

粘性流体位置合わせによって統合された臓器の 3 次元人体地図

徳久 宗一郎[†] 金子 邦彦[‡]

[†]九州大学大学院システム情報科学府知能システム学専攻 〒819-0395 福岡市西区元岡 744

[‡]九州大学大学院システム情報科学研究院知能システム学部門 〒819-0395 福岡市西区元岡 744

E-mail: [†]tokuhisa@db.is.kyushu-u.ac.jp, [‡]kaneko@is.kyushu-u.ac.jp

あらまし 人体地図は医療画像を臓器毎に分割したデータである。より多くの臓器の情報を人体地図に持たせるためには、複数の人体地図を組み合わせることが必要である。本稿では、粘性流体位置合わせを用いて全身 CT 画像と全身 MRA 画像から得た 2 つの人体地図を統合する手法を説明し、統合された人体地図について考察する。人体地図の統合において粘性流体位置合わせのパラメータ調整を簡略化する代表スライス法を提案した。代表スライス法とは、全身の画像を構造毎に分割し、部分毎に粘性流体位置合わせの変形の自由度に関わるパラメータである粘性項の値を調整する手法である。粘性流体位置合わせを用いて統合し得られた画像から 7 枚の画像を選択し、画像中の 24 箇所 of 血管で位置のずれを計測したところ、平均 8.6mm、最大で 26mm の位置のずれがあることを確認した。

キーワード 粘性流体位置合わせ, 人体地図, CT 画像, MRA 画像

The three-dimensional human atlas of the organs and blood vessel unified by viscous fluid registration

Soichiro Tokuhisa[†] and Kunihiro Kaneko[‡]

[†]Department of Intelligent Systems, Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University, 744 Motooka, Nishi, Fukuoka, Japan

[‡]Department of Intelligent Systems, Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University, 744 Motooka, Nishi, Fukuoka, Japan

E-mail: [†]tokuhisa@db.is.kyushu-u.ac.jp, [‡]kaneko@is.kyushu-u.ac.jp

Abstract This paper shows the method of unifying the organ atlas extracted from three dimensional CT image and blood vessel atlas extracted from MRA image by two-dimensional viscous fluid registration. To unify the organ and vessel atlas, we use deformation obtained by two-dimensional viscous fluid registration of two original CT image and MRA image. In whole body viscous fluid registration, we use the representative slice method. The representative slice method is the optimization method in the parameter regulation of the viscous fluid registration. In this experiment, we compare the unified human atlas which is applied only rigid transformation with the unified human atlas which is applied rigid transformation and displacement of viscous fluid registration. The number of the pixels of a blood vessel which filled the outside the body or overlapped with the bone were reduced to half in the unified atlas using viscous fluid registration.

Keyword viscous fluid registration, human atlas, CT image, MRA image

1. はじめに

1.1. 人体地図

人体地図は人体の断面画像から解剖学的構造を抽出したデータであり、複雑な人体の構造の学習に利用されている。また、手術や車の衝突シミュレーション、携帯電話の電磁波の影響測定など、仮想人体を用いたシミュレーションにも利用されている[1]。人体地図作

成に用いられる人体の断面画像には米国 National Library of Medicine の冷凍死体の断面画像であるデジタルヒューマンプロジェクトや、CT 画像や MRI 画像等の医療画像が用いられる。解剖学的構造は人体の断面画像から手動、もしくは半自動で塗り分けることで得られる。人体地図はより正確で数多くの臓器の構造情報や機能情報を持つことが求められている。

1.2. 目的

我々は臓器の人体地図と血管の人体地図の統合を目的としている。人体地図の作成には解像度の高いCT画像が適しているが、血管と筋肉はCT値で判別することができない。そのため、CT画像で血管を撮像するには造影剤が必要となる。しかし、人体地図の作成は健常者を対象に行われるため、造影剤を用いずに作成することが望ましい。そこで我々は造影剤を使わず血管の領域を得ることができるMRA画像をCT画像と組み合わせることで臓器と血管の人体地図の作成を試みた。本実験に使用したCT画像とMRA画像、臓器と血管のデータは理化学研究所から提供して頂いたデータである。

人体地図の統合には2つの画像の形状を一致させる粘性流体位置合わせという手法を用いた。粘性流体位置合わせによって得られた変形量を適用することで臓器と血管の人体地図を統合する。ここでいう変形量は、ある断面の画素 $I(p,q)$ が点 $P(a,b)$ へ移動するために必要となる x 軸方向と y 軸方向の移動ベクトル $(a-p, b-q)$ を断面の全ての画素において求めたものである。全身CT画像と全身MRA画像は同一人物の画像であるため身長が同じである。そのため、本論文では z 軸方向の移動ベクトルは扱わない。

