

## 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

小椋 潤, 内山 良一, 山内 将史, 横山 龍二郎, 原 武史,  
山川 弘保<sup>†</sup>, 安藤 弘道<sup>††</sup>, 岩間 亨<sup>†††</sup>, 星 博昭<sup>††††</sup>, 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

<sup>†</sup>中濃厚生病院救急部集中治療室・〒501-3802 岐阜県関市若草通 5 丁目 1 番地

<sup>††</sup>岐阜市民病院脳神経外科・〒500-8701 岐阜市今沢町 18 番地

<sup>†††</sup>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

<sup>††††</sup>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

(2007 年 3 月 25 日受付, 2007 年 5 月 24 日最終受付)

## Computerized detection of aneurysms in MRA images based on gradient concentration filter

Jun OGURA, Yoshikazu UCHIYAMA, Masashi YAMAUCHI, Ryujiro YOKOYAMA, Takeshi HARA,  
Hiroyasu YAMAKAWA<sup>†</sup>, Hiromichi ANDO<sup>††</sup>, Toru IWAMA<sup>†††</sup>, Hiroaki HOSHI<sup>††††</sup>, and Hiroshi FUJITA

Department of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University  
Yanagido 1-1, Gifu City, Gifu 501-1194, Japan

<sup>†</sup>Department of Emergency and Critical Care Medicine, Chuno-kousei Hospital  
Wakakusadori 5-1, Seki City, Gifu 501-3802, Japan

<sup>††</sup>Department of Neurosurgery, Gifu Municipal Hospital  
Imazawacho 18, Gifu City, Gifu 500-8701, Japan

<sup>†††</sup>Department of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Gifu University  
Yanagido 1-1, Gifu City, Gifu 501-1194, Japan

<sup>††††</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Gifu University  
Yanagido 1-1, Gifu City, Gifu 501-1194, Japan

(Received on March 25, 2007, in final form on May 24, 2007)

**Abstract:** The detection of unruptured aneurysms is major subject in magnetic resonance angiography (MRA). However accurate detection of aneurysms is difficult because of the overlap between the aneurysms and the adjacent vessels on maximum intensity projection images. Therefore, the purpose of this study was to develop a computer-aided diagnosis (CAD) scheme for the detection of unruptured aneurysms. First, we segmented the vessels regions using gray-level thresholding and region growing techniques. The gradient concentration (GC) filter was then applied to the segmented vessel regions for the enhancement of aneurysms. The initial candidates were determined in the GC image with a gray-level threshold. For removal of false positives (FPs), we determined 4 features, i.e., volume, sphericity, mean value of GC image, and maximum value of GC image. The rule-based schemes and a quadratic discriminant analysis with 4 features were employed for distinguishing aneurysms and FPs. The sensitivity for detection of aneurysms was 93.8% (15/16) with 4.06 FPs per patient. Our CAD scheme will be useful in assisting radiologists and/or neurosurgeons for identifying aneurysms in MRA images.

**Key words:** Computer-aided diagnosis (CAD), Intracranial aneurysm, Magnetic resonance angiography (MRA), Gradient concentration filter

### 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[2-4]。

くも膜下出血は、脳卒中の一つであり、毎年約15,000人が、くも膜下出血のために死亡している[1]。くも膜下出血の主な原因は、未破裂動脈瘤の破裂によるものである[5]。そのため、未破裂脳動脈瘤を発見し適切な処置を施すことは重要である。MRA (Magnetic Resonance Angiography) は動脈瘤の発見のために信頼性のある検査方法であるが、MIP (Maximum Intensity Projection) 表示を用いた読影では、隣

接した血管が動脈瘤と重なるため、小さな動脈瘤も見落しなく検出することは困難である。そのため、MRA画像における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きた[6-12]。

動脈瘤を検出するための手法として、1次差分あるいは2次差分の情報を利用して動脈瘤と血管の形状を区別する手法[6-8]、画像特徴量を抽出した後に動脈瘤の検出にニューラルネットワークを用いる手法[9]、動脈瘤を3つのタイプに分類し各タイプに応じて異なる手法を用いることによって動脈瘤を検出する手法[10]、血管のスケルトン画像と距離変換画像を利用することにより血管の突出部の特徴を解析し偽陽性削除に利用する手法[11]、などが提案されている。また、動脈瘤の検出を支援するコンピュータ支援診断システムを利用した場合に、放射線科医の診断の

正確度が向上するという観察者実験の結果も得られている[12].

