

MRA 画像における脳血管名の自動対応付け手法の開発

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*

Automated Classification of Cerebral Arteries in MRA Images

Masashi YAMAUCHI,* Yoshikazu UCHIYAMA,* Jun OGURA,* Ryujiro YOKOYAMA,* Takeshi HARA,*
Hiromichi ANDO,** Hiroyasu YAMAKAWA,*** Toru IWAMA,**** Hiroaki HOSHI,***** Hiroshi FUJITA*

Abstract The detection of unruptured aneurysms is a major task in magnetic resonance angiography (MRA). However, it is difficult for radiologists and/or neurosurgeons to detect small aneurysms on maximum intensity projection (MIP) images because adjacent vessels may overlap with the aneurysms. Therefore, we proposed a method for making a new MIP image, the SelMIP image, containing interested vessels only by manually selecting a cerebral artery from a list of cerebral arteries recognized automatically. For the automated classification of cerebral arteries, two three-dimensional images, a target image and a reference image, were compared. Image registration was performed using global matching and rigidity transformation. The segmented vessel regions were classified into eight cerebral arteries by calculating the Euclidian distance between a voxel in the target image and each of the voxels in the eight labeled vessel regions in the reference image. In applying the automated cerebral arteries recognition algorithm to 110 MRA studies, the results of subjective evaluation were that 76.4% (84/110) were rated as good, 13.6% (15/110) as adequate, and 10.0% (11/110) as poor. The results rated good or adequate are considered acceptable and would be adequate for clinical use. Overall, 90.0% (99/110) of MRA studies attained a clinically acceptable result. Our new viewing technique will be useful in assisting radiologists to detect aneurysms and reducing the interpretation time.

Keywords: Magnetic resonance angiography, Maximum intensity projection (MIP), Cerebral arteries, Image registration, 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

疾患が発見されるようになった[2,3]。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、適切な処置や治療を行うことによって、動脈瘤の破裂による重篤なくも膜下出血を防ぐことである[2,3]。脳動脈瘤の検出は、3次元のMRA (Magnetic resonance angiography) 画像を様々な角度から最大輝度投影法 (Maximum intensity projection: MIP) によって2次元化した画像を利用した読影によって行われる。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、小さな脳動脈瘤も見落しなく検出するには、多くの読影時間を必要とし、疲労による見落としが起こる可能性がある。そこで、脳動脈瘤の検出のためのコンピュータ支援診断 (Computer-aided diagnosis: CAD) システムの研究開発が行われている[4-11]。

CADシステムを利用すれば、放射線科医や脳神経外科医は、コンピュータの結果を「第二の意見」として参考にすることによって、脳動脈瘤の見落としに気がつく可能性がある。実際、脳動脈瘤検出のためのCADシステムの効果を調べるための観察者実験では、CADシステムを利用した場合の診断性能は、CADシステムを利用しない場合と

2006年9月15日受付、2007年2月2日改訂

Received September 15, 2006; revised February 2, 2007.

* 岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野

Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University

** 岐阜市民病院脳神経外科

Department of Neurosurgery, Gifu Municipal Hospital

*** 県立下呂温泉病院脳神経外科

Department of Neurosurgery, Prefecture Gero Hot Springs Hospital

**** 岐阜大学大学院医学系研究科脳神経外科分野

Department of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Gifu University

***** 岐阜大学大学院医学系研究科放射線医学分野

Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Gifu University

比較して向上することが示されている[6]. しかし, 現在の脳動脈瘤検出のための CAD システムの感度は, 90% から 95% であること, さらに, CAD システムはあくまでも「第二の意見」を医師に提示しているのみであることから, 放射線科医や脳神経外科医は, 結局のところ, MIP 表示を行い, すべての血管について脳動脈瘤が存在しないかの確認をしなければならない.

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. したがって, これらの好発部位を, 隣の血管と重なることなく様々な角度で詳しく観察するための MIP 表示が容易に生成できれば, 読影の負担を軽減できると考えられる. しかし, そのためには, 3 次元の MRA 画像から関心のある血管領域のみを手動で抽出する必要があるが, その操作は容易ではない.

そこで, 本研究では, MRA 画像における血管領域をコンピュータによって自動的に抽出し, 8 つの主幹動脈を自動的に対応付けする手法を提案する. この機能によって, 放射線科医や脳神経外科医はリストから関心のある血管名を選択する簡単な操作のみで, 選択された血管のみからなる MIP 表示 (*SelMIP* と呼ぶことにする) を容易に行うことが可能となる. この新しい技術は, 放射線科医や脳神経外科医の読影の疲労を抑えることが期待できるから, 画像診断の正確度を高める可能性がある.

2. 実験試料

実験試料として, 岐阜大学医学部附属病院から 10 症例の MRA 画像, 県立下呂温泉病院から 100 症例の MRA 画像をそれぞれ収集した. これらの画像は, 2005 年 8 月から 2006 年 5 月までの間に患者から同意を得た 459 症例から選択した. まず, 本手法が原理的に問題なく機能するかを確認するために, 亜型のない正常と判断された 145 症例から撮影日時順に 110 症例 (17 歳から 81 歳: 平均 56.5 歳, 標準偏差 16.7) を選択し実験に用いた. 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 のスライスによる構成である. 画像サイズは 256×256 ピクセルで, 空間分解能は 0.625~0.78 mm であり, 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 スライスによる構成である. 画像サイズは 256×192 または 256×176 で, 空間分解能は 0.7 mm であり, スライス厚は 1 mm であった. これらすべての 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 400×400×200 ボクセルで, 空間解像度は 0.5 mm となった.