粘性流体位置合わせは滑らかに変形が生じるためねじれ等の変形の不整合が起こらないが、流体の移動を計算するため膨大な計算時間が必要となる。全身の画像の粘性流体位置合わせでは、Pentium4CPU3.4GHz、メモリ 1GB の PC を用いて一週間程度必要であった。本実験は2次元の粘性流体位置合わせであるため複数のPCに処理を分けることが容易であり、処理時間を短縮は可能であるが、位置合わせ結果の確認作業が非常に労力が要した。そのため位置合わせ結果の確認回数を減らす必要があると考えた。本論文では位置合わせ結果の確認回数を位置合わせコストと定義し、代表スライス法の分割数が6と10を比べた場合を比べ、どちらが位置合わせコストをより小さくできるか確認した。そして、臓器と血管を統合した人体地図の血管の位置がどの程度ずれているかを市販の解剖図を元に調べ、CT画像中の血管の中心座標と統合した血管の人体地図の中心座標との距離を測定した。

2. 位置合わせ

位置合わせには様々な手法があるが、画像情報を利用した位置合わせを行う[2]。本論文では3次元剛体位置合わせと2次元粘性流体位置合わせの2つの処理を行った。はじめに剛体位置合わせを行うことで2つの人体の位置を揃え、次に粘性流体位置合わせを行うことで断面の細部の形状を補正する。このように医療画

像の位置合わせにおいて、全体的な位置のずれを補正する大局的位置合わせと局部の形状を補正する局所的な位置合わせを組み合わせた手法は医療画像の位置合わせの分野において一般的である。

2.1. 3次元剛体位置合わせ

3次元剛体位置合わせは人体をひとつの剛体物として捉え、平行移動や回転を行うことで位置を揃える手法である[3-12]。本実験では Insight Segmentation and Registration Toolkit[13]に含まれる相互情報量を用いた3次元剛体位置合わせソフトウェアを使用している。相互情報量とは情報理論に基づく画像の類似度であり、2つの画像を重ねた時の色の分布が似ているほど似た画像であると判断される。

2.2. 2次元粘性流体位置合わせ

粘性流体位置合わせは流体力学に基づく方法で、滑らかに画像を変形させることができる[14-18]。そのため呼吸によって生じる胸部や腹部の大きさの違いや姿勢の違いを補正することが可能となる。粘性流体位置合わせでは画素ごとに力、速度、変異のベクトルを持っており、これらベクトルの集合をそれぞれ力場、速度場、変移場という。力場、速度場、変移場の3つの場を繰り返し計算することで変形が進んでいく。本論文では、2つの画像の類似度に相互情報量を用いた文献[14]をC++言語で実装した2次元粘性流体位置合わせプログラムを用いて実験を行っている。

2.3. 多重解像度法

多重解像度法とは、縮小した小さい画像同士的位置合わせを行い大まかな変形量を求め、次第に画像の大きさを戻し詳細な変形量を求めていく処理である。小さい画像で1画素離れた場所は元の画像では数画素離れた場所となるため、小さい画像で生じる変形が元の画像では大きな変形になる。計算のはじめに大きく変形させることで位置合わせの収束が速くなる。また、はじめに大体の位置を合わせるため、位置合わせ結果が局所最適解に落ちることを防ぐことにも繋がる。このように高速性と解の安定性を併せ持つ多重解像度法は位置合わせや画像認識においてしばしば用いられている。本実験の3次元剛体位置合わせと2次元粘性流体位置合わせにはどちらも多重解像度法を使用している。

2.4. 代表スライス法

代表スライス法は粘性流体位置合わせのパラメータである粘性項の調整を簡略化する手法である。全身の画像を M 個のセグメントに分割し、分割領域毎に代表スライス r_i を設定する。代表スライス r_i 上でパラメータである粘性項の値を調節し、得られた最適な数値を分割領域全てに適用する。この手法は、対応する断面画像間で断面の形状が似ているため位置合わせの結

果得られる変形量が似ていることと、粘性流体位置合わせが失敗しない粘性項には値にある程度の幅があることを利用しており、同一人物の全身 CT 画像と全身 MRA 画像の粘性流体位置合わせにおいて単一の粘性項を用いる場合と比べよい結果を得られる。

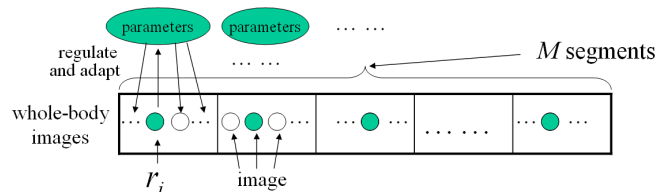


図 1: 代表スライス法 の概念図

3. 実験

3.1. 使用データ

我々は理化学研究所から提供を受けた全身 CT 画像と全身 MRA 画像、臓器の 3 次元人体地図と血管の 3 次元人体地図を実験に使用した。これらの画像は全て同一人物を撮影した画像である。画像は全て CT 画像の大きさに揃えている。画像の大きさは 490×265 で 1687 枚の画像から構成される。全身 CT 画像と全身 MRA 画像は 256 色のグレースケール BMP 画像であり、臓器と血管の人体地図はカラー BMP 画像である。1 画素の大きさは $0.98 \times 0.98 \times 1(\text{mm})$ となっている。



