

研究論文

脳動脈を対象とした 2D/3D レジストレーションにおける
脳血管分類手法の有用性評価武村 哲浩^{1)*}, 鈴木 正行¹⁾, 菊池 雄三¹⁾, 奥村 祐悠²⁾, 原内 一³⁾¹⁾ 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻²⁾ 石川県済生会金沢病院³⁾ 川崎医療短期大学放射線技術科

1. はじめに

現在、さまざまな部位を対象として、透視画像のような 2次元 (2D) 画像と Computed Tomography (CT) や Magnetic resonance (MR) Imaging などから得られる 3次元 (3D) データから作成された投影像を位置合わせする 2D/3D レジストレーション手法が開発されてきている。このような 2D/3D レジストレーション技術は、3D データからの投影像を 2D 画像と同じ像が得られるように、投影のための各軸を中心とする回転角度および各軸に沿った平行移動量などの投影パラメータを求める手法である。近年では、ITK (Insight Tool Kit) に代表されるような 2D/3D レジストレーション手法も含んだソフトウェア開発のためのライブラリも公開されており¹⁾、その応用も容易になってきている。

Weese と Penney らのグループは椎体の手術において、ロカライザにより追跡されている手術器具の位置を術前に撮影した CT 画像内で表示するためや、CT で撮影された手術において重要な組織等を術中の透視画像に重ね合わせ

るために、術前の CT 画像と術中の透視画像を位置合わせする手法を報告しており^{2,3)}、Penney ら⁴⁾や Imamura ら⁵⁾は Aorta の Stent Graft において術前の CT-Angiography と術中の透視画像を位置合わせをする手法を報告し、術中のカテーテル等の位置を把握し易くすることを目的としている。また、Turgeon らは心臓の冠動脈を対象とし 4次元への拡張も視野に入れており⁶⁾、山崎らは、体内にある人工膝関節の歩行中の動態を人工膝関節の 3次元設計モデルデータと透視画像を位置合わせすることで解析を行っている⁷⁾。

Hipwell や Penney らのグループは、椎体の手術支援で用いた手法を、脳動脈の Phase Contrast MR-Angiography (MRA) と Digital Subtraction Angiography (DSA) とのレジストレーションに対応させた手法を報告している^{8,9)}。我々もまた、脳動脈を対象とし Time-Of-Flight MRA データと DSA 画像を用いた 2D/3D レジストレーション手法を報告しており¹⁰⁾、脳動脈を対象とした血管内手術の支援システムの開発を行っている。

* 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 [〒920-0942 金沢市小立野5-11-80] Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University 5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa 920-0942 Japan
E-mail: at@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

2D/3D レジストレーションには大別して2種類の手法がある。ひとつは Penney らの手法や ITK に含まれる Intensity Based Method であり、もう一方は Kita ら¹¹⁾や我々の手法のように画像の(対象物の)特徴量を用いた Feature Based Method である。Intensity Based Method は 3D データすべてもしくは抽出した Volume-Of-Interest (VOI) 内のすべてのボクセルを用いて投影像を作成し、その投影像の画素値と 2D 画像の画素値を比べ、2D 画像と同様な投影像ができるように最適化を用いて帰納的に投影パラメータを調整していく。Feature Based Method では、画素値ではなく対象物の辺縁や中心線などの特徴点を用いて同様に帰納的に 3D データの投影パラメータを調節していく。いずれの手法においても、2D 画像に写されているレジストレーション対象物の形状と 3D データに含まれる対象物の形状の違いが大きな誤差要因となる。

脳動脈を対象とした MRA データと DSA 画像の 2D/3D レジストレーションを行う場合、MRA データと DSA 画像に写し出されている血管の相違がレジストレーションの精度、信頼性に大きく影響する。特に MRA は、DSA と異なり一度にすべての脳動脈が写し出されている。そのため、Hipwell らは MRA データ内に手動で球形の VOI を設定しその VOI 内のデータを用いてレジストレーションを行っている。また我々の手法でも DSA 画像が左右どちらの内頸動脈造影なのかもしくは椎骨動脈造影なのかを指定することで自動検出された Wills 輪を起点として対応する直方体の VOI を自動で抜き出すようにすることで実際の臨床画像に対応できるようにしている。

しかしながら、そのような領域を抜き出す操作では、必要な血管のみを抜き出すことが難しく、レジストレーションに不必要な血管が含まれる可能性が高い。そのため、我々は MRA に

写し出されている脳血管を 12 のセグメントに分類しラベリングする手法を開発した¹²⁾。それにより必要な血管のみを抽出し 2D/3D レジストレーションに用いることが可能となった。

そこで本研究では、開発した分類手法を組み合わせた 2D/3D レジストレーション手法の信頼性を検証し、その分類手法の 2D/3D レジストレーションに対する有用性を評価した。