収集した MRA 画像は, 各症例でボクセル値の最大値と最小値が異なっていた. そこで, 線形濃度変換を施すこと

によって, ボクセル値を 0 から 1024 に変換した. まず, 3 次元 MRA 画像から濃度ヒストグラムを作成し, 濃度ヒストグラムを用いて累積ヒストグラムを作成した. 累積ヒストグラムの上位 0.1% 以上の値を持つすべてのボクセルを 1024 に変換したのち, すべてのボクセルを最大値 1024 から最小値 0 となるように線形濃度変換を行った. これは, MRA 画像の中に, ノイズの影響によって極端に大きな値を持つボクセルが幾つか存在したために行った処理である. 本研究では, 線形濃度変換を施したデータを実験試料として用いた.

3. 方法

血管名の自動対応付けは, 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行った. 参照画像は基準となる画像であって変形は行わない. 一方, 処理対象画像は, 血管名の自動対応付けの処理を行う画像であって, 参照画像との重なりが大きくなるように変形を加える画像である.

まず, 実験試料の中から標準的な症例を参照画像として選択した. つぎに, 筆者の一人が, 3 次元の参照画像の各血管領域を手動で異なる色を用いてマーキングし, その結果を医師に見てもらい, 医師の指摘に基づいて修正を加えることによって, 各血管の正確な領域を決定した. マーキングした血管名は, 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), および椎骨・脳底動脈 (VA-BA) の 8 つである. 図 1 に, 参照画像を示す. それぞれの血管領域は, 異なる色を用いて表している.

図 2 に, 血管名の自動対応付けの手法の概要を表す. まず, (1) 処理対象画像から血管領域を抽出する. 次に, (2) 処理対象画像を平行移動させることによって, 処理対象画像の血管領域と参照画像の血管領域との大体の位置を合わせる. (3) 参照画像上に配置した 12 点 (以下, 参照点) に対応する処理対象画像上の対応点を探索する. (4) 参照点と対応点を用いた剛体変形によって, 詳細な位置合わせを行う. 最後に, (5) 処理対象画像の血管領域を 8 種類の血管名に分類する. 以下, これらを順に説明する.

3.1 血管領域の抽出

MRA 画像は血液の流量を画像化したものであるから, 太い血管は高い輝度値を示し, 細い血管は低い輝度値を示す. そのため, 太い血管領域は簡単な閾値処理によって抽出することができる. まず, 太い血管を抽出するために, 閾値 700 の閾値処理を適用した. ここで, 閾値の値は経験的に決定した. 閾値処理を用いることによって, 太い血管領域を抽出することはできるが, この処理のみでは細い血管領域の抽出は困難である. そこで, 細い血管を抽出するために, 領域拡張法を用いた. 抽出した太い血管領域を

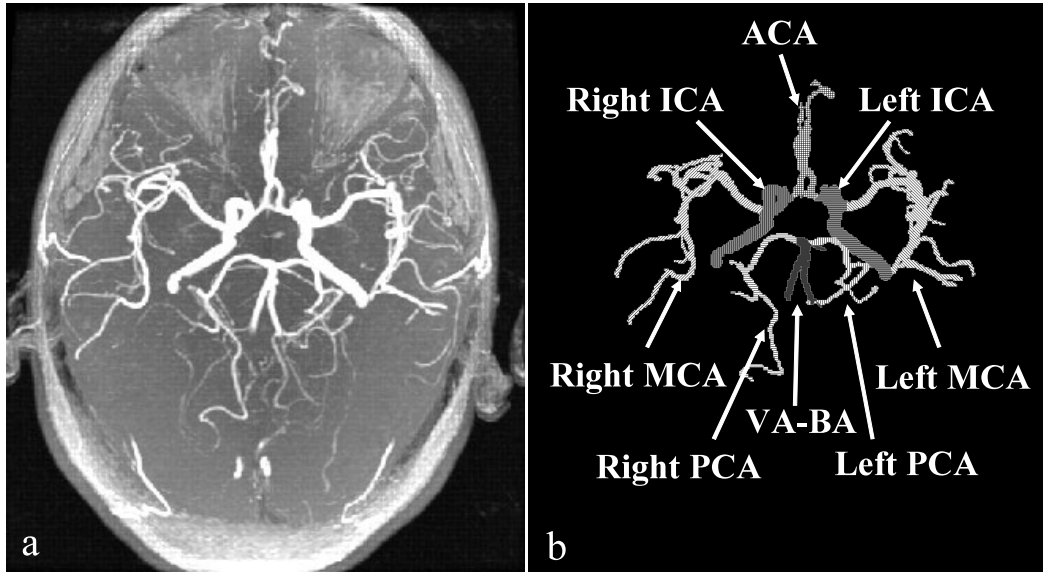


図1 参照画像 (a) 参照画像のMIP表示 (b) 脳神経外科医によって定義された8つの主幹動脈
 Fig. 1 Reference image (a) MIP image of the reference image (b) Eight cerebral arteries defined by a neurosurgeon.

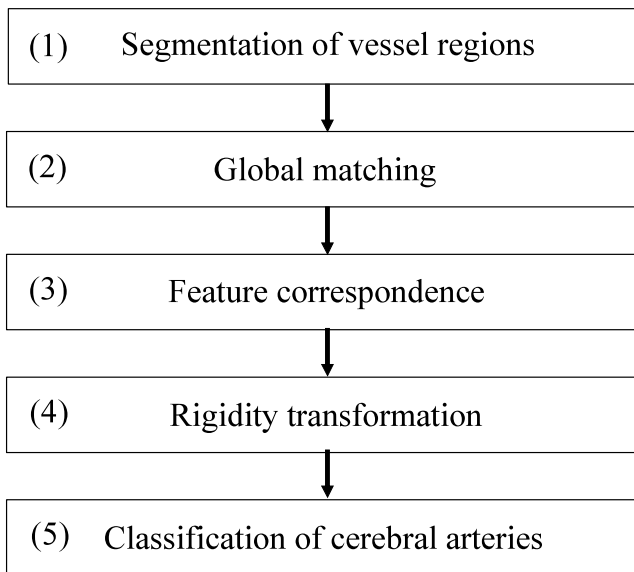


図2 血管名の自動対応付け手法の概要

Fig. 2 Overall scheme for an automatic classification of arteries in MRA images.