本論文では、3次元ベクトル集中度 (Gradient Concentration, 以下、GC) フィルタを用いて動脈瘤を検出する手法を提案する。これは、注目点周辺の勾配ベクトルの集中度を測定することによって、球状に近い領域を強調する手法である。ベクトルの集中度の性質[13]を利用したフィルタとしては、アイリスフィルタ[14]や適用リングフィルタ[15, 16]などが考案され、これまでに2次元画像である乳房X線写真の腫瘍の検出[17]、胸部単純X線写真の肺癌の検出[16]に応用されている。また、3次元画像においても、大腸癌の検出[18]などに応用されている。しかしながら、脳MRA画像における動脈瘤の検出に応用された例はない。以下に提案する手法について述べる。

## 2. データベース

データベースとして、岐阜大学医学部附属病院から22症例のMRA画像、県立下呂温泉病院から78症例のMRA画像をそれぞれ収集した。これらには、16個の未破裂動脈瘤(直径3.0~7.0 mm, 平均5.0 mm, 3 mm: 4個, 4 mm: 3個, 5 mm: 7個, 6 mm: 1個, 7 mm: 1個)を含む16の異常症例と84の正常症例が含まれていた。全ての動脈瘤の位置は経験のある神経放射線科医によって決定された。岐阜大学医学部附属病院のMRA画像は、1.5 T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のスライスで構成されている。画像サイズは256×256ピクセル、空間分解度は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、1.5 T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0.70 mmであり、スライス厚は1 mmである。

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、空間分解度は0.5 mmである。MRA画像のボクセル値の最大値は症例ごとに異なっているため、MRA画像間のボクセル値の差異を補正するために、すべてのMRA画像の最小値を0、累積ヒストグラムが99%以上のボクセル値が1,024になるように線形濃度変換を適用した。本研究では、これらのデータを実験に用いた。

## 3. 方法

MRA画像における動脈瘤の検出は次の手順で行った。まず、動脈瘤の探索範囲を限定するために血管領域を抽出した。次に、GCフィルタを抽出した血管領域に対して加え、その出力値を用いることによって、動脈瘤の初期候補領域を決定した。それぞれの候補領域から4つの特徴量を計測し、それらの特徴量を用いたルールベース法と2次識別器によって、動脈瘤と偽陽性を区別した。以下に、各処理について述べる。

### 3.1. 血管領域の強調と抽出

血管領域外からの偽陽性の発生を回避するために血管領域を抽出した。まず、血管領域と背景領域の分離が良くなるように非線形濃度変換を適用した。非線形濃度変換は、MRA画像の累積濃度ヒストグラムとLog関数  $C(n)$  との

交点によって定められる濃度変換曲線を用いて実行した。Log関数  $C(n)$  は次式で与えた。

$$C(n) = \frac{400 \cdot 400 \cdot 200}{\log(1024+1)} \cdot \log(n+1) \quad (1)$$

ここで、係数は正規化のための項であり、 $C(1024)$  のときに、濃度値1024の累積ヒストグラムの値と一致させるためのものである。Fig.1(a)に、MRA画像の濃度ヒストグラム、累積ヒストグラム、およびLog関数の関係を示す。累積ヒストグラムとLog関数の交点によって定義される濃度変換曲線をFig.1(b)に示す。ボリューム全体に対して、この濃度変換曲線による濃度変換を行った。濃度変換前の画像と濃度変換後の画像をFig.2(a),(b)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っている。そのため、血管抽出の処理が適用しやすくなる。