図 2: 全身 CT 画像と全身 MRA 画像

3.2. 位置合わせ結果の評価方法

位置合わせの評価方法として特定臓器の輪郭が一致しているかを目視で確認する方法を用いる。他の評価手法として、位置合わせの評価方法には画像の類似度を計算し、最も類似度が大きくなったものを正解とする方法がある。粘性項を 70 に固定して計算を行ってみたところ、図 3 のように計算が進むにつれて画像の類似度である相互情報量の値が大きくなった。しかし、代表スライス法により最適な粘性項を選ぶ場合には画像の類似度を用いる評価方法は利用できない。なぜならば、粘性項毎に位置合わせ結果の画像の類似度を求めたとき、図 4 のように粘性項の値が増加すると画像の類似度である相互情報量の値が減少する関係となった。目視で確認したところ粘性項 70 が最もずれの少ない結果であるが、画像の類似度を評価方法として用いた場合は粘性項 20 が最も類似度が大きくなっている。

このように画像の類似度を用いた手法では代表スライス法を用いた場合の最適な粘性項を定めることができない。また、画像の勾配の重なり具合を位置合わせの評価を行ったが、面積の小さい構造のずれは評価に影響が少ないことと、単純に胴体の輪郭が一致していれば重なり度が大きくなっていくことから、位置合わせ結果の評価としては問題があると判断した。他にも正解データを用意し、正解との違いを数値で測る評価手法があるが、解剖学に関する専門知識が必要であるため正解データの作成は困難であった。そこで、本実験では特定の臓器の輪郭を目視で確認して位置合わせの結果を評価する。

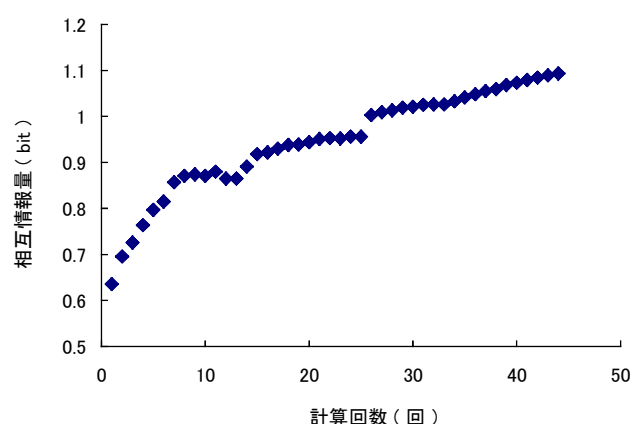


図 3: 胸部代表スライスにおける粘性項を 70 に固定したときの計算回数と相互情報量の関係

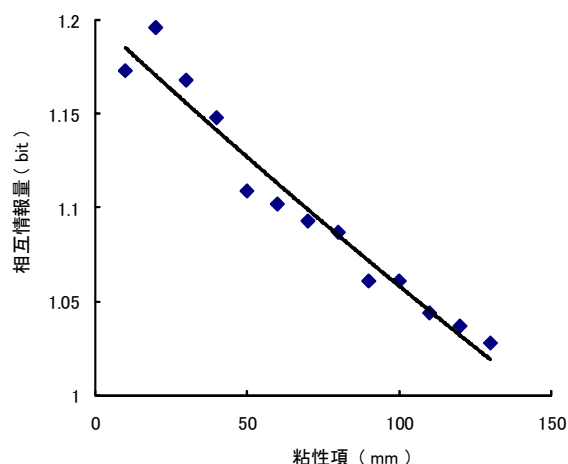


図 4: 胸部代表スライスにおける相互情報量と粘性項の関係

3.3. 位置合わせの確認箇所

位置合わせの結果が正しいかどうかを目視で確認する臓器を表 1 に挙げる．腹腔内臓器と横隔膜については呼吸による上下運動により垂直方向のずれが生じるため，本論文では位置合わせの結果の確認の対象としていない．目視で位置合わせの結果を確認するときは，輪郭が一致しているか，臓器が別の領域にはみ出していないかに注意して確認を行った．もし確認箇所の一つでも大きくずれている箇所があった場合，該当する粘性項を用いた位置合わせは失敗したと判断する．全ての粘性項において位置合わせが失敗していた場合，その断面画像での位置合わせは失敗したと判断する．全ての粘性項で失敗した場合は，最もずれの少ない位置合わせ結果を得た粘性項を最適な粘性項として選択している．