2. 方法および材料

我々の開発した 2D/3D レジストレーション手法(「2.1 2D/3D レジストレーション法」参照)を使用し、臨床で得られた MRA データと同時期に撮影された DSA 画像を用いて 2D/3D レジストレーションを行い、レジストレーションが正しくできているかを評価することで信頼性を評価した。その際、脳血管の分類手法(「2.2 脳血管分類手法」参照)により血管を分類し必要な血管のみ抽出した後レジストレーションを行った場合と、分類手法を用いず直方体の VOI を抽出する方法で 3D データから抜き出した領域をレジストレーションした場合とで、それぞれの信頼性を比較した。

2.1. 2D/3D レジストレーション法

使用する 2D/3D レジストレーション法は、細線化された血管像を特徴点として使用する Feature Based Method である (Fig. 1)。2D/3D レジストレーションでは、2D 画像と同じ投影画像ができるように 3D データの投影パラメータを調整し最適な投影パラメータのセットを求める。その際の各投影パラメータは、XYZ の各軸を中心とする回転角度量、各軸に沿った平行移動量および焦点-被写体間距離の 7 パラメータからなる (Fig.2)。また、MRA データは事前にリージョンローイング法により血流信号を抜き出し、かつ 2 値化した後レジストレーションに用いた (2.3 画像データ 参照)。

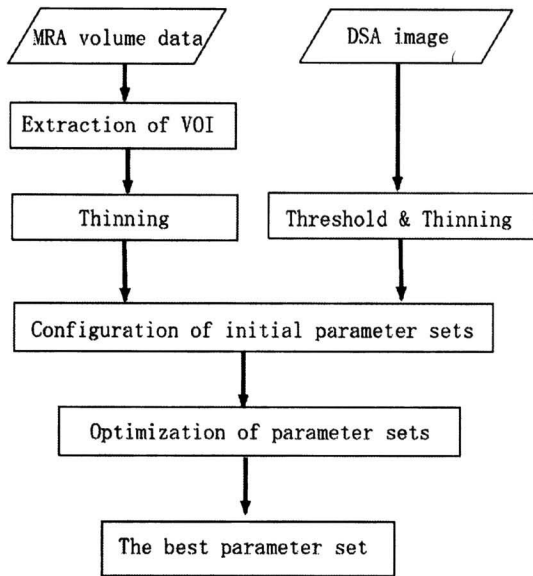


Fig. 1 Scheme of 2D/3D registration method.

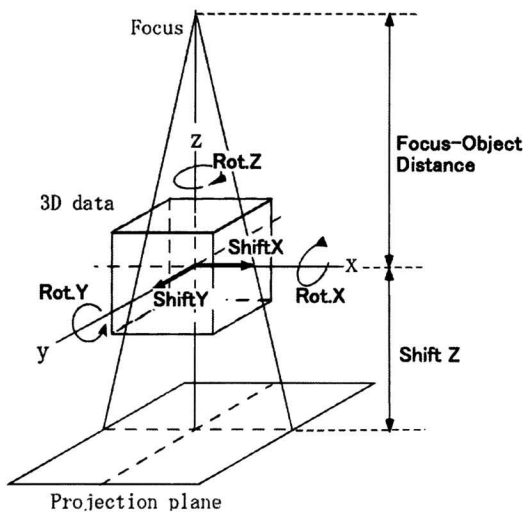


Fig. 2 Projection Parameters.

脳血管分類手法を用いないレジストレーションの場合、まずレジストレーションに必要なVOIを抽出する。最初に血流信号のみのMRAデータをXY平面に投影し投影画像を作成し、この画像を用いてテンプレートマッチング法によりWillis輪中心のXY座標を得る。テンプレートはWillis輪の形状を模した五角形を示しており、投影像上で相互相関値が最も高い位置をWillis輪中心としている。

得られたWillis輪の中心座標を基準に、対象となる領域にある血管を抜き出す。レジストレーションするDSA画像が右内頸動脈造影の場合の領域は、前後の範囲は、中心座標を原点として0から前方に2.3cm、左右範囲は左に0.2cm、右に4.5cmの $4.7 \times 2.3\text{cm}^2$ の範囲をすべてのスライスに対し設定する。左内頸動脈造影の場合は右内頸動脈造影の場合と左右対称となる領域、椎骨動脈の場合は、同様に中心座標を原点として後方に4.0cm、左右にそれぞれ2.0cmの範囲の $4.0 \times 4.0\text{cm}^2$ の範囲を全スライスに設定し血管を抜き出す領域とする (Fig. 3)。内頸動脈造影を対象とした場合の領域は、主に内頸動脈、中大脳動脈および前大脳動脈を抽出するために設定された領域範囲であり、椎骨動脈造影に対する領域は、左右後大脳動脈および脳底動脈を抽出することを目的としている。これらの抽出領域は、各MRAデータを最大値投影法によりZ軸方向に投影した画像を用いて、各造影で対象となる血管の範囲を矩形により測定した結果から得られた平均的な値である。脳血管分類手法を用いる場合には、ここまでの処理の代わりに分類手法を用いて必要な血管を抜き出す。