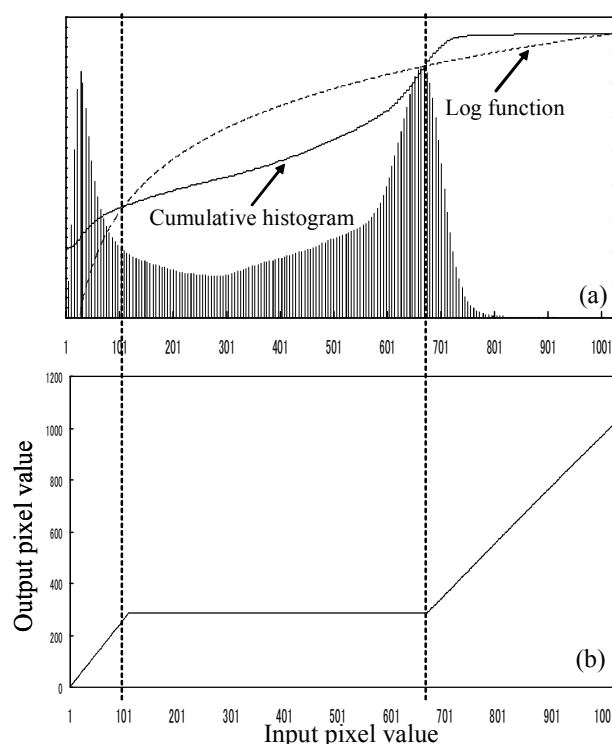


Fig. 1 Determination of a gray-scale transformation function. (a) Histogram of an MRA image. Solid line indicates the cumulative histogram. Dotted line indicates a log function. (b) Gray-scale transformation function.

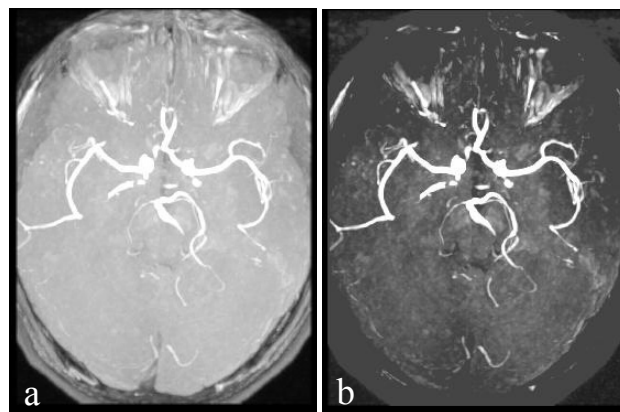


Fig. 2 Enhancement of vessel regions based on a non-linear gray-scale transformation. (a) An original MRA image. (b) An enhanced MRA image.

濃度変換を施した画像において、太い血管は高い輝度値を持っている。そこで、閾値 750 を用いて閾値処理を適用することによって、太い血管領域を抽出した。しかし、この処理を適用しただけでは、低い輝度値である細い血管領域を抽出することは困難ある。そこで、細い血管領域も抽出するために領域拡張法を用いた。閾値処理によって抽出した太い血管領域をシード点とし、それぞれのシード点の 26 近傍のボクセル値を調べ、そのボクセル値が 400 以上である場合に、そのボクセルを血管領域として新たに追加することによって領域の拡張を行い、血管領域を抽出した。ここで用いた閾値は経験的に決定した値であるが、濃度変換処理によって症例間の濃度値の変動を小さくすることができたため、ここでは固定の値を用いた。

### 3.2. 初期動脈瘤候補の決定

抽出した血管領域における動脈瘤を強調するために、GC フィルタを適用した。計算時間を短縮するために、本研究では、抽出された血管領域に対してのみ GC フィルタを適用した。GC フィルタは、以下の式で与えた。

$$GC(p) = \frac{1}{M} \cdot \sum_R \cos \theta_j \quad (2)$$

Fig.3 に GC フィルタの説明図を示す。注目点  $p$  における GC フィルタの出力値は、 $p$  を中心とした半径  $R$  の球の領域内で計算される。本研究では  $R$  は 5 ボクセルとした。角度  $\theta$  は、 $p$  から  $j$  へ方向ベクトルと、位置  $j$  の勾配方向ベクトルの間の角度である。 $M$  は、球の領域内での位置  $j$  の勾配強度が 0 より大きいボクセルの数である。勾配強度と勾配方向は  $3 \times 3 \times 3$  の大きさの X 方向、Y 方向、Z 方向の 3 方向からなる 1 次差分フィルタによって計算した。これらのパラメータの値は、本データベースにおける動脈瘤の直径の平均が 5 mm (10 ボクセル) であることを考慮して決定した。

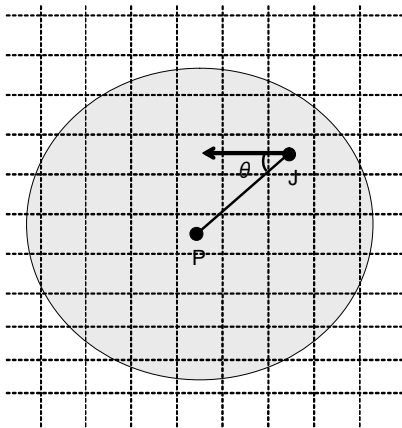


Fig. 3 Illustration of gradient concentration filter.

