

韓国 VH 画像を用いた脳 MR 画像における血管名自動対応付け法 ～ 大規模データベースを用いた評価 ～

浅野 龍紀[†] 内山 良一^{††} 横山 龍二郎[†] 原 武史[†]

岩間 亨^{†††} 星 博昭^{††††} Min Suk Chung^{†††††} 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 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

^{††} 大分工業高等専門学校制御情報工学科 〒870-0154 大分市大字牧 1666 番地

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

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

^{†††††} Dept. of Anatomy, Ajou University, Korea, San 5, Woncheon-dong, Yeongtong-gu, Suwon 443-721 South Korea

E-mail: [†] nori@fjt.info.gifu-u.ac.jp

あらまし 脳血管の MRA (Magnetic Resonance Angiography) は、脳ドックで行われる検査のひとつであり、脳動脈瘤、狭窄、閉塞などの脳血管障害の画像診断に利用される。本研究では、韓国 VH(visible human)画像を用いた脳 MRA 画像における血管名の自動対応付け手法を提案する。まず、処理対象画像の血管領域を抽出し、抽出した処理対象画像の血管領域が韓国 VH 画像の血管領域と重なるように剛体変換を行った。つぎに、処理対象画像の血管領域を、韓国 VH 画像の 8 つの主幹動脈との距離を比較することによって、8 つの動脈領域に分類した。本手法を 859 症例からなる大規模データベースで評価した結果、85.8% (738/859) の症例で血管の分類がほぼ成功した。本手法は、MRA 画像における血管名の自動対応付けに有用であると考えられる。

キーワード MR アンギオグラフィ, 大規模データベース, 血管抽出, コンピュータ支援診断

Automated classification of cerebral arteries in MRA images using visible human Korea image

-- Performance evaluation using large image database --

Tatsunori ASANO¹ Yoshikazu UCHIYAMA² Ryujiro YOKOYAMA¹ Takeshi HARA¹ Toru IWAMA³
Hiroaki HOSHI⁴ Min Suk Chung⁵ and Hiroshi FUJITA¹

¹Dept. of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu Univ., 1-1 Yanagido, Gifu, 501-1194 Japan

²Dept. Computer and Control Engineering, Oita National College of Technology, 1666 Maki, Oita, 870-0152 Japan

³Dept. of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Gifu Univ., 1-1 Yanagido, Gifu, 501-1194 Japan

⁴Dept. of Radiology, Graduate School of Medicine, Gifu Univ., 1-1 Yanagido, Gifu, 501-1194 Japan

⁵Dept. of Anatomy, Ajou University, Korea, San 5, Woncheon-dong, Yeongtong-gu, Suwon 443-721 South Korea

E-mail: [†] nori@fjt.info.gifu-u.ac.jp

Abstract Magnetic resonance angiography is used for the early detection of unruptured aneurysm, stenosis, and occlusion in brain health check system. This paper proposes an automated classification method of cerebral arteries in MRA images using the visible human Korea image. First, we segmented cerebral arteries. The image registration was subsequently employed to maximize the overlapping of the cerebral arteries in the target image and visible human Korea image. The segmented arteries were then classified into eight arteries based on comparison of the target image and the reference image. Our method was applied to 876 clinical cases. The result of subjective evaluation indicated that 98.1% of the cases achieved acceptable segmentation results. Therefore, our computerized method would be useful in CAD schemes for the segmentation and the classification of cerebral arteries in MRA images.

Keywords Magnetic resonance angiography, Large image database, Vessel classification, Computer-aided diagnosis

1. はじめに

脳卒中は、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、脳の病気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。近年、MRIなどの画像検査技術が大きく進歩し、様々な脳の疾患が発見されるようになった[2,3]。脳血管のMRA (Magnetic Resonance Angiography) は、脳ドックで行われる検査の一つであり、脳動脈瘤、狭窄、閉塞などの脳血管障害の画像診断に利用される。

3次元の脳血管のMRA画像の読影は、画像を様々な角度から最大輝度投影法(Maximum Intensity Projection, 以下、MIP)によって2次元化した画像を利用して行われる。しかし、MIP表示では、周囲の血管像が重なって表示されるために、病変を見落としなく読影するには、多くの読影時間を必要とし、医師の疲労も激しい。そのため、コンピュータを用いて異常な病変を自動的に検出し、その結果を「第二の意見」として医師が利用する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。

