

MRA 画像における脳動脈領域の抽出法 —大規模データベースを用いた評価—

浅野 龍紀[†], 内山 良一^{††}, 浅野 隆彦^{†††}, 加藤 博基^{†††}, 原 武史[†],
周 向榮[†], 岩間 亨^{††††}, 星 博昭^{†††}, 紀ノ定 保臣^{††}, 藤田 広志[†]

[†]岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

^{††}岐阜大学大学院医学系研究科医療情報学分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

^{†††}岐阜大学大学院医学系研究科放射線医学分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

^{††††}岐阜大学大学院医学系研究科脳神経外科分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

(2009年12月28日受付, 2010年6月8日最終受付)

Automatic segmentation method of cerebral arteries in MRA images : Performance evaluation using large image database

Tatsunori ASANO[†], Yoshikazu UCHIYAMA^{††}, Takahiko ASANO^{†††}, Hiroki KATO^{†††}, Takeshi HARA[†],
Xiangrong Zhou[†], Toru IWAMA^{††††}, Hiroaki HOSHI^{†††}, Yasutomi KINOSADA^{††}, and Hiroshi FUJITA[†]

[†]Dept. of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, 501-1194, JAPAN

^{††}Dept. of Biomedical Informatics, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, 501-1194, JAPAN

^{†††}Dept. of Radiology, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, 501-1194, JAPAN

^{††††}Dept. of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu, 501-1194, JAPAN

(Received on December 28, 2009. In final form on June 8, 2010)

Abstract : The detection of cerebrovascular diseases such as unruptured aneurysm and stenosis is a major application of magnetic resonance angiography (MRA). However, their accurate detection is often difficult for radiologists. Therefore, several computer-aided diagnosis (CAD) schemes have been developed in order to assist radiologists with image interpretation. The purpose of this study is to modify our segmentation method of cerebral arteries and its application to a large image database. For the segmentation of cerebral arteries, we first used a gray level transformation to calibrate voxel values. To adjust for variations in the positioning of patients, image registration was subsequently employed to maximize the overlapping of the cerebral arteries in the target image and reference image. The cerebral arteries were then segmented from the background using gray-level thresholding and region growing techniques. Finally, rule-based schemes with features such as size and anatomical location were employed to distinguish between cerebral arteries and false positives. Our method was applied to 876 clinical cases, which were obtained from three different hospitals. The segmentation of cerebral arteries in 98.1% (859/876) of the MRA studies was attained as an acceptable result. Therefore, our computerized method would be useful for the segmentation of cerebral arteries in MRA images.

Key words : Magnetic resonance angiography, Vessel segmentation, Large image database, Region growing

1. はじめに

脳血管疾患は、がん、心疾患に次いで日本人の死因の第3位である[1]。そのため、本邦では脳の疾患を早期に発見し対処することを目的とした脳ドックが行われている。脳ドックの目的のひとつは、未破裂動脈瘤を早期に発見し適切な治療を行うことによって動脈瘤の破裂によるくも膜下出血を防ぐことである[2]。未破裂動脈瘤の検出は、3次元MRA画像を異なる角度から最大輝度投影法によって作成したMIP画像を用いて行われる。しかし、MIP画像では隣接した血管が重なるため、すべての未破裂動脈瘤を見落しなく検出することはしばしば困難である。そこで、MRA画像における未破裂動脈瘤の検出を支援するためのコンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis, 以下、CAD) に関する研究が行われている。未破裂動脈瘤を検出する様々な手法の提案や[3-9]、未破裂動脈瘤検出のCADシステムの効果を調べるための読影実験も行われている[10, 11]。また、隣接した血管と重ならないように選択した血管のみ

からなるMIP画像を生成する手法の提案や[12]、血管名を自動的に対応づける手法を応用した閉塞の検出なども行われている[13]。

MRA画像における動脈領域の抽出は、上述した未破裂動脈瘤検出、選択的血管表示、閉塞の検出などで必要不可欠な技術である。そのため、実用化に向けて大量の画像データで評価を行うことが望ましい。本研究では、これまで開発してきた未破裂動脈瘤検出のためのCADシステムにおける動脈抽出の手法の高度化を目的に、3施設から収集した画像データをもとに大規模データベースを構築した。また、大規模データベースを用いて動脈領域の抽出法の改良と評価を行った。以下に、2章において構築した大規模データベースについて述べ、3章で動脈領域の抽出法を提案し、4章で実験結果についてまとめる。

