

MRA からの細部血管抽出のための MIP 画像を用いたセグメンテーション法

アブラジャン アブドレシティ[†] 松田 浩一[†]

[†] 岩手県立大学ソフトウェア情報学研究所 〒020-0193 岩手県岩手郡滝沢村滝沢字巢子 152-52

E-mail: [†] g236e001@edu.soft.iwate-pu.ac.jp

あらまし 本研究では、脳の血管可視化によく用いられる 3 次元 MRA データを用いた脳血管の高精細抽出を目的としている。従来手法では、3 次元 MRA から直接 3 次元構造を抽出するアプローチが行われているが、少数のシード点から領域拡張を行い多くの血管を得ることに重点が置かれており、また、血管データが不連続となるような部分の精度を向上させるためにはアルゴリズムの複雑化が必然となる。本稿では、有用な情報を得ることができるため臨床現場で広く用いられている MIP 画像に着目し、特に抽出が困難とされる細部血管の抽出について提案を行う。MIP 画像は 2 次元画像であるが、MIP 画像からシード点を可能な限り多く抽出することにより、領域拡張を簡易化し、高精細化を容易にする。提案手法では、 x, y, z の 3 軸方向からの MIP 画像を用い、それぞれの方向から得られた血管を統合することで 3 次元シード点を求める。さらに、求められたシード点を用い、3 次元 MRA データに領域拡張法を適用し、血管抽出を行う。提案手法によって、完全な連続情報が得られていなくても細部血管が抽出できていることが確認できた。

キーワード 脳血管セグメンテーション, MIP, MRA, 領域拡張法, 3 次元表示

A Low-level vessel extraction method in MRA image using MIP images

Ablajan ABDURAXIT[†] Koichi MATSUDA[†]

[†] Graduate School of Software and Information Sciences, Iwate Prefecture University

152-52, Sugo, Takizawa-mura, Iwate, 020-0193, Japan

E-mail: [†] g236e001@edu.soft.iwate-pu.ac.jp

Abstract In this paper we present an accurate extraction method of seed points using MIP (maximum intensity projection) image which can visualize all vessels. Since the distribution of the brightness value of the brain vessels is in large range, it is almost impossible to extract all of the vessels. In order to solve this problem, extracting the vessels from seed points has been used. However, in those methods the independent blood vessel and the blood vessels area that overlap in projected conditions are difficult to extract. Moreover, at the extraction in a small blood vessel, the difficulties of parameter adjustment and incomplete and excrement extraction are remaining problems. After the verification of seed points, it proves current method can extract brain vessels in high-resolution.

Keyword , Brain Vessels Segmentation, MIP, MRA, Region Growing, 3D Display

1. はじめに

MRA(Magnetic Resonance Angiography)は、脳神経外科の臨床検査の現場で広く用いられている。脳血管疾患の診断は、3 次元 MRA データを複数方向に最大値投影(Maximum Intensity Projection : MIP)した画像の読影によって行われている。しかし、MIP 表示では、血管の奥行き情報が失われ、血管以外に脂肪など他の組織や周囲の血管像が重なって表示されるために、手術にとっては重要な血管同士や病変部と血管の空間上の位置関係情報を医師は知識と経験により想像している。そのため、MRA 画像から血管の 3 次元形状や走行を視

覚的に確認できる精密な 3 次元像の抽出の実用化に対する期待は大きい。

そこで、臨床への応用を目的とし、血管 3 次元化のための MRA 画像からの血管抽出法の研究開発が行われている[1][2][3]。従来の抽出手法では、抽出処理をどこから始めるか、というシード点の設定が必要である。これらの手法では、設定した開始点を基に、如何に精度良く抽出できるかという点に重点をおいて検討されており、シード点の設定においては十分に検討されていないため、抽出結果は、開始点の位置・輝度値・

数に左右され、過剰抽出や抽出不足の問題が依然として残っている。これは、シード点数が少数であるため、1つの開始点が探索しなければならない血管領域が多く、その後の処理が複雑になり、少数の開始点だけでは、輝度値が大きく変化するMRA画像から全血管領域をカバーすることが困難となる。

これらの問題点を解決するために、本稿では、血管抽出処理を以下の二つの手順による抽出を提案する。

- 1) 細部血管も含めた多数のシード点群の抽出
血管抽出に有意義なシード点を多く見つけることで、MRA画像のもつ輝度値の大きな変化や途切れによる抽出漏れを防ぐ。これにより、1つの開始点からの探索範囲は狭くてよくなるため、処理を単純化すると同時に細部の精度向上も行きやすくなると考える。
- 2) 領域拡張の範囲限定による血管抽出
処理1)で得られたシード点群を用い、領域拡張の処理条件を決定する。このとき、血管全体の概形は得られているため、拡張条件を簡易化することができる。

以上のアプローチ方法により、細部血管も含めた高精度抽出において、閾値の試行錯誤を不要とし、簡易的なアルゴリズムによって血管抽出が可能であることを示す。

2. MIP 画像を用いたアプローチ

2.1. MIP 画像の特徴

MIPは、血管が他の軟部組織よりも高輝度で撮影されるというMRAの特徴を利用した処理であり、血管の3次元形状や走行状態を把握できる(図1)。しかし、MIP表示では、血管の奥行き情報が失われ、血管以外に脂肪など他の組織や周囲の血管像が重なって表示される。