シード点として、注目ボクセルの26近傍にボクセル値が500以上であった場合に、そのボクセルを血管領域に追加する処理を行うことによって、血管領域を拡張する処理を施した。ここで、拡張条件の値は経験的に決定した。閾値処理と領域拡張処理によって、MRA画像における血管領域を抽出することが可能となった。

3.2 グローバルマッチング

処理対象画像の血管領域と参照画像の血管領域との大まかな位置合わせを行うために、グローバルマッチングを行った。抽出した処理対象画像の血管領域は、領域内のボク

セル値が1で領域外のボクセル値が0の2値画像である。まず、処理対象画像の血管領域の重心点を求め、同様に、参照画像の血管領域から血管領域の重心点を求めた。重心点 $G(i_G, j_G, k_G)$ は1次のモーメント M_{100} , M_{010} , M_{001} を M_{000} で正規化することによって求めた。

$$i_G = \frac{M_{100}}{M_{000}}, \quad j_G = \frac{M_{010}}{M_{000}}, \quad k_G = \frac{M_{001}}{M_{000}} \quad (1)$$

$$M_{pqr} = \sum_i \sum_j \sum_k i^p j^q k^r f(i, j, k) \quad (2)$$

ここで、 $f(i, j, k)$ は、血管の2値画像であり、血管領域内で1、背景で0となる画像である。

次に、処理対象画像の血管領域の重心点が参照画像の血管領域の重心点と重なるように、処理対象画像を平行移動した。図3に、グローバルマッチングの結果を示す。白色の領域は、処理対象画像で抽出された血管領域を表しており、参照画像のMIP表示の上に重ねて表示をしている。図3(a)は、グローバルマッチングの処理前の画像を表し、図3(b)は、グローバルマッチングの処理後の画像を表している。グローバルマッチング処理によって、参照画像と処理対象画像の対応する血管の距離が近づいていることがわかる。

3.3 対応点の探索

グローバルマッチングの処理を行い、処理対象画像の血管領域と参照画像の血管領域の大まかな位置合わせを行ったのちに、対応点の探索を行った。まず、参照画像上に、12点の参照点を配置した。これらの参照点は、血管の分岐部や湾曲部などの特徴的な位置に配置した。図4(a)に、参照画像と配置した参照点を示す。次に、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

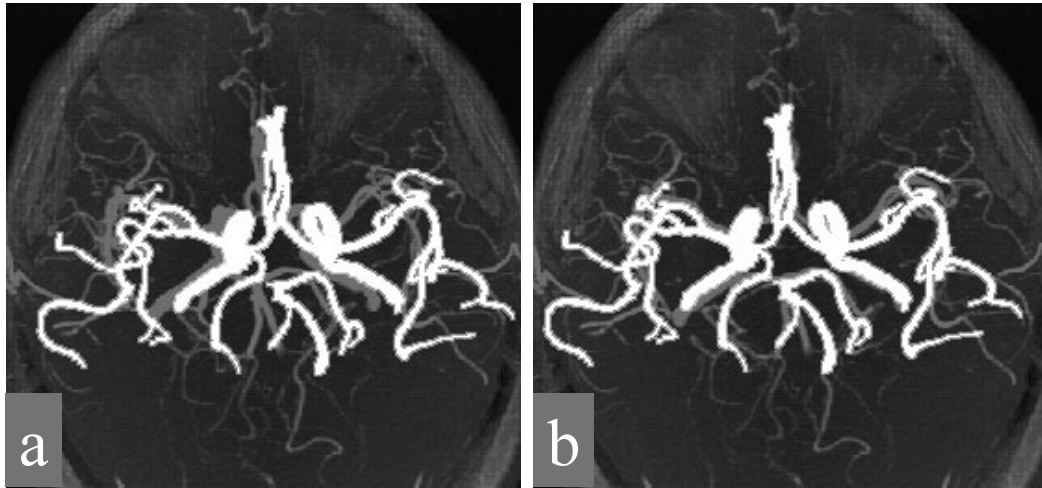


図 3 グローバルマッチングの例. 処理対象画像で抽出された血管領域 (白色) を参照画像上に重ねて表示している (a) 処理前 (b) グローバルマッチング後

Fig. 3 Illustration of global matching. The segmented vessel regions in a target MRA image (white color) is superimposed onto the MIP image of the reference MRA study (gray color) (a) Before global matching (b) After the global matching.

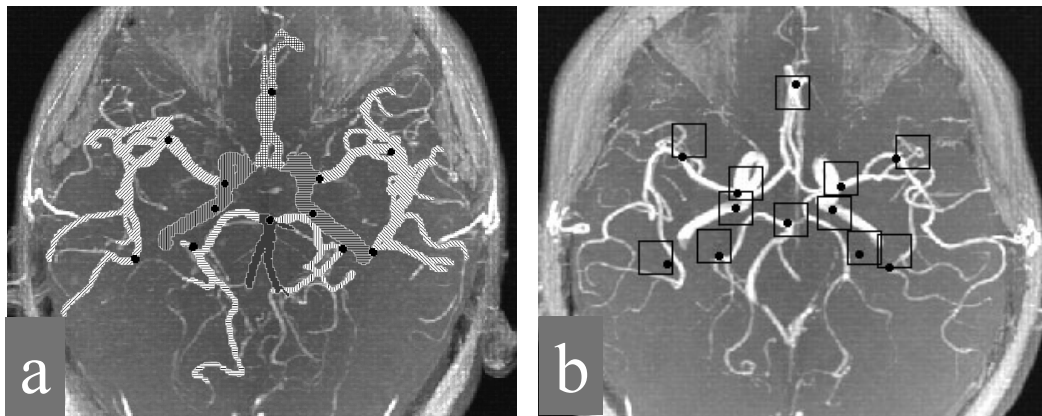


図 4 剛体変形のための対応点の探索 (a) 参照画像上の 12 点の参照点 (b) 処理対象画像上での対応点

Fig. 4 Searching the corresponding points for rigidity transformation (a) 12 reference points in the reference MIP image (b) Corresponding points in the target MIP image.