2. 画像データベース

本研究で使用した実験試料は、岐阜大学医学部附属病院

で撮影された31症例のMRA画像、岐阜県立下呂温泉病院で撮影された475症例のMRA画像、木沢記念病院で撮影された370症例からなる合計876症例の大規模データベースである。岐阜大学医学部附属病院のMRA画像は、1.5TのMR装置(Signa Excite Twin Speed, GE Medical Systems)を用いて撮影されており、MRA画像は50~140枚のスライスで構成されている。画像サイズは256x256ピクセル、ピクセルサイズは0.625~0.78 mm、スライス厚は0.5~1.2 mmである。一方、県立下呂温泉病院のMRA画像は1.5TのMR装置(Symphony, SIEMENS)を用いて撮影されており、MRA画像は72~80スライスで構成されている。画像サイズは256x192または256x176、ピクセルサイズは0.7 mm、スライス厚は1 mmである。木沢記念病院のMRA画像は1.5TのMR装置(Signa Excite Twin Speed, GE Medical Systems)を用いて撮影されており、MRA画像は76~100スライスで構成されている。画像サイズは256x256、ピクセルサイズは0.469~0.625 mm、スライス厚は0.6 mm~0.8 mmである。

以上のように病院間で画像の仕様が異なるため、すべてのMRA画像を線形補間法によって3次元の等方性のボリュームデータに変換した。ボリュームデータは400x400x200ボクセル、ピクセルサイズを0.5 mmとした。

3. 方法

これまで開発してきた未破裂動脈瘤検出のためのCADシステムにおける血管領域抽出処理を大規模データベース画像に適用した場合、血管領域抽出に失敗する症例が多く存在した。これは、濃度階調処理と領域拡張処理が開発に用いた100症例にチューニングしており大規模データベースに含まれる様々な症例に適応していないためである。そこで、本手法では濃度階調変換の改良と様々な症例に適応するため2段階の領域拡張法の追加、偽陽性削除のための血管領域の位置合わせを行った。

3.1 濃度階調変換による画素値の補正

MRA画像の画素値は症例ごとに異なるため、動脈領域の抽出にそのままの画素値を用いた手法を適用することは難しい。そこで、濃度階調変換処理を適用することによって画素値を0から1024の幅になるように補正した。まず、3次元MRA画像の画素値から濃度ヒストグラムを作成し、画素値の高い方から上位0.1%の面積になる画素値を求め、この画素値以上の値を持つボクセルはすべて1024に変換した。この処理はMRA画像の中に、極端に大きな値を持つボクセルがいくつか存在したために行った処理である。つぎに、残りのすべてのボクセル値を最小値0から最大値

1023になるように線形濃度変換を行った。Fig.1に、濃度階調変換前と濃度階調変換後のMIP画像を示す。これらの画像に見られるように、濃度変換処理を加えることによって、動脈領域とそれ以外の領域の分離が良くなり、動脈抽出の処理を適用しやすくなる効果がある。

3.2 SSDA法による脳の表示位置の補正

本研究で使用した画像データは、3つの施設で撮影されたため、施設の違いにより脳の表示位置が異なる。具体的には、画像の中心に脳の位置を合わせたもの、画像の左上が基準になるように脳の位置を合わせたものなどである。後述するように、動脈領域と偽陽性領域を区別するために位置情報を利用することが有用であることから、脳の表示位置を補正する処理を行った。3次的に位置を補正した場合、多くの計算時間がかかるため、本研究ではXY方向についてのみ位置の補正を行った。Z方向の補正を行えばZ方向の情報を使用できるため、動脈領域を抽出しながら、さらに多くの偽陽性領域を削除することが可能である。しかし、実用化の観点からは前処理である動脈領域の抽出に多くの処理時間をかけることは好ましくないため、ここでは精度を下げ処理時間を優先した。位置の補正は、参照画像と処理対象画像の動脈領域をマッチングすることにより平行移動量を求める手法を用いた。