動脈瘤の初期候補は、GC フィルタの出力画像を、閾値 0.5 を用いて閾値処理することによって決定した。GC フィルタの出力値は、0.0 から 1.0 までの範囲であるため、この閾値は中間の値を設定したことになる。閾値処理によって決定したすべての候補領域から体積を計算し、体積が 10 ボクセル以上の領域を脳動脈瘤の初期候補領域として決定した。

### 3.3. 偽陽性削除

GC フィルタと閾値処理によって動脈瘤の候補決定することができる。しかし、この手法のみを用いた場合には候

補領域に多くの偽陽性が含まれる。そこで、それぞれの候補領域に対して以下の 4 つの特徴量を計測し、偽陽性の削除処理を行った。これらの特徴量は、体積、球形度、候補領域内の GC フィルタ出力値の平均値、および候補領域内の GC フィルタ出力値の最大値である。

体積は候補領域のボクセル数として与えた。いくつかの偽陽性の体積は、動脈瘤の体積よりも、より小さいか、またはより大きい可能性があるため、体積を特徴量として用いることによって、偽陽性を除去することができる可能性がある。また、球形度は  $AS$  によって与えた。ここで、 $A$  は候補領域と同じ体積を持つ球を求め、重心を候補領域と同じ位置に配置した時に、候補領域と球が重なった部分の体積である。 $S$  は候補領域の体積である。いくつかの偽陽性は線状、または動脈瘤と比べて歪である可能性があるため、球形度は正常な血管と動脈瘤を識別する有用な特徴量であることが期待できる。Fig.4 は、GC フィルタによって決定された初期候補領域についての体積と球形度の関係を示している。偽陽性の分布を動脈瘤の分布と比較すると、体積が大きい偽陽性や球形度が小さい偽陽性が存在することがわかる。したがって、体積と球形度を特徴量として用

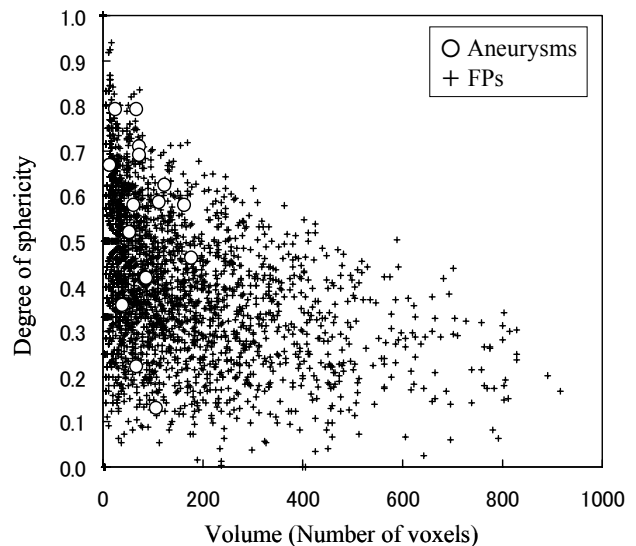


Fig. 4 Relationship between the volume and the degree of sphericity in each of candidate regions.