ず, 参照画像の各参照点の位置を中心に, グローバルマッチング後の処理対象画像の同じ座標位置に, $41 \times 41 \times 41$ の大きさの探索範囲を設定し, 大きさ $I \times J \times K$ が $21 \times 21 \times 21$ であるテンプレートを探索範囲内で移動させ, 相互相関係数 C (以下, 相関値) が最大となる位置を求めた.

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

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. \bar{a} , \bar{b} , σ_A , σ_B は, それぞれ, 参照画像, 処理画像の平均値と標準偏差を表し, 次式によって計算した.

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

$$\bar{b} = \frac{1}{IJK} \sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I B(i, j, k) \quad (5)$$

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

$$\sigma_B = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \{B(i, j, k) - \bar{b}\}^2}{IJK}} \quad (7)$$

ここで, テンプレートの大きさは, 主血管の直径が 10 画素程度であることを考慮して経験的に定めた. また, 探索範囲はテンプレートの 2 倍として経験的に定めた. 相関値は, -1.0 から 1.0 の値で変化し, 大きな値を示す位置ほど, 参照画像と処理対象画像が関心領域で類似していることを示している. そこで, 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. 図 4(b) に, 処理対象画像における対応点を示す.

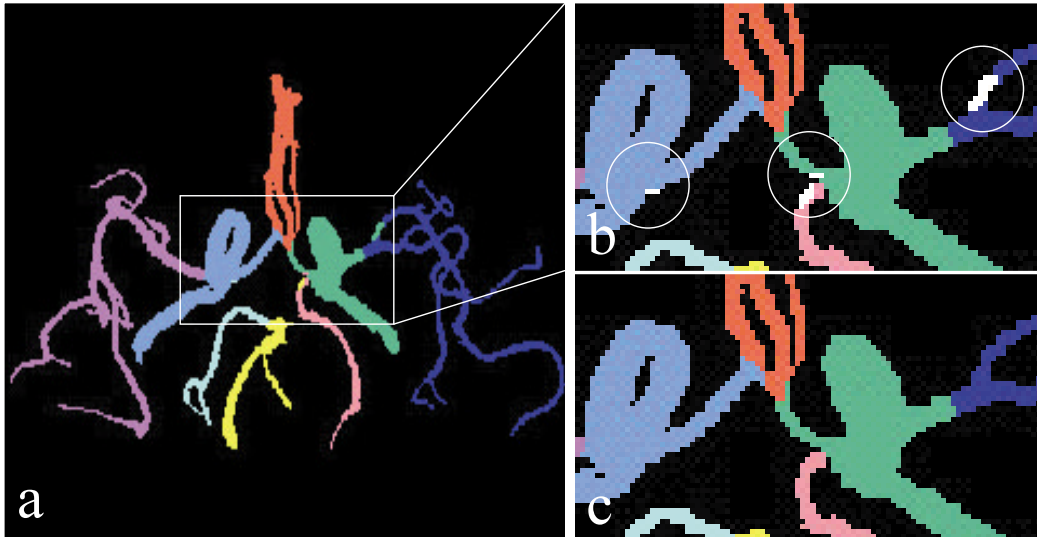


図5 ラベリングの修正. 面積の小さな領域はその領域の周囲のラベルと同様のものに対応付けをやり直す (b) 処理前 (c) ラベリング処理後

Fig. 5 Modification of labeling. Small regions were classified again into the label surrounding the region (b) Before labeling modification (c) After labeling modification.