まず、画像データベースから血管の認識がしやすい標準的な症例を参照画像として1症例選択し、XY方向のMIP画像を作成した。つぎに、2次元MIP画像の動脈領域を手動で抽出して2値化を行い、動脈領域を取り囲む矩形領域からなるテンプレート2値化画像を作成した。テンプレート画像のサイズは186x162である。Fig.2(a)に作成したテンプレート画像を示す。一方、処理対象画像は前節で述べた濃度階調変換により、単純な閾値処理を用いることで太い動脈領域の抽出が可能である。ここでは処理対象画像の大きな動脈領域を抽出するために閾値750で2値化を行った。このようにして作成した $M_T \times N_T$ 画素のテンプレート画像 $T(x, y)$ を、それより大きい $M_I \times N_I$ 処理対象画像 $I(x, y)$ 内の探索範囲 $(M_I - M_T + 1) \times (N_I - N_T + 1)$ 画像上で動かし、次式で示される市街地距離 D が最小になるようなテンプレート画像の位置を求めて平行移動量を計算した。[14]

$$D(a, b) = \sum_{i=0}^{M_T-1} \sum_{j=0}^{N_T-1} |I_{(a,b)}(x, y) - T(x, y)| \quad (1)$$

ここで、 (a, b) は処理対象画像内におけるテンプレート画像の位置を示し、 $I_{(a,b)}(x, y)$ は処理対象画像の部分画像である。本研究では、検索時間を短縮するためにSSDA(sequential similarity detection algorithm)法[15]を用いた。処理対象画像内におけるテンプレートと参照画像が異なる場合には、(1)式で計算される残差の絶対値和は急激に大きな値となる。そこで、ある閾値を設けてその値を超えたとき、処理対象画像のテンプレートと参照画像は異なる判断し、つぎの重ね合わせに移ることで処理時間の短縮を図る方法がSSDA法である。閾値の選択には自動閾値決定法を用いた[16]。この手法では、閾値として過去の探索領域における(1)式の残差の絶対値和の最小値を用いる。ただし、最初の探索領域では閾値を設けず残差の絶対値和を最後まで計算しその値を初期の閾値とする。多くの場合は計算が途中で打ち切られるため、参照画像と処理対象画像の動脈領域の位置合わせ計算を高速に行うことができる。Fig.2(b)にSSDA法を用いて検出された処理対象画像の動脈領域の位置を示す。

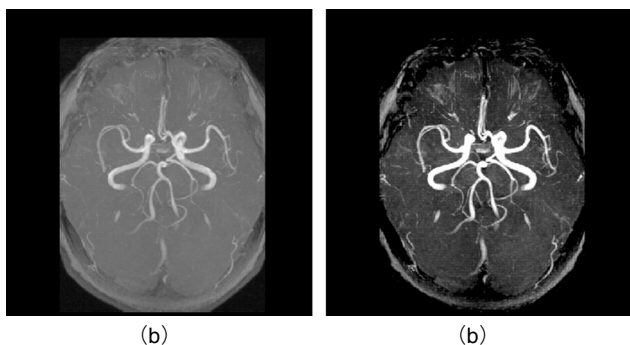


Fig.1 Enhancement of cerebral arteries based on gray-scale transformation. (a) Original MRA image. (b) Result of gray-scale transformation.

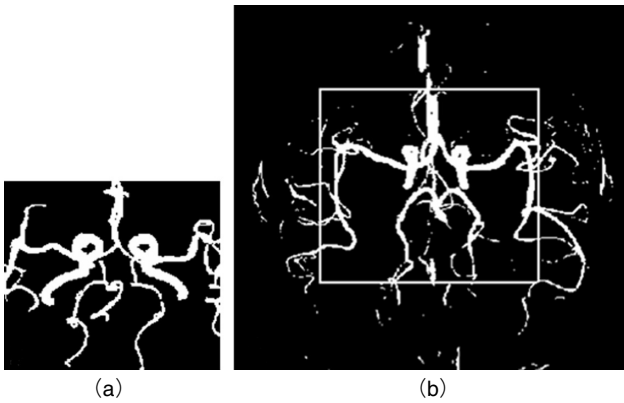


Fig.2 Result of SSDA method. (a) Template image. (b) Detected position of cerebral artery in the target image.