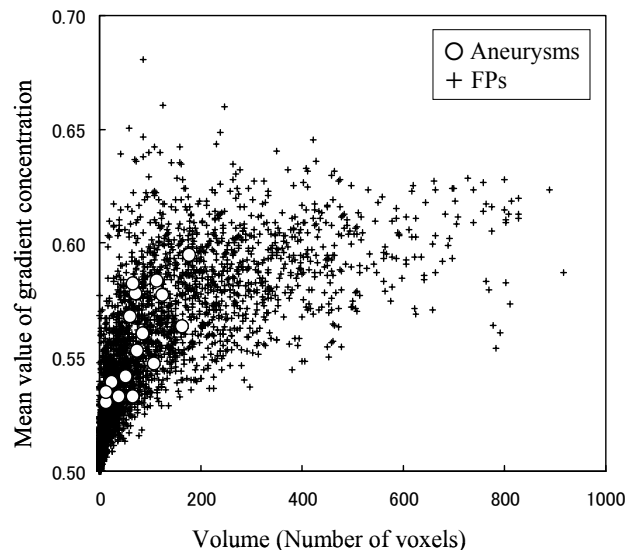


Fig. 5 Relationship between the volume and the mean value of gradient concentrate image in each of candidate regions.

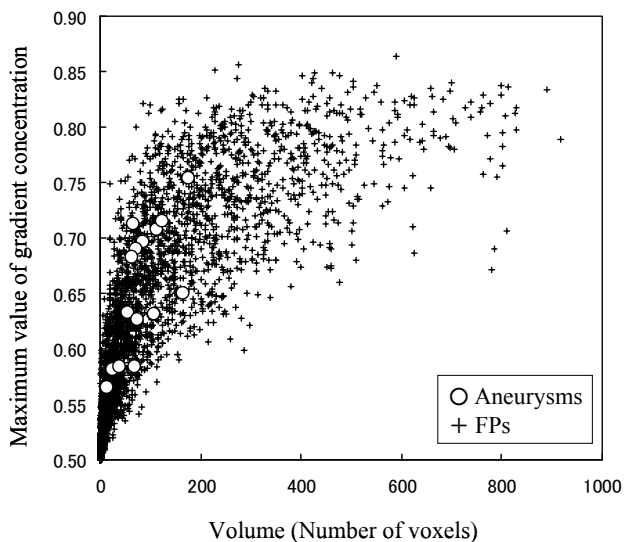


Fig. 6 Relationship between the volume and the maximum value of gradient concentrate image in each of candidate regions.

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。

本研究で定義した球形度は、候補領域の体積に基づいた手法であるため、候補領域の体積が大きい場合には、候補領域の形状を正しく定量化できるが、候補領域の体積が小さい場合には、候補領域の形状を定量化する際に誤差が大きくなる。そこで、体積の小さい候補領域の球形度を定量化するための別の特微量として、候補領域内のGCフィルタ出力値の平均値と、候補領域内のGCフィルタ出力値の最大値を用いた。Fig.5は、初期候補領域についての体積と候補領域内GCフィルタ出力値の平均値の関係を示したものである。体積が小さくGCフィルタ出力値の平均値が小さい偽陽性が存在するため、この特微量を利用すれば多くの偽陽性が削除できることがわかる。Fig.6は、初期候補領域についての体積とGCフィルタ出力値の最大値の関係を示したものである。体積が小さくGCフィルタ出力値の最大値が小さい偽陽性が多く存在していることから、この特微量を用いれば、多くの偽陽性が削除できる。

### 3.3.1. ルールベース法と2次識別器による偽陽性削除

GCフィルタと閾値処理によって決定した初期候補領域のうち、すべての動脈瘤の候補から上記の4つの特微量を計測し、それぞれの特微量の最大値と最小値を求めた。つぎに、求めた8つの最大値と最小値を用いて8つのルールを設定し、このルールの範囲内にある候補は動脈瘤、ルールの範囲外にある候補は偽陽性とすることによって、動脈瘤と偽陽性を区別した。

ルールベース法による方法を適用した場合、明らかな偽陽性を削除することができる。しかし、特微量空間で動脈瘤の分布の近くに位置する偽陽性は削除できない。そこで、ルールベース法を適用した後に、同じ特微量を入力とした、2次識別器[19]を適用した。2次識別関数は次式によって与えられる。

$$h(X) = \frac{1}{2} (X - M_A)^T \Sigma_A^{-1} (X - M_A) - \frac{1}{2} (X - M_F)^T \Sigma_F^{-1} (X - M_F) + C \quad (4)$$

ここで、 $X$ は候補領域から計測された特微量ベクトルである。 $(M_A, \Sigma_A)$ と $(M_F, \Sigma_F)$ はそれぞれ動脈瘤と偽陽性の特微量ベクトルの平均値と特微量ベクトルの共分散行列であ