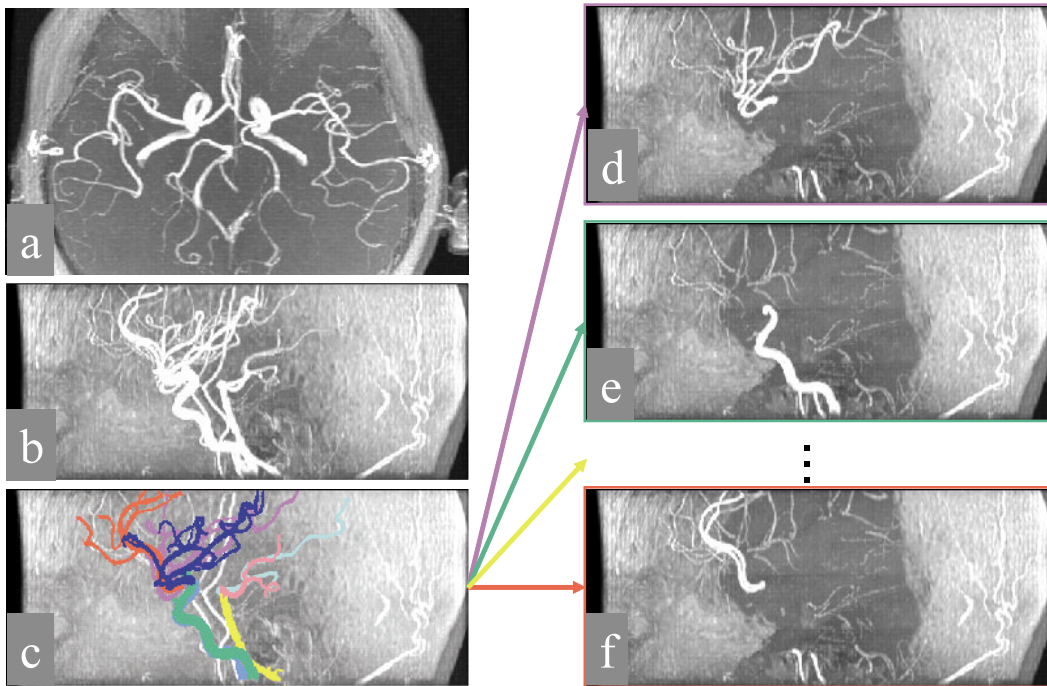


図7 SelMIP 表示の例 (a) 従来の axial 面での MIP 表示 (b) sagittal 面での MIP 表示 (c) それぞれ異なる色で血管名を対応付けられた sagittal 面での MIP 表示 (d) 右中大脳動脈の SelMIP (e) 左内頸動脈の SelMIP (f) 前大脳動脈の SelMIP

Fig. 7 The SelMIP (a) A conventional axial MIP image (b) Sagittal MIP image (c) Sagittal MIP image with the classified arteries indicated in different colors (d) The SelMIP image with selected right MCA (e) The SelMIP image with selected left ICA (f) The SelMIP image with selected ACA.

3.4 剛体変形による位置合わせ

参照点と処理対象画像の対応点を用いて、剛体変形[12]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. 剛体変形

は、以下の関係式を満たすように行った.

$$P_i = R p_i + T \tag{8}$$

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.

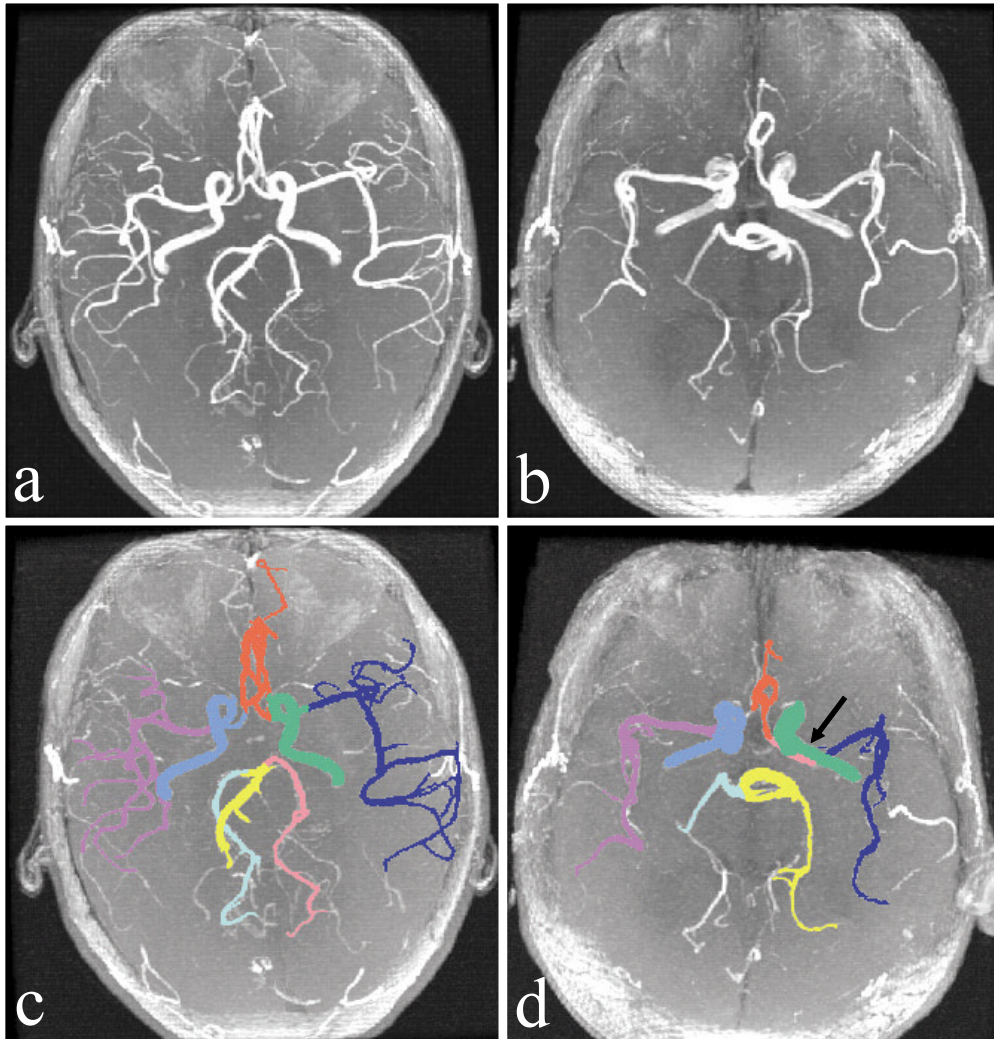


図6 “good”, “poor” と評価した症例の血管名の対応付けの結果の例. (a) と (b) は原画像の MIP 表示. (c) と (d) はそれぞれ (a) と (b) に血管名の対応付けを行った結果の画像. (c) ではすべての血管が正確に対応付けされているが, (d) では白色の矢印で示した一部の血管が誤って対応付けされている

Fig. 6 Example of “good” and “poor” classification results. (a), (b) Original MIP images. (c), (d) MIP images of classification results as in (a) and (b), respectively. All cerebral arteries in (c) are classified correctly, while a part of the cerebral arteries in (d), indicated by a white arrow, is misclassified.

$$E^2 = \sum_{i=1}^p \|P_i - (Rp_i + T)\|^2 \quad (9)$$

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 [13]. 本研究では, 上記の変形を繰り返す ICP (Iterative Closest Point) アルゴリズム [14] を適用することによって, 詳細な位置合わせを行った.