3.3 動脈領域の抽出

太い動脈は血流量が多いため高いボクセル値を持っている。そこで閾値 700 以上のボクセル値を持つ領域を閾値処理により抽出し太い動脈領域とした。3.1 節の濃度階調変換処理により異なる症例に対しても固定の閾値による閾値処理で太い動脈領域を抽出することが可能である。しかし、血流量の少ない細かい動脈領域は低いボクセル値であるため、細かい動脈領域を抽出するために低い閾値を適用した場合には多くの偽陽性領域も同時に抽出される問題が起こる。細かい動脈領域は先に抽出した太い動脈領域と血管によって結合した領域であることから、領域拡張法を用いて太い血管領域を拡張することにより細かい動脈領域が抽出できると考えた。

閾値処理で抽出した太い動脈領域をシード点とし、各シード点の 26 近傍のボクセル値を調べ、そのボクセル値が 350 以上である場合にそのボクセルを動脈領域として新たに追加する処理を領域拡張が終了するまで繰り返した。この処理により太い動脈領域から細かい動脈領域に抽出領域を拡張することが可能である。しかし、幾つかの症例では動脈領域以外に領域が拡張され続ける問題が起こった。そこで、抽出された動脈領域が処理の開始時点の動脈領域の体積の 4 倍を超えた場合に領域拡張処理を止める終了条件を付け加えた。

上記の処理により多くの動脈領域の抽出が可能であったが、さらに細かい動脈領域が抽出できていないことが実験から明らかになった。そこで、次式の拡張条件を用いた 2 段階目の領域拡張処理を行った。

$$I_{ave} - I(x, y, z) \leq T \quad (2)$$

ここで、 I_{ave} は注目画素の 26 近傍で抽出された動脈領域のボクセル値の平均値、 $I(x, y, z)$ は注目画素の画素値、 T は閾値をそれぞれ表す。本実験では閾値を 30 に設定した。この条件は、抽出された動脈領域の画素値と比較して低い画素である細かい動脈領域を拡張するが、あまりに大きな差がある領域は背景領域として拡張しないことを意味している。

3.4 偽陽性削除

ここまでの処理で多くの動脈領域を抽出することが可能である。しかし、抽出した候補領域には偽陽性領域が含まれることがわかった。そこで、抽出した各候補領域から体積と位置に関する特徴量をそれぞれ計測し、それらを用いたルールベース法によって偽陽性領域を削除した。

体積：体積は候補領域のボクセル数として定義した。偽

陽性候補の一部は、動脈領域と比較して、明らかに小さいものがあるため、体積の情報を用いることによって、これらの偽陽性を削除することができる。

位置：候補領域の 2 値画像から重心の X,Y 座標を求め、位置の情報として利用した。2.2 節の手法により表示位置の補正ができていることから、抽出すべき脳動脈領域は画像の中心に存在している。そのため、候補領域の重心座標は脳の周辺部に位置する偽陽性領域を削除するための特徴量として有用である。

上記の 3 つの特徴量に最大値と最小値からなるルールを設定し、その範囲内に候補が存在した場合には動脈領域として処理を進め、範囲外に候補が存在した場合には偽陽性として削除する処理を行った。

3.5 抽出結果の評価方法

3 次元 MRA 画像における動脈領域の抽出結果の評価を行うためには、3 次元 MRA 画像から動脈領域を手動で抽出した 3 次元の“正解画像”を作成し抽出結果と比較することが望ましい。しかし、3 次元脳 MRA 画像の 2 次元スライス断面上で動脈を認識することは非常に困難であるため、手作業で動脈領域を抽出することは現実的に不可能である。そこで本研究では、3 次元 MRA 画像を最大投影法によって 2 次元に投影した MIP 画像を用いて評価を行っ