表 1：分割領域毎の確認箇所

分割領域	確認箇所
頭頂部	皮膚，頭蓋骨，脳
頭部	皮膚，頭蓋骨，鼻腔，眼球，眼窩，脳
顎部	皮膚，椎骨，気管
肩部	皮膚，椎骨，肩甲骨，上腕骨，肺，気管
胸部	皮膚，皮下脂肪，椎骨，上腕骨，肺，心臓
横隔膜部	皮膚，皮下脂肪，椎骨，腹腔，上腕骨
腹部	皮膚，皮下脂肪，椎骨，腹腔，尺骨，橈骨
腰部	皮膚，皮下脂肪，椎骨，骨盤
下腿部	皮膚，皮下脂肪，脛骨，腓骨
足部	皮膚，楔状骨，立方骨，踵骨

3.4. 位置合わせの手順

位置合わせは，全身 CT 画像と全身 MRA 画像の 3 次元剛体位置合わせ，全身を 6 分割して代表スライス法を用いた粘性流体位置合わせ，6 分割で位置合わせを行った結果失敗した領域を新たな分割領域 4 つを加えた 10 分割時の代表スライス法を用いた粘性流体位置合わせの順に図 5 のように行われる．はじめに 3 次元剛体位置合わせを行い，CT 画像と MRA 画像の位置

のずれを補正する．次に全身を 6 分割し，代表スライスを設定する．代表スライスには分割領域を最もよく表している位置の画像を選択する．次にパラメータの決定を行う．パラメータは粘性項と粘性項以外のパラメータに分けられる．まずは粘性項以外のパラメータを決定する．粘性項以外のパラメータには最大解像度レベル，最小解像度レベル，繰り返し回数がある．これらの数値は用いる画像の解像度やずれの大きさに依存するため，いくつかの値で実行して正しく動作するかを確認した方がよい．本実験では最大解像度レベルを 8，最小解像度レベルを 1，繰り返し回数を 10 に設定している．これらの値は全身において同じ値を用いる．次に代表スライス毎に粘性項の値を決定する．粘性項は 10 から 130 まで 10 刻みの値を用いて粘性流体位置合わせし，位置合わせ結果を確認して最適な粘性項を設定する．6 分割での代表スライスの位置合わせ結果を図 6 に示す．6 分割での結果を目視で確認したところ，193 枚の断面画像において位置合わせが失敗していることを確認した．位置合わせに失敗していた箇所を分析すると，頭頂部と顎部，肩部，横隔膜部の 4 つの領域に多く分布していることが分かった．頭頂部では MRA 画像の皮膚が薄くしか写っていないため，また，顎部では顎の前方が背景色に近い色になっていたため，それぞれの輪郭が対応する CT 画像の領域からはみ出してしまいう結果となっていた．肩部では，MRA 画像の気管の輪郭がはっきりと写っていないため，CT 画像の気管と MRA 画像の気管が一致していない箇所が多く見られた．横隔膜部では腹腔の輪郭が一致していない画像が多く見られた．このように，失敗領域が固まっているため，これら 4 つの領域を新たな分割領域とみなした 10 分割で位置合わせを行う．新たに定めた 4 つの代表スライスでの位置合わせ結果を図 7 に示す．最後に得られた変形量を用いて 2 つの人体地図を統合する．