3.5 血管名の対応付け

上記の処理によって, 剛体変形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く. そこで, 剛体変形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 つの血管領域の各ボクセルまでのユークリッド距離 $D(v, a^i)$ [15] 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.

$$D(v, a^i) = \sqrt{(v_x - a_x^i)^2 + (v_y - a_y^i)^2 + (v_z - a_z^i)^2} \quad (10)$$

ここで, $v(x, y, z)$ は処理対象画像の血管領域内の画素を表し, $a^i(x, y, z) | i=1 \dots 8$ は参照画像のラベル付けされた 8 つの血管領域の画素を表す.

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. 図 5 にその一例を示す. 図 5(b) は, 図 5(a) を拡大表示したものである. 図 5(b) において, 円で示した 3 箇所が対応付けできない領域である. このような対応付けが誤ってなされた領域の有無は, 処理対象画像で 8 つの血管名にラベル付けされ

た領域の面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つの大きな面積を持った領域に血管が分類されるが、図5(b)のように対応付けが誤ってなされた領域が存在する場合には、同じ血管とラベル付けされた領域が複数検出される。このような場合には、面積の小さな領域は対応付けが誤ってなされた領域と判断し、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。図5(c)に処理の結果を示す。

4. 実験結果

4.1 血管分類の結果

血管の分類結果の評価は、基準軸3方向のMIP画像を用いた主観的評価によって行った。血管を分類した結果を色分けして3方向からMIP表示し、原画像のMIP表示と並べて表示した画像で判断した。著者2人の合意によって、① Good: 血管の分類が正確に行われている、② Adequate: 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、の3段階の評価とした。

結果の評価は、客観的評価によって行うことが望ましい。しかし、客観的評価を行うためには、すべての3次元MRA画像について、血管領域を正確に抽出し、手動で分類した答えの画像を作成する必要がある。この作業は、スライス画像を用いて行われることが多いが、MRA画像では、スライス画像から細かな血管まで正確に認識し、手動で分類することは大変に困難な作業である。そこで、本研究では、血管の分類結果の評価として、基準軸3方向のMIP表示を用いた主観的評価によって行った。

血管名の自動対応付けの手法を110症例に適用した。実験の結果、76.4% (84/110)はGood, 13.6% (15/110)はAdequate, 10.0% (11/110)はPoorであった。GoodとAdequateの結果を合わせると、90.0% (99/110)となり、ほとんどの症例で血管の分類がほぼ成功した。図6にGoodと評価したMRA画像とPoorと評価したMRA画像の結果を示す。図6(c)では、8つの主血管が正確に分類されている。しかし、図6(d)では、左後大脳動脈が誤って分類されている。

4.2 SelMIP

血管名の自動対応付けの結果を応用すれば、血管名のリストから関心のある血管を選択する操作によって、選択された血管のみを用いたMIP画像(SelMIP)を生成することができる。SelMIPを用いれば、選択された血管が様々な角度で観察できるため、読影の負担を軽減できる可能性がある。図7(a)は、Axial面のMIP画像を表し、図7(b)は、Sagittal面のMIP画像を表している。図7(b)に見られるように、表示の角度によって、隣接した血管像が重なって表示される。したがって、もし、小さい脳動脈瘤が存

在した場合に、見落としが起こる可能性を否定できない。図7(c)に血管名の対応付けの結果を示す。この結果を応用することによって、SelMIPを生成することができる。図7(d)は右中大脳動脈のSelMIP、図7(e)は左内頸動脈のSelMIP、図7(f)は前大脳動脈のSelMIPをそれぞれ表している。SelMIPを用いれば、他の血管と重なることなく、関心のある血管を色々な角度から観察することができる。

動脈瘤は血管分岐部に発生することが多い。本手法を用いれば、例えば、前大脳動脈と左中大脳動脈を同時に選択表示することも可能であるため、血管と血管の境目に動脈瘤が存在する場合でも他の血管と重なることなく注目したい血管のみを観察することが可能である。

5. 考察

本研究では、処理対象画像の血管領域を参照画像の血管領域と重なるように位置合わせを行うことによって、血管名を分類した。同じようなアプローチを取っているものとして、CT画像における肝臓領域の抽出に関する研究がある[16, 17]。腹部領域では、呼吸の影響により臓器の変化が大きい。そのため、位置合わせを行う手法として非剛体変形が用いられることが多い。しかし、脳領域の場合には、呼吸による変動がないこと、脳血管の位置の個人差は、他の臓器と比較して大きくないことから、本研究では、剛体変形による手法を適用した。

血管名を分類する別のアプローチとして、処理対象画像の血管領域を細線化し、木構造化したデータを用いる手法が考えられる。例えば、胸部CT画像から抽出した気管支枝名を対応付ける技術[18]を応用することが考えられよう。しかし、MRA画像では、高度狭窄や閉塞がある症例が存在する。このような症例では、血管を追跡するパスが途切れるため、手法に工夫を加える必要がある。本手法では、剛体変形を用いて、処理対象画像の血管領域を参照画像の血管領域と重なるように位置合わせを行い、処理対象画像と参照画像との比較により血管名を分類しているため、閉塞がある症例でも、血管名を分類できる特徴がある[19, 20]。

しかしながら、実際の臨床では、内頸動脈形成不全、異所性内頸動脈、内頸動脈-椎骨脳底動脈間吻合路など、血管の形が正常血管と異なる異常症例がある。そのため、臨床応用に向けての今後の課題として、このような様々な種類の異常症例に対しても本手法が良好に機能するかを検討し、手法の高度化を行う必要があると考える。