脳動脈瘤が好発する部位は中大脳動脈分岐部などであることが知られている。そのため、関心のある動脈名を選択する簡単な操作のみで選択された動脈のみからなるMIP表示機能があれば診断に有用であるかもしれない。これまで、我々は動脈名を自動的に対応付ける手法を提案した[4]。しかし、この手法では参照画像をどのようにして選択するか、選択した参照画像の各動脈領域の決定は誰が行うのかなどの問題があった。本論文では、この問題に対処するために、韓国VH(visible human)画像を参照画像として選択した。また、大規模データベースを用いて手法の開発と評価を行い、従来手法を改良することにより高度化を行った。以下に、提案手法と実験結果について述べる。

2. データベース

本研究で使用した実験対象は、岐阜大学医学部附属病院で撮影された31症例のMRA画像と、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256×256ピクセル、空間解像度は0.625~0.78mmであり、スライス厚は0.5~1.2mmである。一方、岐阜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256×192または256×176、空間分解能は0.7mmであり、スライス厚は1mm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256×256、空間分解能は0.469~0.625mmであり、スライス厚は0.6~0.8mmである。以上のように病院間において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り、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400×400×200ボ

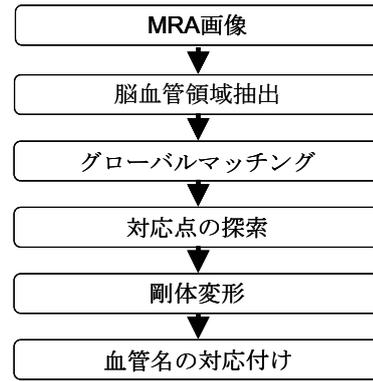


Fig.1 本研究手法のフローチャート

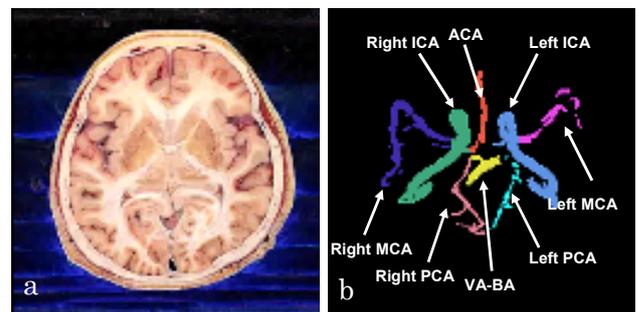


Fig.2 (a)Visible Human Korea (b)参照画像

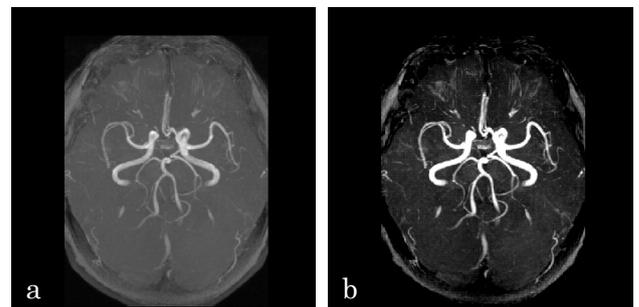


Fig.3 (a)処理前画像 (b)変換処理画像

クセルで空間解像度を0.5mmとすることによって、施設間の差異を正規化した。

本実験ではVisible Human Koreaプロジェクトの男性の頭部の低温切開画像を参照画像として使用した。この画像は断体を0.1mm間隔でスライスし、断面をデジタルカメラで撮影したものである。画像の大きさは4368×2912 pixelでありTIFF形式で保存されている。この画像データには、解剖学専門医がスライス毎に脳の動脈領域を手動で色分けしてマーキングしたラベル画像も含まれている。本研究では、こちらのデータを3次元の線形補間法によって400×400×200ボクセルで空間解像度を0.5mmの3次元の等方性のボリュームデータに変換し正規化し実験に用いた。

3. 方法

Fig.1に提案するMRA画像における脳血管の自動対応付け法の概要を示す。まず、参照画像の動脈を抽出し、抽出した動脈を参照画像と処理対象画像の比較に基づいた手法によって8つの動脈領域に分類する。分

類する血管は、前大脳動脈 (ACA), 右中大脳動脈 (Right MCA), 左中大脳動脈 (Left MCA), 右内頸動脈 (Right ICA), 左内頸動脈 (Left ICA), 右後大脳動脈 (Right PCA), 左後大脳動脈 (Left PCA), 及び椎骨・脳底動脈 (VA-BA) の 8 つである. Fig.2 に, Visible Human Korea 画像と参照画像を示す. 異なる色を用いてそれぞれの動脈領域を表している.

