較を行い、目視評価は画像中心部の位置合わせの精度を基準とした。

結果の一例を図 4 に示す。図 4(a) に対応するスラ

イスとして剛体位置合わせに図(b), 非剛体位置合わせに図(c)が選択された。図(d)に目視での位置合わせ結果を示す。図 5 に体軸方向の伸縮の程度わかるスライスを示す。

実験ではまず平行移動と回転移動を組み合わせる剛体位置合わせにより最適な変形パラメータを取得したのち、DP による非剛体位置合わせを行った。画像間の誤差については、剛体位置合わせでは CT の撮影台に被験者が横になる際に初回撮影時と全く同じ場所に位置しないこと、呼吸により発生する体軸方向の若干の伸縮が理由として挙げられる。また、剛体位置合わせの場合には局所的な位置合わせを行ったのに対し、DP についてはより広い範囲での位置合わせが行われた。そのため固有空間に投影した各画像の投影点全体をマッチングしたこととなるため、対応付けの範囲などを病変付近に限定するなどの処理が必要になると考えられる。また、胸水の増加など、画像間に変形が著しい場合の位置合わせには問題が残されている。

位置合わせに要した計算時間は Intel Core™2 Duo, U9300@1.20GHz, メモリ 4G のコンピュータで最適な変形パラメータの取得に平均 0.26 秒、非剛体位置合わせでは平均 0.5 秒と、従来通りの高速な位置合わせを行うことができた。

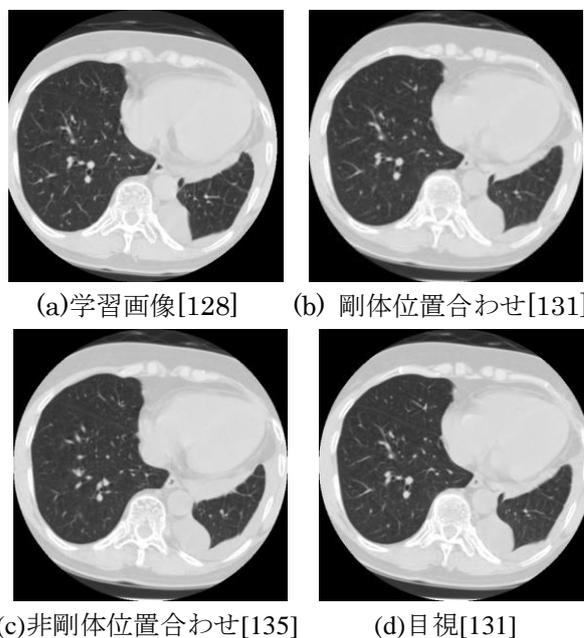


図 4. 位置合わせ結果([スライス番号])

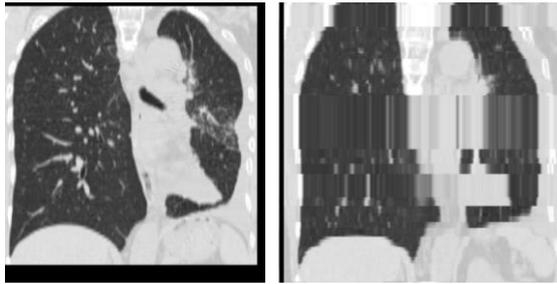


図 5. 体軸方向の伸縮の程度

5. まとめ

本稿では、パラメトリック固有空間法による胸部 X 線 CT 画像の肩方向 2 自由度の平行移動と背腹方向 1 自由度の回転に対応した剛体位置合わせを行い最適な姿勢パラメータを取得したのちにそれをもとにした両端点フリー DP による非剛体位置合わせを行った。その結果画像間に極端な変形がなければ、十分な精度での位置合わせが可能であることが分かった。また、本手法最大の特徴である位置合わせ計算時間に関しても、従来通りの高速な計算が可能であることが確認された。

今後の課題として、最適な剛体変形パラメータを用いた両端点フリー DP マッチングにおける対応付け範囲の検討や他症例への適用があげられる。

謝辞

日頃より熱心にご討論頂く、中京大学目加田研究室の諸氏に深く感謝する。本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金、JST 戦略的創造研究推進事業 CREST、厚生労働省がん研究助成金、三菱電機(株)先端技術総合研究所の援助による。

本研究では、画像処理にソフトウェアライブラリ MIST(<http://mist.murase.m.is.nagoya-u.ac.jp/>) を使用している。

参考文献

- [1] 縄野繁 “読影フィルムが津波のように押し寄せてくる” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.11, No.2, Oct.2007
- [2] 出口大輔 林雄一郎 北坂孝幸 他 “多時相 CT 像からの CT 値の確率分布推定に基づく肝臓領域抽出” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.9, No.4, 2006
- [3] 澤田匡秀 目加田慶人 鳥脇純一郎 村瀬洋 “パラメトリック固有空間法を用いた同一被験者腹部 X 線 CT 画像の位置合わせ” DIA2010
- [4] 目加田慶人 平澤宏祐 鷺見和彦 他 “医用 3 次元画像のパラメトリック表現と画像間位置合わせ” 信学技報 TECHNICAL REPORT OF IEICE.
- [5] 目加田慶人 平澤宏祐 鷺見和彦 他 “固有空間法による医用 3 次元画像の高速な位置合わせ” 信学技報 IEICE Technical Report MI2007-35(2007-9)
- [6] 村瀬洋, シュリー ナイヤー “2 次元照合による 3 次元物体認識-パラメトリック固有空間法-” 電子情報通信学会論文誌 D=II Vol.J77-D-II No.11 pp.2179-2187 Nom.1994