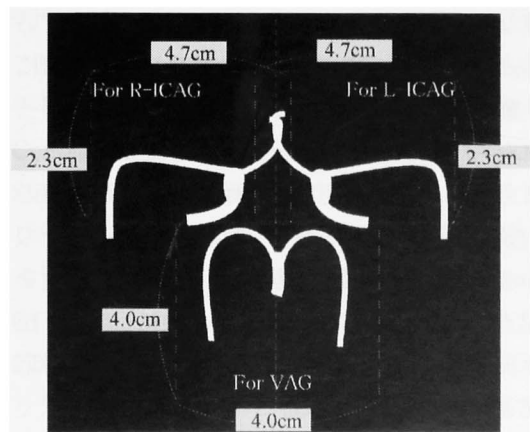


Fig. 3 Regions for extraction on MRA corresponding to DSA images. A corresponding region is extracted from all slices to obtain VOI, which is then used for 2D/3D registration.

必要な血管を抜き出した後、3D データに細線化処理を行い血管の中心線を得る。同様に DSA 画像も閾値処理を施した後、細線化処理を行い血管像の中心線を得る。この際の閾値は DSA 画像ごとに手動で設定した。

次に、3D データ中の中心線データをなすボクセルを、設定した初期投影パラメータセットを用いて投影し投影画像を作成する。その投影画像と細線化後の 2D 画像との差異を小さくするように最適化手法を用いて投影パラメータを調整していく。最適化では最終的にその差異が最小（極小）となる投影パラメータセットを導き出し終了する。

我々のレジストレーション手法では、初期投影パラメータセットにひとつずつパラメータの値を変えた複数の初期パラメータセットを用い、それぞれの初期パラメータセットから差異が最小となる投影パラメータを探す。最終的にはその内から最も良いものをレジストレーション結果とする。複数の初期投影パラメータセットを用いることで、差異の極小を最小と認識してしまう可能性を少なくできる。

初期パラメータセットの数は対象とする DSA 画像の大きさにと焦点-被写体間距離や焦点-Image Intensifier (I.I.) 間距離の制限な

どに依存する。今回場合には、810 通りの初期投影パラメータセットを用いてレジストレーションを行った。

レジストレーションの結果として、最終的に最も差異が少ないと計算された投影パラメータと、また検証のため細線化された DSA 画像に細線化されレジストレーションされた 3D 画像の投影像を重ね合わせた画像が出力される。

2.2. 脳血管分類手法

脳血管分類手法は、領域に基づく分類手法である (Fig. 4a)。MRA データ上各血管が一般的に分布する領域を表したマップを用いて、脳血管を 12 のセグメントに分類していく。

分類する 12 のセグメントは、MRA と DSA の 2D/3D レジストレーションのために用いることを考え、それぞれ、右前大脳動脈 A1 セグメント (R-ACA (A1))、左前大脳動脈 A1 セグメント (L-ACA (A1))、その他の前大脳動脈 (ACA)、右中大脳動脈 (R-MCA)、左中大脳動脈 (L-MCA)、右後交通動脈 (R-PcomA)、左後交通動脈 (L-PcomA)、右後大脳動脈 (R-PCA)、左後大脳動脈 (L-PCA)、右内頸動脈 (R-ICA)、左内頸動脈 (L-ICA)、脳底動脈 (BA) である。

分類手法では、まずレジストレーション手法

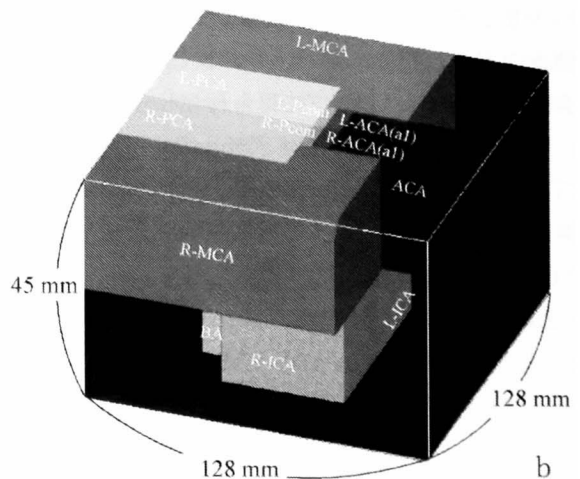
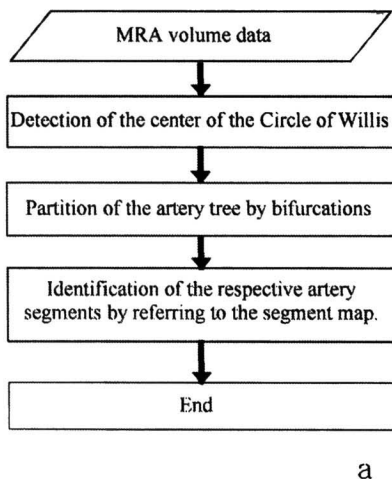


Fig. 4 Scheme of the cerebral artery classification method (a) and the segment map (b).