MIP画像上の血管の特徴として、以下の4項目が挙げられる。

- (1) 血管は、周辺部よりも高い輝度値を持つ
- (2) 細い血管は血管と周辺組織の濃度レベルが似通っている
- (3) 局所的には不定形状だが、大局的には方向性を持つ
- (4) 血管の太さは可変であり、根元と末端では太さが大きく異なる

以上の特徴を踏まえ、次節にて検出アプローチ方法を述べる。

2.2. MIP 画像を用いたアプローチ方法

本研究では、血管探索開始点群を精度よく自動的に求めるために、血管領域を欠損なく表示できるという利点からMRAデータによる画像診断で使われているMIP画像を用いる。この画像を用いた高精度血管抽出例は従来見られない。本手法では、MIP画像上にある血管情報の特性を利用し、その特性に適した方向サイズ可変フィルタ[4]を用いて、閾値と凹凸係数フィルタ[5]の組み合わせによって、できるだけ多くの血管探索開始点群を検出する。検出する際の閾値は、MRAデータ取得時に得られている、各スライスの最大値の平均値を用いているため、一意に値が決まることが特長である。また、MIP画像は平面情報であるため、処理を簡素化しやすく、複数方向からの投影画像を用いることで、平面情報の欠点を補う。

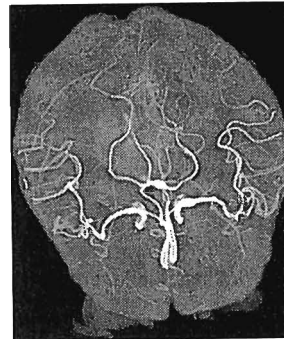


図1. MRAのMIP画像

3. 提案手法

以下では、3次元シード点群をMIP画像から高精度に多数取得する手法を述べる。提案手法では、フィルタを血管の特性に合わせて拡張条件を変更し、また、それによって発生するノイズに対し、ノイズのみを削除するフィルタを組み合わせることで細部血管の抽出を可能としている。

3.1. 3次元シード点群の抽出法

(i) 方向サイズ可変フィルタ[4]による血管候補点の検出
特徴(3)による血管の構造的な情報を利用するため、長さや方向の構造を検出するアルゴリズムである幡田ら[4]のひび割れ検出法の方向サイズ可変フィルタを適用する(図2(a))。しかし、血管はひび割れと異なり、特徴(4)より、太さが可変であることから、ひび割れ検出アルゴリズムを太さ可変方式に拡張し、血管への対応を行った(図2(b))。

(ii) 閾値処理による血管検出

方向サイズ可変フィルタを MIP 画像に適用することによって、長さ及太さの情報を持つ血管が強調された画像が得られる (図 3(a)). これを血管検出に対応させるため、本論文では、血管画像から得られる画素情報の判定を加える。

MRA 画像は、症例ごとに輝度分布が異なるため、閾値が一意に定めることができない。そこで、各スライスの最大値の平均値を求めて閾値 t と、 t よりも大きな画素のみ採用する (図 3(b)). 以上の設定により、データごとに閾値を試行錯誤して設定する必要がない。

(iii) 擬似エッジの凹凸係数フィルタ[5]による削除

(ii)の処理により、細部血管も含め血管の全体構造が抽出できるが、血管周辺部に擬似エッジが発生する。

そこで、特徴(1)より、血管周辺部は、輝度変化が高い(急激に変化する)ことから、輝度変化の高低(有無)を分離できれば血管周辺部の擬似エッジを除去できると考えた。輝度変化を持つ画像を高精度で2値化できる佐藤ら[5]の手法のうち、凹凸係数フィルタを用い、血管周辺部の抽出を行った図 3(c)にフィルタ結果を示す。

ここで、図 3(b), 図 3(c)の結果の積集合を求めると、血管周辺部に発生する擬似エッジのみを削除することができる (図 3(d)).

(iv) MIP画像からの3次元位置取得

単方向からのMIPの作成では、輝度値の低い血管が輝度値の高い血管に隠れてしまうため、x, y, z軸の3軸方向からのMIP画像を作成する。MIP画像を作成する際、画像上に残った輝度値を奥行き情報と同時に記録しておくことで、選択された画素値を3次元空間に戻すことが可能となる。

そこで、上記で用意した3つのMIPに対して提案手法を適用し、各断面における探索開始点群が求まる。MIP画像上で求めた画素を3次元空間の画素値として復元し、3方向の和集合によって最終的な3次元空間上における探索開始点群を得ることができる。

3.2. 領域拡張の範囲限定による血管抽出

3.2.1. 領域拡張法

脳血管は脳底部で連結しており、一つの連続領域と考えることができることから、既存研究では、領域拡張法をベースとした抽出法が多く見られる。領域拡張法は、対象領域に連結する隣接点を取り込みながら領域拡張を行い、対象領域全体を抽出する手法である。領域拡張法では、対象領域内の各画素の輝度値がある輝度値範囲に属することや隣接画素同士の輝度値の変