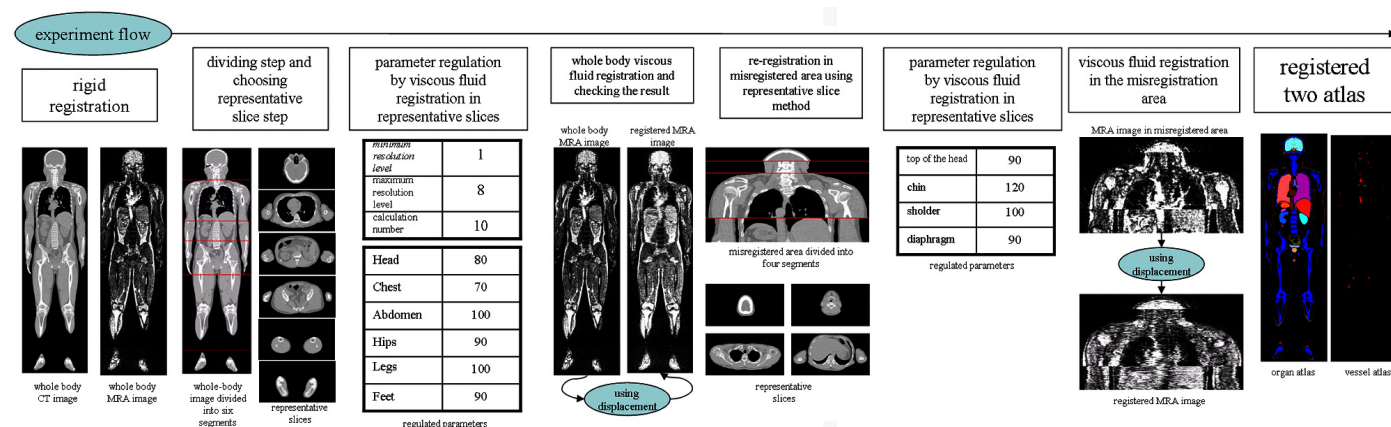


図 5：位置合わせの流れ

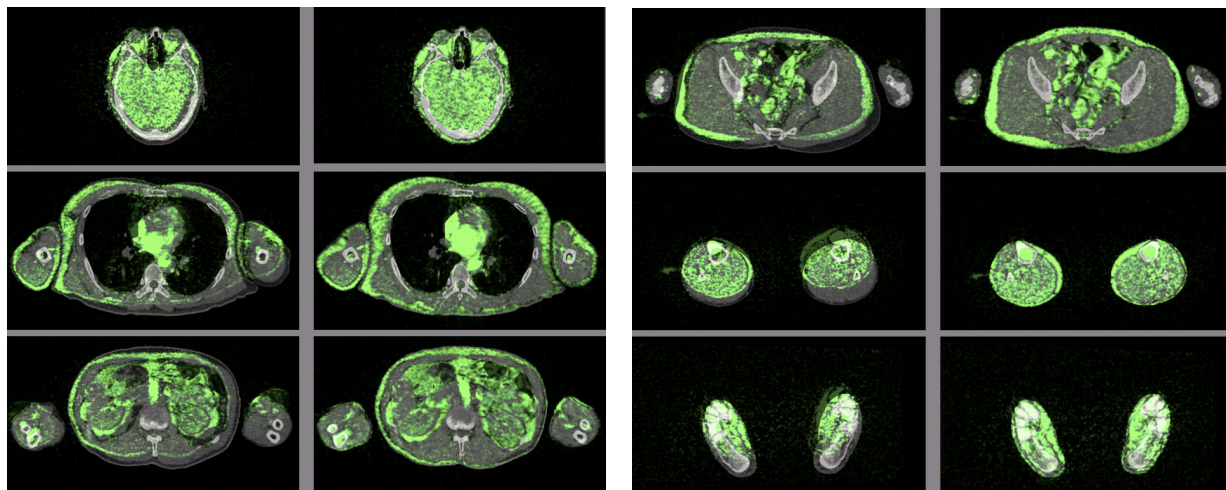


図 6：分割数 6 のときの代表スライスでの位置合わせ前と位置合わせ後の画像
(左上図：頭部，左中央図：胸部，左下図：腹部) (右上図：腰部，右中央図：下腿部，右下図：足部)

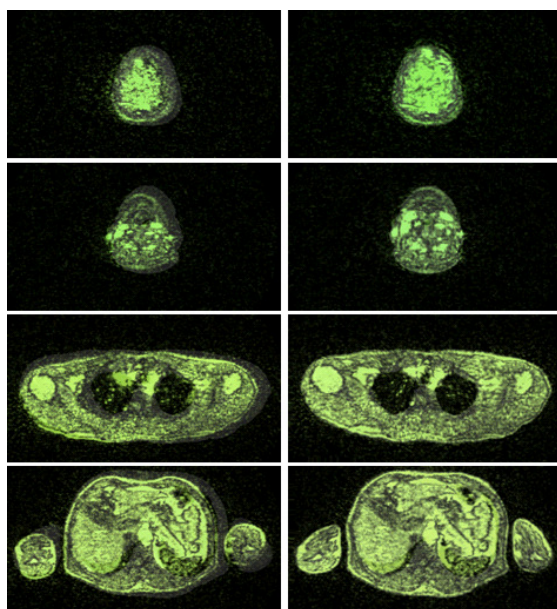


図 7：失敗領域の代表スライスでの粘性流体位置合わせ前と粘性流体位置合わせ後の画像(上図:頭頂部，中央上図：顎部，中央下図：肩部，下図：横隔膜部)

3.5. 位置合わせ結果

分割数 6 の位置合わせの結果，1,687 枚のうち 194 枚の画像が失敗していた．失敗領域を新たな分割領域として分割数を 10 に増やした結果，位置合わせに失敗した画像の枚数が 139 枚となった．表 2 と表 3 は全身の位置合わせ結果を失敗領域とそれ以外の領域に分けた表であり，表 4 は失敗領域において 6 分割時の粘性項を変更したときの失敗数の変化を表にしたものである．表 2 は失敗領域以外での位置合わせ結果である．位置合わせに失敗した数が 30 枚と少なく，また，失敗した画像がまばらに存在している．10 分割の実験の後 30 枚全てについて，代表スライス法を用いて最適な粘