と同様にテンプレートマッチングにより Willis 輪中心の XY 座標を求める。その後 Willis 輪の 3D テンプレートを用いて Willis 輪の 3 次元中心座標を得る。

また、抽出されている血管を分岐点ごとに区分けし、区分けされた血管の枝ごとにその枝の全ボクセルの座標を検出した Willis 輪中心からの位置に変換する。それらボクセルの位置を、領域マップを参照し対象の枝のボクセルが最も多く含まれる脳血管のセグメントを判断し、その判断された脳血管(の一部)に分類する、つまり、ボクセルの多数決により分類される。同様にすべての血管の枝について分類する。また、領域マップは、その原点が Willis 輪中心として作成されている (Fig. 4b)。

この分類結果から、例えば、レジストレーションの対象となる DSA 画像が右内頸動脈造影の場合には、ACA、R-ACA (A1)、R-MCA、R-PcomA、R-ICA を選び出しレジストレーションに用いる。椎骨動脈造影の場合には、R-PCA、L-PCA および BA を用いる。

2.3. 画像データ

使用した画像データは、脳動脈瘤のある患者 5 名および脳梗塞のある患者 1 名、計 6 名からの MRA データと同時期に施行された血管造影検査の DSA 画像を用いた。すべての画像データはレトロスペクティブに得られたものである。

MRA データは GE 横河メディカルシステムズ社製 1.5T Signa Horizon により撮影された。撮像シーケンスはすべて通常用いられている TOF 法による MRA にて撮像されており、 256×256 マトリックスの横断断が 1 mm 間隔で 60 枚再構成される。FOV は $130 \times 130 \text{ mm}^2$ 、ボクセルサイズは $0.507 \times 0.507 \times 1.0 \text{ mm}^3$ である。これら MRA データは、レジストレーションや分類手法に用いるにあたり、事前にリージョンローイング法¹³⁾を用いて血流信号の

みを抽出した。リージョンローイングで用いる閾値は、いくつかの値で試行し、抽出結果で血流信号以外のものが含まれない値で最も低い値を用いた。

DSA 画像は、東芝メディカルシステムズ社製 CAS-8000V C-arm および DFP-2000A 画像処理装置による血管造影システムにより、I.I. の 10 インチ視野モードを用い、撮影条件は撮影時にシステムにより自動設定される条件にて撮影された。撮影条件は管電圧 70–89kV、管電流 250–400mA、時間 16–80ms、管電流時間 6.4–27.2mAs の範囲であり、フレームレートはすべて 3 f/s にて撮影された。脳梗塞の 1 例についてのみ DSA 画像が直接 DICOM 形式により得られた。マトリックスサイズは 1024×1024 の 12bits 画像である。ピクセルサイズは約 $0.24 \times 0.24 \text{ mm}^2$ である。また、この症例については、左右内頸動脈造影および椎骨動脈造影の 3 シリーズの DSA 画像を得た。

その他の脳動脈瘤の 5 例については、MRA が撮影されたのと同時期の DSA 画像が DICOM 形式で取得できず、そのためフィルムに出力された DSA 画像をデジタイズすることで DSA 画像を得た。それぞれの DSA 画像は、富士フィルムメディカル社製レーザープリンタ FMP-9000 により半切サイズ (約 $35 \times 43 \text{ cm}$) のフィルムに 6 フレームずつ出力されたフィルムを Array Corporation 製 デジタイザ Model 2905 によりスキャンしデジタルデータとした。デジタイズは一度 $100\mu\text{m}$ のサンプリング間隔、12bits 階調で行い、さらに脳梗塞症例の DICOM データと同等になるように視野部分以外を削除し、マトリックスサイズを 1024×1024 にし DICOM 形式で保存した。この 5 例については患側の血管造影による DSA 画像のみである。

最終的に得られた DSA 画像は、右内頸動脈造影の撮影が 4 症例、左内頸動脈造影の撮影

が3症例、椎骨動脈造影が1症例である。また、それぞれの撮影において正面と側面の撮影があるため、合計16組のDSA画像とMRAデータの組み合わせを評価に用いた。

DICOM形式で取得したDSA画像とフィルムに出力され、さらにデジタイズした画像では、その画素値とコントラスト、鮮鋭度および画像ノイズが異なる可能性がある。デジタイズした画像の画素値は、出力されたフィルムの濃度値に依存するもので、かつそれによるコントラストは、さらにフィルムに出力する際のウィンドウ幅、ウィンドウレベルに依存するものである。また、処理を挟むためにボケやノイズも加わる。しかしながら、我々が用いたレジストレーション手法は写し出されている血管の形状を特徴量として使用するため、DSA画像に対する閾値の設定が適切であれば、デジタイズした画像を用いることでの影響はないと考える。