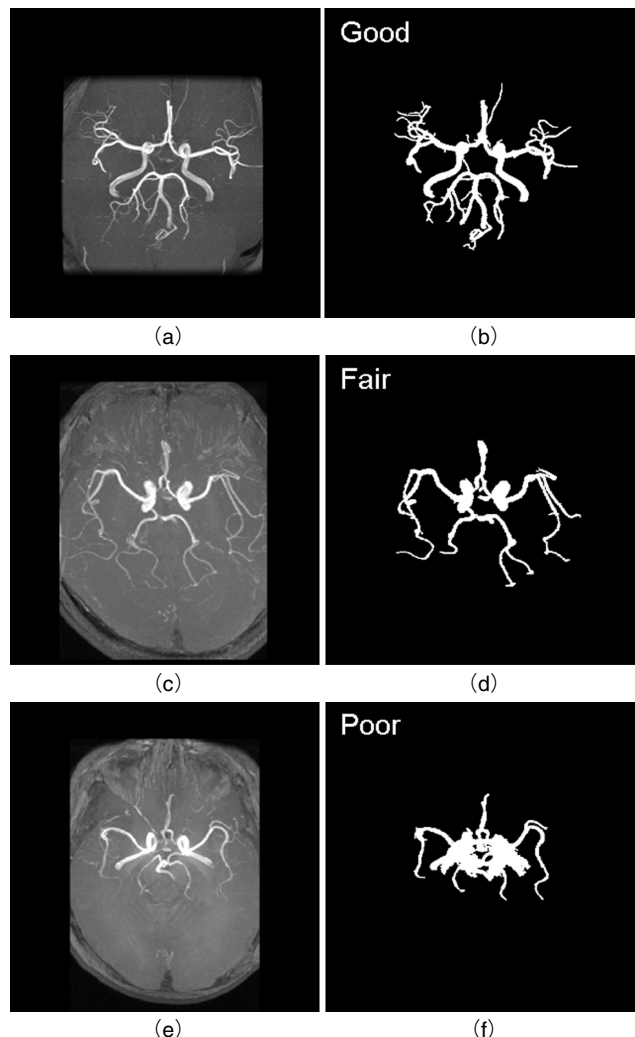


Fig.3 Examples of the subjective rating. (a,b) Good. (c,d) Fair. (e,f) Poor.

た。MIP 画像は 3 次元脳 MRA 画像の読影に使用される画像表示法であり、MIP 画像上で動脈領域は十分に認識することができる。しかしながら、本研究では 876 症例からなる大規模データベースを用いているため、2 次元の MIP 画像を用いたとしても、すべての症例について抽出した動脈領域を定量的に評価するのは非常に困難である。そこで、以下で述べる主観的評価と定量的評価の 2 つの評価方法を用いることによって抽出結果を評価した。まず、主観的評価は、つぎの 3 段階の基準を使用することにより行った。LCD モニター上に原画像と抽出結果を横に並べて表示し、著者 2 名の合議によって評価した。観察時間の制限は設けていない。

1. Good: 細かい血管も含めて主幹動脈領域がほぼ正確に抽出できている。
2. Fair: 主幹動脈領域の多くが抽出できているが、一部の動脈が抽出できていない。
3. Poor: 主幹動脈が抽出できてきない。あるいは動脈以外の領域を誤抽出している。

Fig.3 に 3 つの基準で分類した評価結果の例を示す。

つぎに、定量的な評価を行うために、下呂温泉病院と木沢記念病院の画像データベースから、25 症例ずつ合計 50 症例をランダムに選択し、原画像の MIP 画像から動脈領域を手動で抽出した 2 次元“正解画像”を作成した。正解画像作成は、著者の 1 人が Photoshop を用いて MIP 画像を拡大表示し動脈領域を画素単位でマーキングした後、放射線科医によるマーキング領域の確認と修正によって行った。この 50 症例について、“正解画像”と本手法による抽出結果との一致率を計算することによって定量的な評価を行った。ここで、一致率 P は次式によって計算した。

$$P = \frac{A \cap B}{A \cup B} \quad (3)$$

A は“正解画像”， B は本手法による抽出結果を表す。

4. 実験結果と考察

本手法を 876 症例からなる大規模データベースの画像に適用することによって、動脈領域の抽出結果を評価した。Table 1 に主観的評価の結果を示す。3 つの施設とも Fair であった件数が最も多く半数以上を占めていた。また、Poor は全体の 1.9% と少ない。Good と Fair を合わせると、859 症例 (98.1%) になることから、多くの症例で血管抽出がほぼ成功したと判断できる。Fig.4 に Poor と評価した症例を示す。Fig.4 からわかるように、動脈周辺にわずかに高い輝度値を持った領域が存在している。この領域を過抽出したことが Poor の結果になった原因であった。Poor と判断された残りの症例にも同様の傾向が見られた。領域

Table 1 Results of the subjective rating for all MRA images obtained from three different hospitals.