り、 $C$ は定数である。2次識別器は、4つの特微量による特微量空間を、二つのクラス、すなわち動脈瘤クラスと偽陽性クラスに分割する識別境界を生成する。2次識別器による識別境界は、2次の識別関数によって与えられる2次曲面である。識別関数の出力値は、動脈瘤である可能性を示す。したがって、識別関数の出力値を閾値処理することによって候補領域を動脈瘤クラスと偽陽性クラスに分類することができる。

## 4. 実験結果および考察

本手法を100症例に適用することによって、動脈瘤の検出性能を調べた。GCフィルタに基づいた初期検出の結果、16個の動脈瘤をすべて正しく検出することができた。したがって、GCフィルタは、動脈瘤の検出に有効であることが示唆された。しかし、1症例あたり38.7個の多くの偽陽性が残ることから、GCフィルタによる出力値を閾値処理しただけでは、動脈瘤と正常血管の一部との区別が困難であることがわかった。

これらの偽陽性の削除のために、初期検出の各候補から、体積、球形度、GCフィルタ出力値の平均値、およびGCフィルタ出力値の最大値の4つの特微量を計測した。これらの4つの特微量を用いて、初期検出のすべての候補に対してルールベース法を適用した結果、初期検出の段階から一つも動脈瘤を取りこぼすことなく、1症例あたりの偽陽性数が11.8個となった。つまり、初期検出の段階から、69.5%の偽陽性を削除することができることがわかった。したがって、偽陽性削除に用いた特微量が動脈瘤と正常血管を区別するのに、有効であることが示唆された。

さらに、偽陽性削除を行うために、同じ特微量を入力とした2次識別器を適用した。Fig.7に、2次識別器の出力値を閾値処理することによって得たFROC曲線を示す。真陽性率93.8% (15/16) のとき、1症例あたりの偽陽性数が4.06 (406/100) 個となった。Fig.8(a)に、2次識別器を適用した際に、検出できなかった動脈瘤 (直径5.7 mm) の例を示す。この症例では、血管の分岐部に動脈瘤が存在するが、動脈瘤と血管の境界が明確でないため、GCフィルタの出力値が、血管の境界部分で低い値となっていた。そのため、特微量を用いた偽陽性削除処理の段階で、偽陽性との区別が困難になったと考えられる。

2次識別器による偽陽性削除を行った後に、最終的に

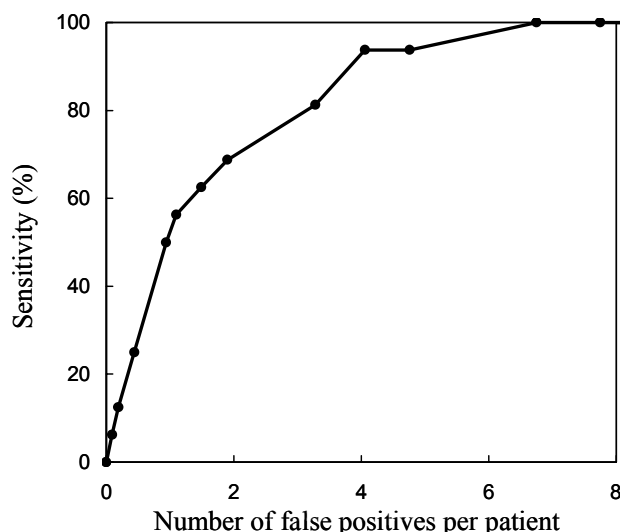
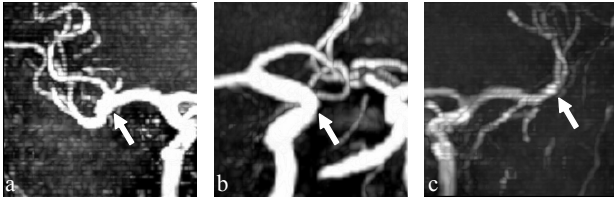


Fig. 7 FROC curve for overall performance of our computerized scheme in detection of aneurysms.



**Fig. 8** Examples of a false negative and two false positives with our method. (a) Aneurysm cannot be detected with our method. (b) False positive due to the curve of vessel region. (c) False positive due to the branch of vessel region.