2.4. 評価方法

16組のDSA画像とMRAデータの組み合わせにより、脳血管分類法を用いず Willis 輪中心を基準とした VOI による制限のみの場合と、脳血管分類手法を用い DSA 画像に合わせて対応する血管を抜き出した場合でレジストレーションを行った。レジストレーション結果としては、最も差異がないとされる投影パラメータセットが出力される。また検証用に、細線化された DSA 画像上に細線化されレジストレーションされた MRA のデータを投影した画像、および、出力された投影パラメータの回転角度量に合わせ回転させた 3D 画像を用いて評価を行った。3D 画像は投影像のみでは回転角度の成否が分かりづらい場合もあるため投影角度量の確認に使用し、細線化像の重ね

合わせ画像は細かなズレを確認するのに用いた。それら 3D 画像および細線化画像の重ね合わせ画像さらに DSA 画像の元画像を確認しレジストレーションの結果を Excellent、Good、Fair、Poor の4段階に分類した。評価は放射線科医2名と診療放射線技師1名による合議制で決定した。判定基準は以下の通りである。

- ・ Excellent: 細線化されたデータの重ね合わせ画像で、3D データの投影点がほぼすべて DSA 画像の細線化された線上にある。
- ・ Good: 細線化されたデータの重ね合わせ画像で、3D データの投影点の一部が DSA 画像の細線化された線上にない。
- ・ Fair: 細線化されたデータの重ね合わせ画像で、3D データの投影点の一部しか DSA 画像の細線化された線上にない。
- ・ Poor: 3D データの投影点が、全く DSA 画像の細線化された血管像に一致しない。

3. 結果

DSA 画像が正面画像の場合と側面撮影の場合では、分類手法を用いない場合、用いた場合どちらも大きな差はなかった。また、分類手法を用いない場合では、Excellent と Good と評価されたのがそれぞれ3組 (18.8%)、Fair は4組 (25.0%) であり、Poor と評価されたものが6組 (37.5%) であった。それに対して分類手法を用いた場合では、Excellent が11組 (68.7%)、Good が3組 (18.8%)、Fair が0組 (0.0%)、Poor が2組 (12.5%) であった (Table 1)。評価基準より Good までをレジスト

Table 1 Summary of 2D/3D registration evaluation.

	Without classification			With classification		
	Frontal	Lateral	Total	Frontal	Lateral	Total
Excellent	1 (12.5%)	2 (25.0%)	3 (18.8%)	6 (75.0%)	5 (62.5%)	11 (68.7%)
Good	2 (25.0%)	1 (12.5%)	3 (18.8%)	1 (12.5%)	2 (25.0%)	3 (18.8%)
Fair	3 (37.5%)	1 (12.5%)	4 (25.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)
Poor	2 (25.0%)	4 (50.0%)	6 (37.5%)	1 (12.5%)	1 (12.5%)	2 (12.5%)

レーションの成功と考えた場合、分類手法を用いなかった方法では 37.5 % (6 組) のレジストレーション成功率に対し、分類手法を用いた場合では 81.3 % (14 組) の成功率であり危険率 0.01 で有意に差があった。またどちらの方法でも、前後方向撮影の DSA 画像を用いた場合と側面撮影の DSA 画像を用いた場合では、明らかな差はなかった。また、16 の組み合わせのうち 11 組 (68.8 %) で分類手法を用いた結果の方がより良い評価となっており、両手法が同等に評価されたものは 4 組 (25%) であり、分類手法を用いなかった方が良い評価となったのは 1 組 (6.2 %) のみである。分類手法を用いない方が良い評価となった 1 組でも、分類手法を用いた場合の評価は Good でありレジストレーション自体が失敗したわけではなかった。

Fig. 5 に、分類手法を用いた手法により Excellent となった一例と Poor となった一例を示す。この Poor となった症例は、脳梗塞のある症例であった。この症例の右内頸動脈造影では梗塞のため前大脳動脈が描出されていなかったが、前大脳動脈自体は左前大脳動脈より前交通動脈を介して血流があり、MRA データには右の前大脳動脈の A1 セグメントを除き描出されている。レジストレーションに用いるにあたり、右内頸動脈造影に対しては、分類手法の結果から ACA も含めて抽出されるため DSA 画像には写されていない ACA が誤差要因となり明らかに間違ったレジストレーション結果となった。Excellent と評価された組み合わせは、3D 画像も元の DSA 画像と比べ適切な回転角度となっているのが分かり、重ね合わせ画像でも細線化後の 3D データを表す灰色の点が DSA 画像上の血管の中心線を表す白色の曲線の上にはほぼ一致して分布しているのが確認できる。