	Good	Fair	Poor	Total
Gero Hot Spring Hospital	197 (45.5%)	267 (56.2%)	11 (2.3%)	475
Kizawa Memorial Hospital	134 (36.2%)	231 (62.4%)	5 (1.4%)	370
Gifu University Hospital	14 (45.2%)	16 (51.6%)	1 (3.2%)	31
Total	345 (39.4%)	514 (58.7%)	17 (1.9%)	876

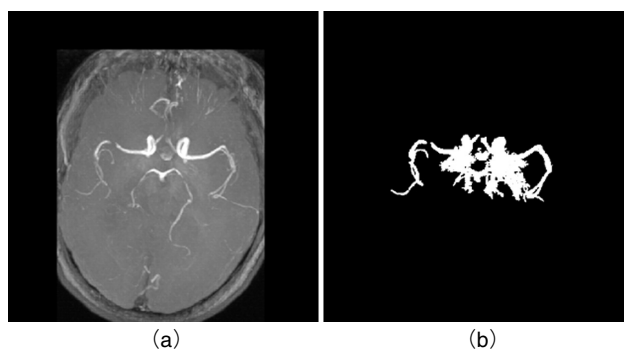


Fig.4 Example of a result image judged as poor.

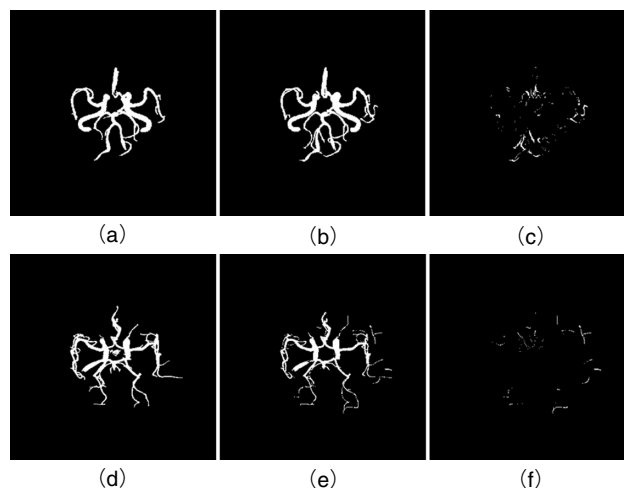


Fig.5 Segmented images of cerebral arteries. (a) and (d) are result images. (b) and (e) are gold standard. (c) and (f) are the difference between the result and gold standard. Upper images were obtained from Gero hot spring hospital. Lower images were obtained from Kizawa memorial hospital.

拡張処理での拡張条件に新しい方法を取り入れることで、この問題点に対応できる可能性があるため、今後の検討課題としたい。

つぎに、定量的評価を行った。下呂温泉病院 25 症例の平均一致率は 0.812 であり、木沢記念病院 25 症例の平均一致率は 0.791 であった。合計 50 症例の平均一致率は 0.801 となった。Fig.5 に、下呂温泉病院と木沢記念病院の症例に対する動脈抽出の結果を示す。これらの結果から、本手法を適用することによって、主な動脈領域はかなり正確に抽出できていることがわかる。しかし、細かな動脈領域の一部が正確に抽出できていないため、平均の一致率が下がる傾向にあった。本手法は、未破裂動脈瘤検出の CAD システムにおいて、未破裂動脈瘤の探索範囲を限定するための前処理としての動脈領域の抽出処理に応用する予定である。このような細かい動脈領域には未破裂動脈瘤は存在しない可能性が高いことから、細かな動脈領域の一部が正確に抽出できていないとしても未破裂動脈瘤の検出精度には悪い影響を与えない可能性がある。

本手法を未破裂動脈瘤検出の CAD システムに適用した場合の影響を検討するために、従来法[9]の動脈抽出の手法を本手法に置き換えた場合の比較実験を行った。Fig.6 は比較実験の結果から得た FROC 曲線を示している。従来法では、真陽性率 100% (16/16) のとき 1 症例当たりの偽陽性数は 2.12 (212/100 症例) であった。しかし、血管抽出を本手法に置き換えた場合、同じ真陽性率 100% で 1 症例当たりの偽陽性数を 1.54 個に減らすことができた。

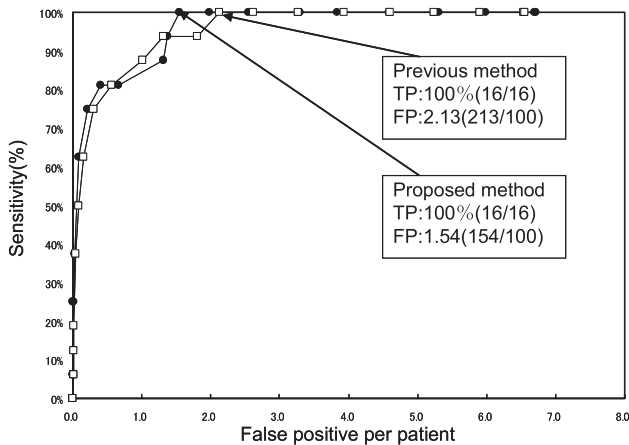


Fig.6 FROC curves for the detection of unruptured aneurysms in MRA images by using our previous method [9] and proposed method.