残った偽陽性を分析したところ、血管の分岐部、湾曲部が多く見られることがわかった。Fig.8(b), (c)にそれらの例を示す。本手法では、GCフィルタの出力値を用いて、動脈瘤と正常血管を区別している。しかし、GCフィルタは球形の形状を強調する手法であるために、血管の形状が球形に近い分岐部や湾曲部では、GCフィルタの出力値が、他の正常な血管領域と比較して高い値となるため、動脈瘤とこれらの正常血管の一部が区別できていないと考えられる。血管の分岐部と動脈瘤を区別するためには、幾何学的な性質を利用した特徴量を新たに追加すること、また、内頸動脈などの湾曲部と動脈瘤を区別するためには、解剖学的な位置の特徴を用いることなどが考えられる。

本手法では、偽陽性削除のために、ルールベース法と2次識別器の組合せを用いた。2次識別器の識別境界は、動脈瘤と偽陽性から得られる特徴量の平均と分散によって生成される。この計算過程において、明らかな偽陽性が入力データとして含まれていた場合には、明らかな偽陽性を削除するように識別境界が偏る問題が発生する。そのため、2次識別器を適用する前に、明らかな偽陽性を削除するルールベース法を用いた方がよい。しかしながら、本手法ではルールベース法におけるルールを16個と少ない動脈瘤から得た特徴量の最大値と最小値を用いて設定した。そのため、今後、多くのデータを収集した際に、このルールの外に位置する新しい動脈瘤を検出できない問題が発生する可能性がある。この場合には、新しい動脈瘤から得た特徴量の最大値と最小値を用いてルールの設定を広げ対応するが、同時に偽陽性候補も多く検出することになるため、手法の有効性を確認するためには、より大規模なデータベースを用いてルールを設定し手法の性能を評価する必要があると考えられる。

## 6. まとめ

本研究では、GCフィルタを用いたMRA画像における動脈瘤の検出手法を提案した。100症例のMRA画像に適用したところ、真陽性率93.8% (15/16) のとき、1症例あたりの偽陽性数が4.06個の結果を得た。したがって、GCフィルタとGCフィルタの出力値から得られる特徴量は動脈瘤の検出に有用であると考えられる。しかし、GCフィルタに基づいた手法では、血管の形が球状に近くなる血管の分岐部や湾曲部に多くの偽陽性が発生することが明らかとなった。今後、これらの偽陽性を削除するために、形状以外の特徴に着目した新しい手法の開発が必要である。

## 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にご感謝致します。また、多くの有益な議論をして頂きました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、藤田研究室の皆様にご感謝いたします。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」にて行われました。

## 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, 2003, pp 300-301
- [2] 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
- [3] 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
- [4] 小林祥泰：内科からみた脳ドック. 神経内科 47 : 564-570, 1997
- [5] Wardlaw JM, White PM: The detection and management of unruptured intracranial aneurysms. *Brain* 123 : 205-221, 2000
- [6] 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
- [7] 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 MI 2005-1~13 : 49-54, 2005
- [8] 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
- [9] 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
- [10] 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
- [11] 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
- [12] 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
- [13] 小畑秀文：ベクトル集中度フィルタとその医用画像処理への応用. 信学論 J 87-D-II(1) : 19-30, 2004
- [14] Kobatake H, Hashimoto S : Convergence index filter for vector fields. *IEEE Trans Image Processing* 8(8) : 1029-1038, 1999
- [15] Wei J, Hagihara Y, Kobatake H : Detection of cancerous tumors on chest X-ray images-candidate detection filter and its application, Proc. ICIP 27(AP 4.2), 1999
- [16] 魏軍, 萩原義裕, 小畑秀文：肺がん陰影候補抽出のための勾配ベクトル集中度フィルタ. 信学論 J 83-D-II(1) : 118-125, 2000
- [17] Kobatake H, Murakami M, Takeo H et al : Computerized detection of malignant tumors on digital mammograms. *IEEE Trans Med Imaging* 18(5) : 369-378, 1999
- [18] Nappi J, Yoshida H : Automated detection of polyps with

CT colonography : evaluation of volumetric features for reduction of false-positives finding. Academic Radiology 9(4) : 386-397, 2002

[19] K. Fukunaga : Introduction to Statistical Pattern Recognition. Academic Press, San Diego, 1990