その他もうひとつの Poor の評価となった症

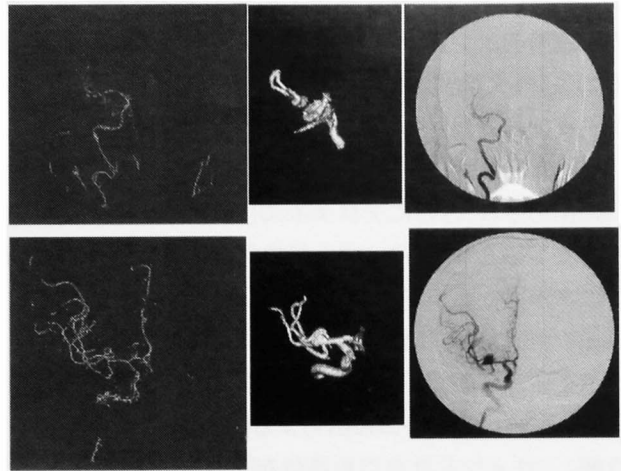


Fig. 5 Examples of registration results. The three images on top are examples of "Poor" registration and those on the bottom are examples case of "Excellent" registration. The images on the left are DSA images after the thinning process on which the center lines of vessels on 3D data were superimposed. The white curvilinear structures are the center lines of vessels on DSA images and gray dots around the centerlines are the voxels of vessel center lines on 3D data. The images in the middle row are volume rendered 3D data that were aligned along rotation angles in the resultant parameter set. The images on the right are the original DSA images.

例では、内頸動脈に巨大動脈瘤があり、そのため MRA データで MCA の血流信号がわずかしくなく、主にその巨大動脈瘤のボクセルがレジストレーション時に影響したと考えられる。またさらに、分類手法のエラーにより後大脳動脈の一部が誤ってレジストレーションに用いられており、その 2 つが要因となりレジストレーションの失敗となった。

巨大脳動脈瘤の例にもあるように、分類手法の精度がレジストレーションの信頼性に大きな影響を及ぼすことが言える。今回、分類手法ではすべての 3D データにおいて 84.8-100 % (平均 96.5 ± 4.6 %) の正分類率であった。この正分類率は、レジストレーションに必要な血管として抽出されるべきボクセルのうち、分類手法で正しく分類され抽出されたボクセルの

割合である。また、抽出したボクセルのうち本来必要な血管ではないボクセルを誤って抽出した割合を表す誤抽出率は0.0–8.6% (平均2.4 ± 3.3%) であった。これら分類手法による正分類率と誤抽出率の関係を Fig. 6 に示す。

Fig. 6 にあるグラフの中で比較的大きな誤抽出率となっている2つの黒いプロットは、ともに前述のレジストレーションの評価により Poor と評価された組み合わせに用いられた3Dデータである。最も誤抽出率の高いプロットが脳梗塞の症例であり、最も低い正分類率のプロットが巨大脳動脈瘤の症例である。それぞれ Poor となった症例の正分類率と誤抽出率は、脳梗塞の症例では97.3%と8.6%であり、巨大脳動脈瘤の症例では84.8%および7.4%である。特に脳梗塞の症例の場合、ACAのボクセルを誤抽出と考えると誤抽出率は20%を超える。

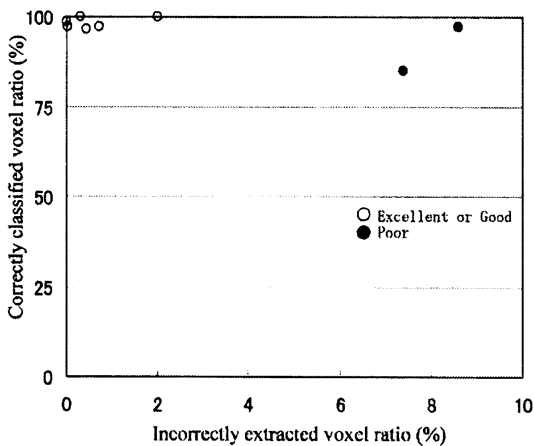


Fig. 6 Distribution of correct classified voxel ratio and wrong extracted voxel ratio. Circles mean the "Excellent" or "Good" cases, black dots the "Poor" cases. There was no "Fair" case.