性項を設定している．表 3 は失敗領域の位置合わせ結果であり，6 分割時の結果と 10 分割時の結果を同時に示している．失敗領域の画像の総数は 294 枚であり，6 分割から 10 分割にすることで 73 枚が成功していることが分かる．また，分割数を増やすことで位置合わせが失敗してしまう画像が 18 枚あることが分かる．しかし表 4 に示す失敗領域毎の失敗数の変化を見てみると，頭頂部と顎部では位置合わせの結果があまり改善されていないことが分かる．これは，粘性流体位置合わせでは画像の勾配に対して力がかかるため，頭頂部の色が薄くノイズの多い皮膚や，顎部の背景色に近い箇所では位置合わせが困難であることが原因だと考えられる．

表 2：失敗領域以外の位置合わせの正誤数

	失敗領域以外
成功	1,363
失敗	30
合計	1,393

表 3：失敗領域の位置合わせの正誤数

	6	成功	失敗	合計
10				
成功		112	73	185
失敗		18	91	109
合計		130	164	294

表 4：失敗領域毎の失敗画像の枚数

	分割数 6	分割数 10
頭頂部	38	30
顎部	16	15
肩部	64	37
横隔膜部	46	27

3.6. 位置合わせ結果の確認回数

粘性流体位置合わせを実行した回数だけ位置合わせ結果が生成されるため、位置合わせの確認回数は粘性流体位置合わせの実行回数と等しい。位置合わせの確認回数を位置合わせコストと定義すると、位置合わせの確認コストは粘性流体位置合わせの実行回数から求められる。本実験で粘性流体位置合わせは分割数 6 で代表スライス法を適用した後に分割数を 10 に増やして行っているが、6 分割で終えた場合の分割数 6 の場合、初めから 10 分割して代表スライス法を適用したと仮定した分割数 10 の場合、1,687 枚全てに代表スライス法を適用した分割数 1,687 の場合の計 3 通りの位置合わせコストを位置合わせの失敗数から計算で求めることができる。表 5 に分割数毎の位置合わせコストを示す。分割数 6 の場合、6 つの代表スライスを 13 通りの粘性項で位置合わせし、残りのスライス (1,687-6) 枚の位置合わせを行い、失敗した 194 枚の画像全てに対して 13 通りの粘性項で位置合わせを行うため、6 分割時の位置合わせコストは $6 \times 13 + (1,687 - 6) \times 13 = 4,281$ となる。10 分割の場合、10 分割での失敗スライス 139 枚を 13 通りの粘性項で調整するため、10 分割時の位置合わせコストは $10 \times 13 + (1,687 - 10) \times 13 = 3,614$ となる。分割数 1,687 の場合、1,687 枚全てについて 13 通りの粘性項を試し調整を行うため、位置合わせコストは $1,687 \times 13 = 21,931$ となる。

4. 統合された人体地図

4.1. 断面間の変形量のずれを補正

代表スライス法を用いて位置合わせに失敗した 139 枚の画像に対して 13 通りの粘性項から最適な値を選ぶことで、1,687 枚全ての変形量を得ることができた。しかし、目視での確認では多少の誤差が生じるため、図 8 の左図のように血管が垂直方向に繋がっていないことが確認できた。そこで変形量に対して 3 次元ガウシアンフィルタを適用することで断面間のずれの誤差を低減させた。ガウシアンフィルタの標準偏差を 2、フィルタの半径を 9 としている。得られた変形量を用いて統合した人体地図を図 8 の右図に示す。垂直方向の連続性が改善されていることが確認できる。

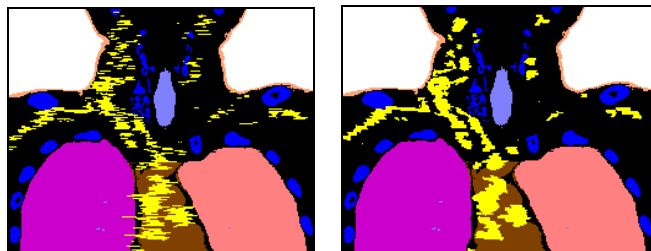


図 8：変形量に 3 次元ガウシアンフィルタを適用

4.2. 血管と重なる臓器

変形を行わず剛体位置合わせのみを行い統合した人体地図(図 9 左図)と、粘性流体位置合わせの変形量を用いて統合した人体地図(図 9 右図)を比較する。血管は図 9 中の黄色の箇所である。図 9 左図の向って右側の腕にある血管に注目すると、体の外にはみ出てしまっていることが確認できる。粘性流体位置合わせで得られた変形量を適用することで図 9 右図のように血管が腕の中に位置するようになっている。また、血管の領域と重なる臓器を調べたところ、表 6 の分布が得られた。この表から、体内と重なっている血管のピクセルの数と心臓と重なっているピクセルの数が粘性流体位置合わせを行うことで増えており、また、骨と血管が重なっているピクセルの数と体外にはみ出てしまっている血管のピクセル数は逆に減っていることが読み取れる。この結果より、粘性流体位置合わせを行うことで血管が本来あるべき場所に移動したことが予想される。