3.1. 脳血管領域の抽出

信号強度の補正

MRA 画像の信号強度の分布は症例ごとに異なるため、濃度階調変換によって信号強度値を補正した. まず、P-tile 法を用いて濃度ヒストグラムの上位 0.1% の信号値を求め、それ以上の信号値を 1024 に設定した. この処理は非常に大きな信号値を持つ症例が存在したために行った. 次に、最小値がゼロに最大値が 1024 になるように線形濃度階調変換を行った. 濃度変換前と濃度変換後の MIP 画像を Fig.3 に示す. これらの画像に見られるように、濃度変換の処理を加えることによって、血管領域とそれ以外の領域の分離が良くなり、血管抽出の処理が適用しやすくなる効果がある[5].

位置の補正

本研究で使用した画像データは、施設の違により画像の位置が異なる. 血管領域を抽出する場合、大まかな血管の位置情報を用いることが血管領域と偽陽性の領域の区別に有用である場合がある. そこで、SSDA 法による位置情報の修正を行った[6]. SSDA 法の結果から血管領域が画像の中心に位置するように平行移動量を求め、平行移動による位置の補正を行った.

動脈領域の抽出

太い動脈は血流量が多いために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. 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

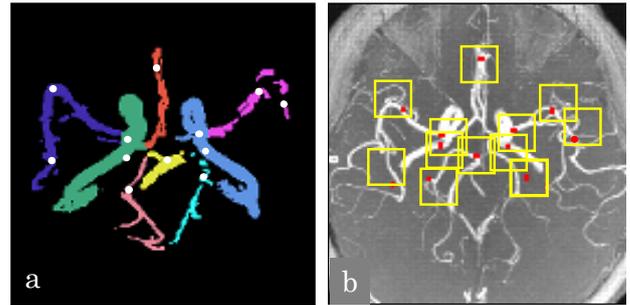


Fig.4 (a)参照点画像 (b)対応点画像

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.

$$I_{ave} - I(x, y, z) \leq T \quad (1)$$

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.

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. SSDA 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.

3.2. 対応点の探索

血管領域抽出処理で処理対象画像の動脈領域と参照画像の動脈領域の平行移動に基づく大まかな位置合わせを行った. 回転も含めたさらに詳細な位置合わせを剛体変換によって行うため、ここでは処理対象画像上の対応点を探索して決定した. まず、参照画像上に 12 点の参照点を 3 次元空間内に配置した. これらの参照点は韓国 VH 画像のラベル画像を基にして血管の分

岐部や湾曲部などの特徴的な位置に配置した。Fig.4(a)に、参照画像と配置した参照点を示す。つぎに、参照点に対応する処理対象画像上の対応点を探索する処理を行った。まず、参照画像の各参照点の位置を中心に、SSDA 法後の処理対象画像の同じ位置から、 $41 \times 41 \times 41$ の範囲を探索し、相互相関係数 C (以下、相関値) を計算した。

$$C = \frac{1}{IJK} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \frac{\{A(i,j,k) - \bar{a}\} \{B(i,j,k) - \bar{b}\}}{\sigma_A \sigma_B} \quad (2)$$

ここで、 $A(i,j,k)$ は参照画像、 $B(i,j,k)$ は処理対象画像を表す。画像マトリックスサイズ $I \times J \times K$ は $21 \times 21 \times 21$ で与えた。 \bar{a} 、 \bar{b} 、 σ_A 、 σ_B は、それぞれ、参照画像、処理対象画像の平均値と標準偏差を表し、次式によって計算した。

$$\bar{a} = \frac{1}{IJK} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I A(i,j,k) \quad (3)$$

$$\bar{b} = \frac{1}{IJK} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I B(i,j,k) \quad (4)$$

$$\sigma_A = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{A(i,j,k) - \bar{a}\}^2}{IJK}} \quad (5)$$

$$\sigma_B = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{B(i,j,k) - \bar{b}\}^2}{IJK}} \quad (6)$$

ここで、最も大きな相関値を取る位置を参照点に対応する処理対象画像上の対応点として決定した。Fig.4(b)に、処理対象画像における対応点を示す。

3.3. 剛体変換

参照点と処理対象画像の対応点を用いて、剛体変換 [7] を行った。 $\{P_i = (X_i, Y_i, Z_i), p_i = (x_i, y_i, z_i) : i = 1, \dots, 12\}$ は、それぞれ参照点と処理対象画像の対応点とする。剛体変換は、以下の関係式を満たすように行った。

$$P_i = R p_i + T \quad (7)$$

ここで、 R と T は回転量と平行移動量を表す行列である。このとき、 R と T は以下の式を最小にするように決定した。

$$E^2 = \sum_{i=1}^{12} \|P_i - (R p_i + T)\|^2 \quad (8)$$

R と T の決定には、特異値分解を利用した効率の良い計算方法が提案されている [8]。本研究では、上記の変換を繰り返す ICP (Iterative Closest Point) アルゴ