4. 考察

レジストレーションの評価で Good までを成功と考えた場合、37.5%だったレジストレーション成功率が分類手法を用いることで81.3%となり信頼性が向上した。Fairは評価基準にあるように多くの血管にズレが生じている状

態である。そのため解析や我々が開発してきているシステムにおいては誤差が大きく問題となる。そのため Good までを成功とした。ただ、いずれにしても、レジストレーションを行った16組中15組で、分類手法を用いた場合の方が同等かもしくはより良い評価となっておりその有用性は明らかである。

使用した2D/3Dレジストレーション手法は複数の投影パラメータセットを用いて、その中から2D画像に最もよく似た投影像を作成できるパラメータセットを選び出す。1つのパラメータセットから最適化を行い正しい投影パラメータを探す場合は、初期のパラメータセットが正しいパラメータセットと大きく異なると、適正なパラメータセットまで最適化により調整できない場合がある。それと比較し複数のパラメータセットを用いた場合にはそのような失敗の確率が低くなる、レジストレーションに正面画像のDSA画像を用いた場合と側面画像のDSA画像を用いた場合においてその成功率に大きな差がなかったのは、どのようなDSA画像でも同等の結果を出すことができる使用したレジストレーション手法の柔軟性が現れた結果である。

5症例においてフィルムをデジタイズしたDSA画像データを用いた。それら5症例では、デジタイズした画像をDICOM形式の画像データと同等のマトリクスサイズになるように手作業で調節したが、直接DICOM形式でDSA画像が得られた症例(脳梗塞症例)の、左内頸動脈造影と椎骨動脈造影に対する評価と比較しても大きな違いはなかった。Intensity Based Methodの場合、画素値の違いを差異の指標としているため、このような画像ソースの違いにより精度や信頼性に大きく影響を及ぼすことが考えられるが、Feature Based Methodの場合、特徴点となる対象物が抽出できれば問題とはならない。DSA画像ではサブトラクシ

ョンを行うため、閾値処理で血管を抽出するのに十分なコントラストが得られているため、対象物である血管、特にレジストレーションに影響する内頸動脈や中大脳動脈などを容易に抽出することが可能である。故に、今回の評価でも問題とならなかった。

I.I. による画像には、特に辺縁部分で幾何学的な歪みがある。レジストレーション処理の中でMRA データから作成する投影像は当然歪み無いものであるため、これら2つをレジストレーションさせた場合には、その歪みがレジストレーションの失敗要因となる可能性がある。今回の6例のDSA 画像もI.I. を用いて得られた画像ではあるが、本論文で行った評価がレジストレーション結果を主観的に比較評価したものであり、かつ分類手法有り無しどちらの場合にも同じDSA 画像、同じレジストレーション手法を用いたため評価結果には影響しないと判断しDSA 画像は歪みの補正はしなかった。また実際の結果においても、評価結果に影響したのは脳梗塞症例のように描出される血管の違いや血管分類精度であると考えられる。

脳梗塞症例の右内頸動脈造影のように、DSA 画像とMRA 画像に写っている血管が異なる場合、2D/3D レジストレーションは失敗する可能性が高い。MRA から分類手法の結果を用いて抜き出した血管は、内頸動脈造影や椎骨動脈造影など造影法により一般的に描出される血管を抽出している。逆に、その一般的に描出される血管とDSA により写し出された血管が異なっていれば、この血管分類手法の効果は少ない。そのため、今回の脳梗塞症例は右前中大脳動脈起始部に梗塞が見られたが、病変の局在よりも病変により一般的に描出される血管との相違がどの程度かにより血管分類手法による信頼性に影響が出る。実際にDSA 画像に描出された血管を認識できる技術が開発されれば、この脳血管分類手法と組み合わせることで、

2D/3D レジストレーションの信頼性をより向上できるだろう。

使用した2D/3D レジストレーション手法の精度および信頼性は、DSA 画像を細線化処理する際の2値化処理にも依存する。閾値の設定によって、血管ではない部分を誤って抽出することでレジストレーションの際の誤差の要因となりえる。そのため、適切な閾値が必要となる。今回、2値化の際の閾値は手動で設定したが、これは使用したDSA 画像のほとんどがフィルムをデジタル化することで得られた画像であるためである。セクション2.3でも述べたが、フィルムに出力された画像の場合、そのコントラストはウィンドウ幅・ウィンドウレベル、レーザープリンタのルックアップテーブルおよびデジタル化すれば、デジタル化の際のルックアップテーブル等に依存してくる。そのため、ヒストグラム処理などを用いても自動で適切な閾値を得ることは難しく、また今回は脳動脈分類手法の有用性評価であるため、手動により適切な閾値を設定した。2値化されたDSA 画像は分類手法有り無し両方の評価においても同じ画像が用いられており、閾値設定の良悪が、分類手法有りの場合と無しの場合に有利不利をもたらすことはない。

Fig. 6のグラフより、分類手法の正分類率が低いもしくは誤抽出率が高い場合にPoorとなる可能性がある。グラフからは正分類率90%程度、誤抽出率5%程度にレジストレーションの成否を分けるそれぞれの閾値が存在するかもしれない。しかし現時点症例が少ないため、Poorとなったのは2例のみであり、また成功例も正分類率100%、誤抽出率0%近くに集まっているため明らかではなく、今後検討が必要である。