表 5：位置合わせコスト

	コスト
分割数 6	4,281
分割数 10	3,614
分割数 1,687	21,931

表 6：血管と重なった臓器のピクセル数

	体内	骨	心臓	空気
位置合わせ前のピクセル数	183,268	27,344	70,119	5,257
位置合わせ後のピクセル数	240,641	13,985	80,483	2,410

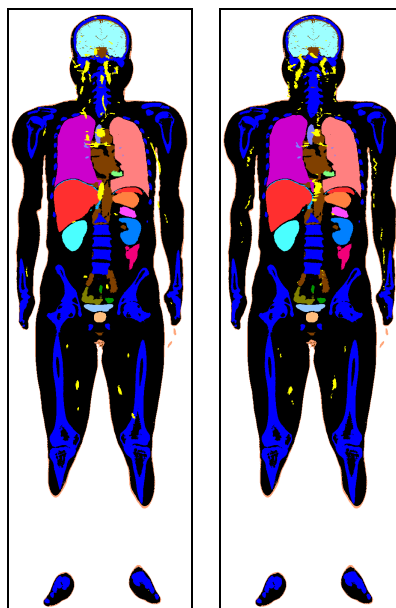


図 9：粘性流体位置合わせ前の人体地図（左図）と粘性流体位置合わせ後の人体地図（右図）

4.3. 血管の位置のずれ

ここでは血管が CT 画像中の血管のあるべき場所に位置しているかを確認する。全ての血管を確認するのは困難であるため、図 10 にある 7 枚の画像中に存在する 24 箇所（血管と CT 画像中の正解となる血管との距離を求める。ここでいう距離は正解の血管と血管の人体地図の血管における中心点間のユークリッド距離である。また、正解となる CT 画像の血管の中心座標は株式会社アブライ発行の人体解剖学図譜集と西村書店発行のカラー人体解剖学頭部を用いて調査し設定した。頭部について、図 10①のように多少骨と重なっているが、位置のずれは小さく平均 4mm である。頸部については、図 10②のように椎骨動脈の一つが体外に位置しており、ずれの平均は 9.5mm である。上腕については図 10③のように肩甲下動脈が正しい位置にきており、ずれの平均は 5mm、上腕下部の肩甲下動脈については図 10④のように 18mm ずれているが、剛体位置合わせのみだと血管が体外にはみ出ていたため血管の位置は改善されている。胸部心臓に関しては、呼吸による胸部断面の大きさの補正に伴い心臓も大きくなってしまっており、図 10⑤のように形状が完全には一致しておらず、ずれの平均が 11mm と多少大きくなっている。腹部の腹大動脈の位置が合っていない図 10⑥のような断面画像では、22mm 位置がずれていることが分かった。腹大動脈について位置が合っていない箇所が多く存在したが、これは周囲の臓器と腹大動脈の画素の値が近いいためこのような現象が起こったと考えられる。下腿部の大腿動脈は図 10⑦のようにずれの平均が 5.6mm と比較的正しい位置にあることが分かる。