Table1 主観的評価の結果

	Good	Fair	Poor	合計
大規模データベース	691 (80.4%)	47 (5.4%)	121 (14.1%)	859

リズム [9] を適用することによって、詳細な位置合わせを行った。

3.4. 血管名の対応付け

上記の処理によって、剛体変換した処理対象画像の血管領域は、参照画像の血管領域との位置合わせができています。そこで、剛体変換を行った処理対象画像の血管領域内の各ボクセルから参照画像の 8 つの動脈領域の各ボクセルまでのユークリッド距離を計算し、ユークリッド距離が最小となる参照画像の血管ラベルを処理対象画像の血管名として対応付ける処理を行った。

この処理によって、処理対象画像上の血管領域内のすべてのボクセルに血管名を対応付けることができる。しかし、この手法では、複雑な走行をした血管領域の一部が正しく対応付けできない場合がある。このような対応付けが誤ってなされた領域の存在の有無は、処理対象画像で 8 つの血管名にラベル付けされた領域の体積を調べることによって容易に判断が可能である。もし、血管名の対応付けが正確に行われた場合には、8 つの血管名にラベル付けされた 8 つの領域に血管が分類される。しかし、血管の一部が誤って対応付けがなされた領域が存在する場合には、同じ血管としてラベル付けされた領域が 2 箇所以上検出される。そこで、このような誤認識の場合の処理として、同じ血管としてラベル付けされた領域が 2 箇所以上検出された場合には、最も大きな体積を持つ領域を正解とし、それ以外の領域は対応付けが誤ってなされた領域とみなして、その領域を取り囲む血管名のラベルに対応付けをやり直す処理を加えた。この処理によって誤認識領域の修正を行った [4]。

4. 実験結果

3 次元 MRA 画像における血管名の自動対応付け結果の評価を行うためには、3 次元の MRA 画像から各血管領域を手動で色分けマーキングした“正解”の領域分類と比較することが望ましい。しかし、脳 MRA 画像ではスライス上で血管領域を判別することが難しく、手作業での抽出はほぼ現実的に不可能である。そこで、三次元血管抽出データ画像の代わりに MIP (最大投影法) 画像を用いて評価を行った。MIP 画像は脳 MRA 画像の一般的な臨床の場で使われる診断画像で、MIP 画像に映る血管は分類すべき血管領域であると考えられる。本研究では、この MIP 画像を用いた以下に述べる 3 段階の基準を用いる主観的評価を行った。

(1)Good : 血管の分類が正しく行われている。

(2)Fair : 血管の一部に誤分類が見られる。

(3)Poor : 血管の多くに誤分類が見られる。

この主観的評価を大規模データベースの MRA 画像全 876 症例のうち血管領域を抽出できた 859 症例を対象

に評価を行った結果を Table1 に示す.

5. 結論

本研究では脳 MRA 画像における血管名の自動対応付け法の参照画像の問題を解決するために韓国 VH 画像を用いることで手法の高度化を行った. 本手法を3つの異なる施設から収集した 859 症例の MRA 画像からなる大規模データベースに適用し, MIP 表示による主観的評価を行ったところ, 85.1% (738/859) の症例において血管領域の自動分類に成功した. したがって, 本手法は韓国 VH 画像を用いる血管領域の自動対応付け法として有用であると考えられる.

謝辞

本研究は, 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」, および文部科学省若手研究B(課題番号22791183)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, 300-301, 2003
- [2] 土屋 一洋, 大久保 敏之: 頭部画像診断のここが鑑別ポイント(できる!画像診断入門シリーズ). 羊土社, 205-221, 2000
- [3] 小椋潤, 内山良一, 山内将史, 横山龍二郎, 原武史, 山川弘保, 安藤弘道, 岩間亨, 星博昭, 藤田広志: 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
- [4] 山内将史, 内山良一, 小椋 潤, 横山龍二郎, 原武史, 安藤弘道, 山川弘保, 岩間 亨, 星 博昭, 藤田広志: 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.
- [5] 浅野龍紀, 内山良一, 浅野隆彦, 加藤博基, 原武史, 周向栄, 岩間亨, 星博昭, 紀ノ定保臣, 藤田広志: 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 -, 医用画像情報学会雑誌, 27(3), 55-60, 2010
- [6] 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
- [7] Goshtasby AA: 2-D and 3-D image registration. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2005
- [8] Arum KS, Hang TS, Blostein SD: Least-square fitting of two 3-D points sets. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 9(5), 698-700, 1987
- [9] Besl PJ, McKay ND: A method for registration of 3-D shape. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(2), 239-256, 1992