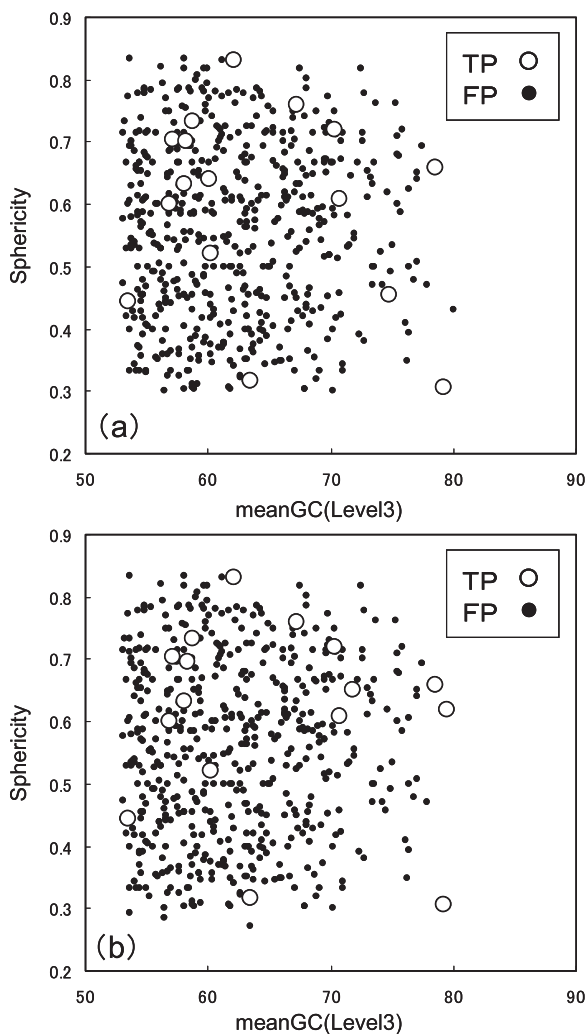


Fig.7 Relationship between mean value of GC filter at level 3 and sphericity [9]. (a) previous method. (b) proposed method.

Fig.7は従来法と本手法を適用した場合のGCフィルタの平均値と球形度の関係を示している。この結果を詳細に分析したところ、本手法により未破裂動脈瘤と正常な血管領域がより正確に抽出され、未破裂動脈瘤と正常な血管を分離するための特徴量の値の分離が良くなる傾向があることが明らかになった。つまり、本手法は、未破裂動脈瘤の検出において悪い影響を与えることはなく、逆に、偽陽性削

除の精度向上に有用であることがわかった。

関連研究として、Clineら[17]、Kloseら[18]は、領域拡張法を用いて動脈領域を抽出しMIP表示を改善する手法を提案している。また、Linら[19]は、動脈と静脈の分類に領域拡張法を応用し、Huら[20]は、脳外科手術計画に領域拡張法を用いた動脈抽出の結果を応用している。これに対して本論文では、未破裂動脈瘤検出の前処理に応用している点が異なる。領域拡張法以外の動脈領域抽出の手法としては、Kobayashiら[21]は、WatershedとNeural Networkを用いた手法を提案し、Lorigoら[22]は、Level Setによる手法を提案している。これらの論文では数例で提案手法の評価が行われているのに対して、本論文では大規模データベースを用いて提案手法の評価をしている点が異なる。しかしながら、領域拡張法以外の手法も検討し、処理時間が短く抽出精度の高い手法を追求する必要があるため、今後の検討課題としたい。

5. むすび

脳MRA画像における動脈領域の抽出法の改良を提案した。大規模データベースを用いた評価では、98.1%の症例でほぼ正確に動脈領域が抽出できていることを示した。また、未破裂動脈瘤検出の前処理に応用した場合に、偽陽性削除の精度が向上する効果があることを示した。よって、本手法は脳MRA画像における動脈領域の抽出に有用であると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省知的クラスター創成事業岐阜・大垣地域「ロボティック先端医療クラスター」(平成16~20年度)、および立石科学技術振興財団の補助を受けました。