6. まとめ

脳MRA画像における血管抽出と血管名の自動対応付け手法の開発を行った。本手法を110症例に適用し、評価を行ったところ、76.4% (84/110)はGood, 13.6% (15/110)はAdequate, 10.0% (11/110)はPoorであった。この結

果から、本手法は血管抽出と血管名の自動対応付けにおいて有効であると考えられる。また、血管の分類結果を応用して新しい MIP 表示方法を開発した。この表示方法を用いれば、放射線科医や脳神経外科医が、関心のある血管領域のみを様々な角度で詳しく観察できることから、読影の負担を軽減できる可能性がある。

謝辞 データの収集にご協力を頂きました岐阜大学大学院医学系研究科脳神経外科学分野、県立下呂温泉病院脳神経外科のスタッフの皆様へ感謝致します。また、多くの有益な議論をして頂きました藤田研究室の皆様、コニカミノルタエムジー開発センターの加野亜紀子氏、笠井聡氏、二村仁氏、タック(株)の加古川正勝氏、林佳典氏に感謝いたします。本研究の一部は、文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」にて行われました。

文 献

- 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, 2003, pp. 300-301.
- 篠原幸人: 脳検診(脳ドック)の意義と現状. 日内会誌. **86**: 787-791, 1997.
- 高橋隆正, 興梠征憲: 脳ドックの現状と課題. 画像診断. **18**(10): 1094-1103, 1998.
- Arimura H, Li Q, Korogi Y, Hirai T, Abe H, Yamashita Y, Katsuragawa S, Ikeda R, Doi K: Automated computerized scheme for detection of unruptured intracranial aneurysms in three-dimensional MRA. *Academic Radiology*. **11**(10): 1093-1104, 2004.
- Arimura H, Li Q, Korogi Y, Hirai T, Katsuragawa S, Yamashita Y, Tsuchida K, Doi K: Computerized detection of intracranial aneurysms for three-dimensional MR angiography: Feature extraction of small protrusions based on a shape-based difference image technique. *Med Phys*. **33**(2): 394-401, 2006.
- Hirai T, Korogi Y, Arimura H, Katsuragawa S, Kitajima M, Yamura M, Yamashita Y, Doi K: Intracranial aneurysms at MR angiography: effect of computer-aided diagnosis on radiologists' detection performance. *Radiology*. **237**: 605-610, 2006.
- Hayashi N, Masutani Y, Masumoto T, Mori H, Kunimatsu A, Abe O, Aoki S, Ohtomo K, Takano N, Matsumoto K: Feasibility of a curvature-based enhanced display system for detecting cerebral aneurysms in MR angiography. *Magnetic Resonance in Medical Science*. **2**: 29-36, 2003.
- 川下郁夫, 青山正人, 浅田尚紀, 栗井和夫: 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.
- Uchiyama Y, Ando H, Yokoyama R, Hara T, Fujita H, Iwama T: Computer-aided diagnosis scheme for detection of unruptured intracranial aneurysms in MR angiography. *Proc of IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China*, paper#296, 2005.
- 餘語佐斗志, 小橋昌司, 近藤克哉, 畑 豊: 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.
- 多田浩章, 小沢義典, 林 尚典, 大島康実, 野津 勤: 3D-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, 東京, #P2-41, 2004.
- Goshtasby A A: 2-D and 3-D image registration, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2005.
- Arum K S, Huang T S, and Blostein S D: Least-square fitting of two 3-D point sets, *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. **9**(5): 698-700, 1987.
- Besl P J and McKay N D: A method for registration of 3-D shapes, *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. **14**(2): 239-256, 1992.
- 長尾 真監訳: デジタル画像処理, 近代科学社, 1978.
- 北川輝彦, 奥尾一将, 周 向栄, 横山龍二郎, 原 武史, 藤田広志, 兼松雅之, 星 博昭: 体幹部 CT 画像における横隔膜の変形による肝臓の確率的アトラスの自動生成とその肝臓自動抽出への応用. 電子情報通信学会技術研究報告. **105**(65): 13-18, 2005.
- Zhou X, Kitagawa T, Okuo K, Hara T, Fujita H, Yokoyama R, Kanematsu M, Hoshi H: Construction of a probabilistic atlas for automated liver segmentation in non-contrast torso CT images, *Proc. of the 19th International Congress and Exhibition CARS 2005, International Conference Series 1281: 1063-1168*, Elsevier, 2005.
- Mori K, Hasegawa J, Suenaga Y, Toriwaki J: Automated Anatomical Labeling of the Bronchial Branch and Its Application to the Virtual Bronchoscopy System. *IEEE Trans. on Medical Imaging*. **19**(2): 103-114, 2000.
- 山内将史, 内山良一, 小椋 潤, 横山龍二郎, 原 武史, 藤田広志: 脳 MRA 画像における閉塞の検出のための CAD システムの開発. 電気関係学会東海支部連合大会予稿集, 0-483, 岐阜, 2006.
- Yamauchi M, Uchiyama Y, Yokoyama R, Hara T, Fujita H, Ando H, Yamakawa H, Iwama T, Hoshi H: Computerized scheme for detection of arterial occlusion in brain MRA images, *SPIE Medical Imaging*, in press, 2007.