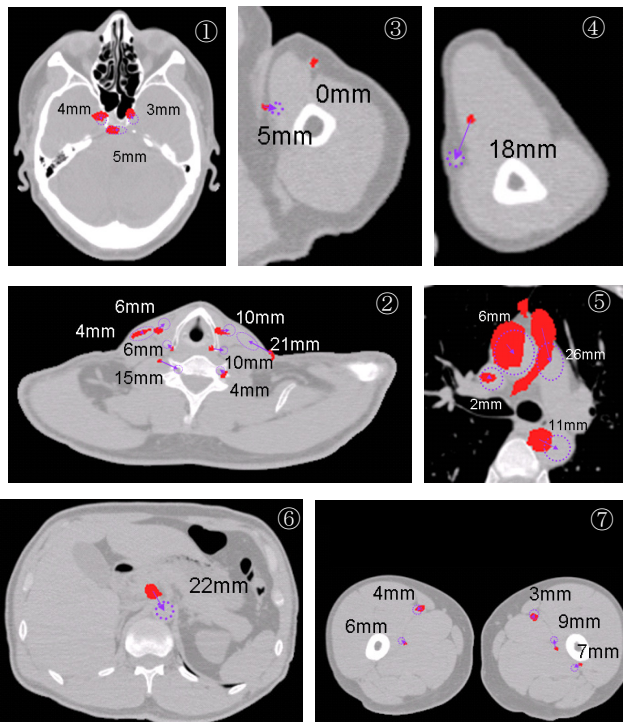


図 10：血管の位置のずれ

5. まとめ

代表スライス法を用いて粘性流体位置合わせの最適な粘性項を定め、全身 CT 画像と全身 MRA 画像の位置合わせを行うことで、臓器と血管の人体地図の統合を行った。変形した血管の人体地図と CT 画像を重ねて位置のずれを確認したところ、24 箇所の血管で平均 8.6mm、最大で 26mm 位置がずれていた。これは、文献[19]において MRI 画像から脳血管の抽出が 1mm 以内の誤差で行われている点と比べると、本手法の血管抽出は脳血管において平均 4mm ずれているため精度が劣っているが、複数の医療画像を組み合わせているため、CT 画像と MRA 画像の融合画像の生成や CT 画像と MRA 画像それぞれの画像情報を利用が可能となっている。また、分割数 6 よりも分割数 10 の方が位置合わせに失敗した画像の枚数が少ないことから、分割数を増やした方が位置合わせの精度が良くなることが分かる。しかし、分割数を最大の 1,687 に設定した場合、1,687 枚全ての画像に対してパラメータを調節した場合、分割数 10 と比べると 6 倍の位置合わせ結果の確認作業が必要となることが分かった。そのため、本手法を用いて複数の医療画像を組み合わせる人体地図を作成する場合、求める人体地図の精度と作成に必要なコストを考えて分割数を定める必要がある。

謝辞

本研究において全身を撮影した画像データと臓器と血管の領域を抽出した画像データを提供して頂き、また実験に関してご助言を頂いた理化学研究所の横田秀夫先生と姫野龍太郎先生に深く感謝の意を表します。

参考文献

- [1] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki, Y. Yamanaka, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult male and female of average height and weight and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry", Physics in Medicine and Biology, vol.49, pp.1-15, 2004.
- [2] B. Zitova, J. Flusser, "Image registration methods: a survey", Image and Vision Computing, vol.21, pp.977-1000, 2003.
- [3] C. Studholme, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, "Automated 3-D registration of MR and CT images of the head", Medical Image Analysis, vol.1, no.2, pp.163-175, 1996.
- [4] C. Studholme, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, "Automated 3D registration of MR and PET brain images by multi-resolution optimisation of voxel similarity measures", Medical Physics, vol.24, no.1, pp.25-35, 1997.
- [5] C. Studholme, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes, "An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment", Pattern Recognition, vol.32, no.1,

pp.71-86, 1998.

- [6] J. P. W. Pluim, J. B. A. Maintz, M. A. Viergever, "Interpolation artefacts in mutual information-based image registration", *Computer Vision and Image Understanding*, vol.77, no.2, pp.211-232, 2000.
- [7] M. Jenkinson, S. Smith, "A global optimisation method for robust affine registration of brain images", *Medical Image Analysis*, vol. 5, no. 2, pp.143-156, 2001.
- [8] P. Viola, W. M. Wells, "Alignment by maximization of mutual information", *International Journal of Computer Vision*, vol.24, no.2, pp. 137-154, 1997.
- [9] G. Hermosillo, C. Chef d'Hotel, O. Faugeras, "A Variational Approach to Multi-Modal Image Matching", *International Journal of Computer Vision*, vol.50, no.3, pp.329-343, 2002.
- [10] M. Foskey, B. Davis, L. Goyal, S. Chang, E. Chaney, N. Strehl, S. Tomei, J. Rosenman, S. Joshi, "Large deformation three dimensional image registration in image guided radiation therapy", *Physics in Medicine and Biology*, vol.50, pp.5869-5892, 2005.
- [11] W. Crum, D. Rueckert, M. Jenkinson, D. Kennedy, S. Smith, "A framework for detailed objective comparison of non-rigid registration algorithms in neuroimaging", *Image Comput. Computer-Assisted Intervention*, pp.679-686, 2004.
- [12] J. H. Hipwell, "Intensity-Based 2-D-3D Registration of Cerebral Angiograms", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pp.1417-1426, 2003.
- [13] <http://www.itk.org/index.htm>
- [14] E. D'Agostino, F. Maes, D. Vandermeulen, P. Suetens, "A Viscous Fluid Model for Multimodal Non-rigid Image Registration Using Mutual Information", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol.2489, pp.541-548, 2002.
- [15] MC. Chiang, RA. Dutton, KM. Hayashi, AW. Toga, OL. Lopez, HJ. Aizenstein, JT. Becker, PM. Thompson, "Fluid Registration of Medical Images using Jensen-Renyi Divergence Reveals 3D Profile of Brain Atrophy in HIV/AIDS", *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pp.193-196, 2006.
- [16] G. Christensen, R. Rabbitt, M. Miller, "Deformable templates using large deformation kinematics", *IEEE Transactions on Image Processing*, Vol.5, pp.1435-1447, 1996.
- [17] M. Bro-Nielsen, C. Gramkow, "Fast fluid registration of medical images", *Visualization in Biomedical Computing*, pp.267-276, 1996.
- [18] S. Tang, T. Jiang, "FAST NONRIGID MEDICAL IMAGE REGISTRATION BY FLUID MODEL", *Asian Conference on Computer Vision*, pp.27-30, 2004.
- [19] Reinertsen, M. Descoteaux, K. Siddiqi, D.L. Collins "Validation of vessel-based registration for correction of brain shift", *Medical Image Analysis*, Vol.11, pp.374-388, 2007.