参考文献

- [1] 厚生労働省大臣官房統計情報部：人口動態統計(上巻)。厚生労働省、東京、2005
- [2] 高橋睦正、興梠征憲：脳ドックの現状と課題。画像診断、18(10)：1094-1103、1998
- [3] Arimura H, Li Q, Korogi Y et al: Automated computerized scheme for detection of unruptured intracranial aneurysms in three-dimensional MRA. Academic Radiology 11(10)：1093-1104、2004
- [4] Arimura H, Li Q, Korogi Y et al: Computerized detection of intracranial aneurysms for three dimensional MR angiography: feature extraction of small protrusions based on a shape-based difference image technique. Medical Physics 33(2)：394-401、2006
- [5] 川下郁夫、青山正人、浅田尚紀、他：投票と多数決原理に基づいたMR Angiogramにおける脳動脈瘤の検出。信学技報MI2005-1~13：49-54、2005
- [6] Hayashi N, Masutani Y, Masumoto T et al: Feasibility of a curvature-based enhanced display system for detecting cerebral aneurysms in MR angiography. Magnetic Resonance in Medical Science 2：29-36、2003
- [7] 餘語佐斗志、小橋昌司、近藤克哉、他：ニューラルネットワークを用いた脳動脈瘤コンピュータ診断支援システムの構築。Med Imag Tech 23(5)：333-338、2005
- [8] 多田浩章、小沢義典、林尚典、他：3 D-MRAを用い

- た脳動脈瘤自動検出システムのための特徴量の検討.
日本医用画像工学会大会予稿集, 日本医用画像工学会,
東京, 2004, #P 2-41
- [9] 小椋潤, 内山良一, 山内将史, 他: ベクトル集中度
フィルタを用いた MRA 画像における脳動脈瘤の検出
法, 医用画像情報学会雑誌 24(2): 84-89, 2007
- [10] Hirai T, Korogi Y, Arimura H et al: Intracranial aneurysms
at MR angiography: Effect of computer-aided diagnosis
on radiologists' detection performance. *Radiology* 237:
605-610, 2005
- [11] Kakeda S, Korogi Y, Arimura H, et al: Diagnostic
accuracy and reading time to detect intracranial aneurysms
on MR angiography using a computer-aided diagnosis
system. *AJR* 190: 459-465, 2008
- [12] 山内将史, 内山良一, 小椋潤, 他: MRA 画像にお
ける脳血管名の自動対応付け手法の開発. 生体医工学,
45(1): 27-35, 2007
- [13] 山内将史, 内山良一, 小椋潤, 他: 脳 MRA 画像にお
ける閉塞の検出. *Med Imag Tech* 26(4): 251-260, 2008
- [14] 高木幹雄, 下田晴久: 新編画像解析ハンドブック, 東
京大学出版社, 東京, 2004.
- [15] Barnea DI and Silverman HF: A class of algorithms for
fast digital image registration. *IEEE Trans. Comput.*, C-
21(2), 179-186, 1972
- [16] 尾上守夫, 前田紀彦, 斎藤優: 残差逐次検定法による
画像の重ね合わせ. *情報処理* 17(7): 634-640, 1976
- [17] Cline H, Dumoulin C, Lorensen W, et al: Volume
rendering and connectivity algorithms for MR
angiography. *Magnetic Resonance in Medicine* 18: 384-
394, 1991
- [18] Klose U, Petersen D, Martos J: Tracking of cerebral
vessels in MR angiography after highpass filtering.
Magnetic Resonance Imaging 13: 45-51, 1995
- [19] Lin W, Haacke E, Masaryk T, et al.: Automated local
maximum-intensity projection with three dimensional vessel
tracking. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2: 519-
526, 1992
- [20] Hu X, Alperin N, Levin D, et al.: Visualization of MR
angiographic data with segmentation and volume-
rendering techniques. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1:
539-546, 1992
- [21] Kobayashi S, Kamiura N, Hata Y, et al.: Volume-
quantization-based neural network approach to 3 D MR
angiography image segmentation. *Image and Vision
Computing* 19: 185-193, 2001
- [22] Lorigo L, Faugeras O, Grimson W, et al.: CURVES:
curve evolution for vessel segmentation. *Medical Image
Analysis* 5: 195-206, 2001