山内 将史 (ヤマウチ マサシ)

平成 18 年岐阜大学工学部応用情報学科卒業。現在、同大学院医学系研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報分野博士前期課程在学中。脳 MRA 画像のコンピュータ支援診断に関する研究に従事。



内山 良一 (ウチヤマ ヨシカズ)

平成 7 年宮崎大学工学部情報工学科卒業。平成 12 年宮崎大学工学研究科博士後期課程修了。平成 12 年広島大学医学部助手。平成 13 年シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所研究員。平成 14 年三重大学医学部附属病院助手。平成 16 年岐阜大学大学院医学系研究科客員助教授。博士(工学)。画像処理および画像認識、コンピュータ支援診断の研究に従事。



電子情報通信学会, 日本医用画像工学会, コンピュータ支援画像診断学会, 日本放射線技術学会, 日本医療情報学会, IEEE の会員。

小椋 潤 (オグラ ジュン)

平成 17 年岐阜大学工学部応用情報学科卒業。現在、同大学院医学系研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報分野博士前期課程在学中。脳 MRA 画像のコンピュータ支援診断に関する研究に従事。



横山 龍二郎 (ヨコヤマ リュウジロウ)

平成 12 年岐阜大学工学部電子情報工学科卒業。平成 14 年同大学院工学研究科修士課程終了。現在、同大学院医学研究科博士後期課程再生医科学専攻・知能イメージ情報分野在学中。岐阜大学医学部附属病院放射線部所属。診療放射線技師。医用画像処理および画像認識に関する研究に従事。



医用画像情報学会、日本医用画像工学会、日本磁気共鳴医学会、日本放射線技術学会などの会員。

原 武史 (ハラ タケシ)

昭和 43 年生まれ。平成 7 年 12 月岐阜大学大学院工学研究科退学、同大学工学部応用情報学科技官。平成 9 年同助手。平成 13 年同助教授。平成 14 年同大学大学院医学系研究科再生医科学専攻助教授。工学博士。医用画像のための画像処理および画像認識、コンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発に関する研究に従事。



日本生体医工学会、電子情報通信学会、医用画像情報学会、日本医用画像工学会などの会員。

安藤 弘道 (アンドウ ヒロミチ)

平成 3 年岐阜大学医学部医学科卒業。同年岐阜大学医学部脳神経外科入局。平成 14 年岐阜大学医学研究科博士課程終了 (頭蓋内における抗腫瘍免疫応答、および頭蓋内腫瘍にたいする免疫遺伝子治療について)。平成 14 年米国国立衛生研究所 (NIH) 研究員。平成 16 年岐阜大学医学部脳神経外科助手。平成 16 年岐阜大学医学部脳神経外科講師。平成 18 年岐阜市民病院脳神経外科副部長。脳血管保護に主眼を置いた各種薬物療法、脳卒中の予防およびその外科治療を専門にする。



日本脳神経外科学会専門医、日本脳神経外科学会評議員、日本脳神経外科コンgres、日本脳卒中の外科学会などの会員。

山川 弘保 (ヤマカワ ヒロヤス)

昭和 61 年岐阜大学医学部医学科卒業。平成 3 年～4 年チューリッヒ大学脳神経外科リサーチフェロー。平成 8 年岐阜大学医学部脳神経外科助手。平成 15 年岐阜市民病院脳卒中センター長。同年岐阜県立下呂温泉病院脳神経外科部長。医学博士。脳血管障害の外科治療・画像診断、地域医療などに従事。



日本脳神経外科学会評議員、脳卒中専門医、ICLS コースディレクター。日本脳卒中学会、日本脳卒中の外科学会、日本救急医学会などの会員。

岩間 亨 (イワマ トオル)

昭和 58 年岐阜大学医学部医学科卒業。平成 2 年同大学院医学研究科修了。同年県立岐阜病院救命救急センター。平成 4 年国立循環器病センター外科脳血管部門。平成 10 年岐阜大学脳神経外科。平成 12 年同講師。平成 14 年同大学医学系研究科脳神経外科学分野教授。現在に至る。この間、平成 12 年ニューヨーク医科大学、平成 14 年チューリッヒ大学にそれぞれ 2 ヶ月間臨床研究のため出張。脳神経外科、特に脳血管障害、良性脳腫瘍の診療、研究に従事。



脳神経外科学会代議員、同中部支部会理事。脳卒中学会評議員、脳神経外科コンgres運営委員、脳卒中の外科学会運営委員など。

星 博昭 (ホシ ヒロアキ)

昭和 54 年群馬大学医学部医学科卒業。同年宮崎医科大学医学部放射線医学講座。昭和 63 年同医学部附属病院放射線科講師。この間平成 3 年 4 月～平成 4 年 2 月モンテリオール脳神経研究所 客員研究員。平成 7 年岐阜大学医学部放射線医学講座教授。平成 14 年同大学院医学系研究科教授 (腫瘍制御学講座・放射線医学分野)。医学博士。放射線科専門医。日本核医学会専門医。PET 核医学認定医。



日本医学放射線学会 (評議員)。日本核医学会 (評議員)。日本画像医学会 (評議員)。日本心臓核医学会 (評議員)。北関東医学会 (評議員)。断層映像研究会 (世話人)。断層映像研究会雑誌 (編集委員)

藤田 広志 (フジタ ヒロシ)

昭和 51 年岐阜大学工学部電気工学科卒業。昭和 53 年同大学大学院工学研究科修士課程修了。同年岐阜高専電気工学科助手、昭和 61 年同助教授。この間、昭和 58～61 年シカゴ大学ロスマン放射線像研究所客員研究員。平成 3 年岐阜大学工学部電子情報工学科助教授、平成 7 年同教授、平成 14 年同大学院医学系研究科教授 (再生医科学専攻・知能イメージ情報部門)、現在に至る。医療分野における画像情報処理 (特に、コンピュータ支援診断システムの開発) などの研究に従事。工学博士。



日本生体医工学会、電子情報通信学会、医用画像情報学会、日本医用画像工学会、コンピュータ支援画像診断学会、日本放射線技術学会、SPIE などの会員。