5. 結論

MRA データを対象とした脳動脈分類手法を

用いて2D/3Dレジストレーションに必要な血管のみを抽出した場合、DSA画像とのレジストレーションにおいて、成功率37.5%であったのが81.3%まで向上し、本脳動脈分類手法が2D/3Dレジストレーションの信頼性向上に有用であることが示された。また、2D/3Dレジストレーションを成功させるために必要な分類手法の精度は、おおよそ正分類率で90%以上、誤抽出率で5%以下が示唆された。

参考文献

- 1) Hanssen N, von Rymon-Lipinski B, Jansen T, et al.: Integrating the Insight Toolkit into a medical software framework. *Proceedings of CARS2002*: 445–449, 2002
- 2) Weese J, Penney GP, Desmedt P, et al.: voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scan for image-guided surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 1(4): 284–293, 1997
- 3) Penney GP, Weese J, Little JA, et al.: A comparison of similarity measures for use in 2-D–3-D medical image registration. *IEEE Trans. Medical Imaging* 17(4): 586–595, 1998
- 4) Penney GP, Batchelor PG, Hill DLG, et al.: Validation of a two- to three-dimensional registration algorithm for aligning preoperative CT images and intraoperative fluoroscopy images. *Med. Phys.* 28(6): 1024–1032, 2001
- 5) Imamura H, Ida N, Sugimoto N, et al.: Registration of Preoperative CTA and Intraoperative Fluoroscopic Images for Assisting Aortic Stent Grafting. *MICCAI2002*: 477–484, 2002
- 6) Turgeon G, Lehmann G, Guiraudon G, et al.: 2D–3D registration of coronary angiograms for cardiac procedure planning and guidance. *Medical Physics* 32(12): 3737–3749, 2005
- 7) 山崎隆治, 渡邊哲, 中島義和, 他: X線透視画像を用いた人工膝関節の三次元動態解析システムの開発. *日本放射線技術学会雑誌* 61(1): 79–87, 2005
- 8) Hipwell JH, Penney GP, Cox TC, et al.: 2D-3D Intensity Based Registration of DSA and MRA – Comparison of Similarity Measures. *MICCAI2002*: 501–508, 2002
- 9) Hipwell JH, Penney GP, McLaughlin RA, et al.: Intensity-based 2-D–3-D registration of cerebral angiograms. *IEEE Trans Med Imaging* 22(11): 1417–1426, 2003
- 10) Takemura A, Harauchi H, Suzuki M, et al.: An algorithm for mapping the catheter tip position on a fluorograph to the three-dimensional position in magnetic resonance angiography volume data. *Physics in Medicine and Biology* 48: 2697–2711, 2003
- 11) Kita Y, Wilson DL, Noble JA: Real-time registration of 3D cerebral vessels to X-ray angiograms. *電子通信学会技術研究報告 J83-D II* : 254–262, 2000
- 12) Takemura A, Suzuki M, Harauchi H, et al.: Automatic segmentation method which divides a cerebral artery tree in time-of-flight MR-angiography into artery segments. *Proceedings of SPIE2006 Medical Imaging* 6144: 61443G1–61443G9, 2006
- 13) 佐野耕一, 及川道雄, 磯部義明: リーゾングローイング法による軟部組織の抽出と3次元表示 *Medical Imaging* 13(3): 189–194, 1995

Usefulness of the classification technique of cerebral artery for 2D/3D registration

Akihiro Takemura¹⁾, Masayuki Suzuki¹⁾, Yuzo Kikuchi¹⁾,
Yusuke Okumura²⁾, Hajime Harauchi³⁾

¹⁾ *Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science,
Kanazawa University*

²⁾ *Ishikawa Saiseikai Kanazawa Hospital*

³⁾ *Department of Radiological Technology,
Kawasaki College of Allied Health Professions*

Research Code No.:208.1 X-ray image processing

Keywords: 2D/3D registration, Anatomical labeling, Reliability, MRA, DSA

Abstract

Several papers have proposed 2D/3D registration methods of the cerebral artery using magnetic resonance angiography (MRA) and digital subtraction angiography (DSA). Since differences between vessels in a DSA image and MRA volume data cause registration failure, we previously proposed a method to extract vessels from MRA volume data using a technique based on classification of the cerebral artery. In this paper, we evaluated the usefulness of this classification technique by evaluating the reliability of this 2D/3D registration method. This classification method divides the cerebral artery in MRA volume data into 12 segments. According to the results of the classification, structures corresponding to vessels on a DSA image can then be extracted. We applied the 2D/3D registration with/without classification to 16 pairs of MRA volume data and DSA images obtained from six patients. The registration results were scored into four levels (Excellent, Good, Fair and Poor). The rates of successful registration (> fair) were 37.5% for registration without classification and 81.3% for that with classification. These findings suggested that there was a low percentage of incorrectly extracted voxels and we could facilitate reliable registration. Thus, the classification technique was shown to be useful for feature-based 2D/3D registration.

Received Oct.2, 2006; revision accepted Jun.4, 2007