化が少ないことを根拠に、通常式(1)を拡張条件として用いることが多い。

$$|f_p - f_o| < \alpha \text{ かつ } |f_p - f_n| < \beta \quad (1)$$

ここにおいて、 f_n は*i*番目の拡張で抽出された点 P_i の輝度値、 f_p は P_i に隣接する点の濃度値、 f_o は領

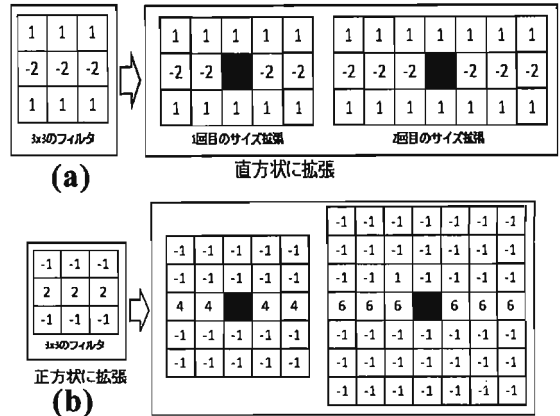


図 2: 初期サイズ 3x3 におけるフィルタの拡張-(a)分権 [4]のフィルタ拡張方法, (b)提案手法の拡張方法

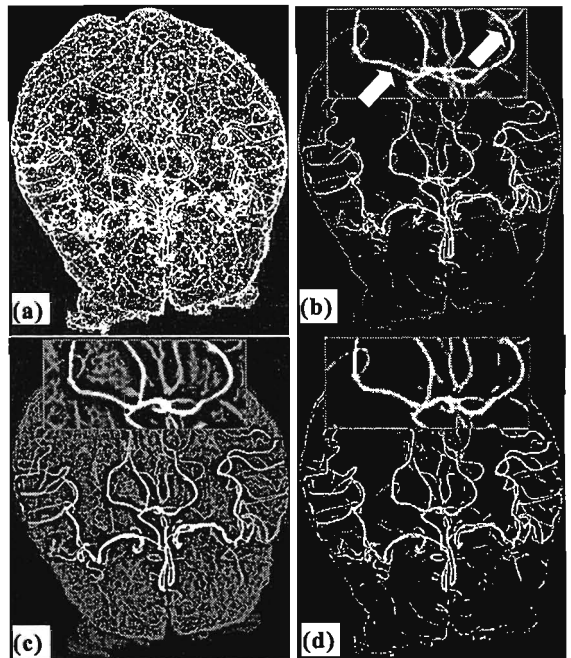


図 3 (a) 方向サイズ可変フィルタ, (b)閾値設定後, (c) 凹凸係数フィルタ, (d) (b)と(c)の積集合

域拡張法の開始点の濃度値である。 α, β はそれぞれ

抽出画素の輝度範囲を制限する大域条件と近傍領域における輝度の連結性をチェックする局所条件である。両条件を相補的な意味を持つため、うまく調整できれば、各条件を単独で用いるより、良好な抽出結果を得られる。

3.2.2 ユークリッド 2 乗距離変換による領域拡張法の拡張範囲の限定

脳 MRA における血管の輝度値分布は、広い範囲にわたり、各スライス間の輝度値の変化も大きい。そして、撮影条件などにより 3 次元画像上で独立した血管や途切れた領域など、血管走行上に欠落がある。MRA 画像が持つこれらの性質は、MRA 画像における血管抽出を一層と困難にする。

しかし、MIP 画像を用いることによって下限値（血管輝度値の範囲）の予測ができるため、大域条件の設定は比較的容易であると思われる。広範囲にわたる MRA 画像からすべての血管を対象に、精度良く抽出を行うには、大域条件の許容範囲を相当大きくする必要があり。これにより、抽出結果に予期せぬ抽出漏れが生じる。大域条件だけでは過剰抽出の発生が抑制できないため、局所条件と組み合わせなどの対策をとらなければならない。

細部血管における抽出では、連結性の判定に用いる隣接画素間の輝度値の差は小さいため、MRA 画像から適切な局所条件を一意に定めることは難しく、その設定は、試行錯誤的に行なわざるを得ない。さらに、血管走行上に欠落がある場合、両条件をうまく組み合わせても抽出が不可能である。

提案手法によって求めたシード点群は、血管全体を網羅できているため、領域拡張法による血管抽出に用いると、血管走行上に欠落があってもその先のシード点により抽出が可能となり血管の抽出不足の問題は解決できる。しかし、各開始点に対する適切な局所条件の設定は難しい。領域拡張の条件設定が適切でない場合、血管外部に領域が広がり、過剰抽出となるため、閾値の問題は依然として存在する。本稿では、これを解決するため、開始点の探索範囲を、得られたシード点群を用いて制限することで過剰抽出の問題を解決する。

MIP 画像は 3 次元血管の 2 次元平面での構造を表しており、MIP 画像上の血管の幅は、3 次元血管の幅を意味すること考えられる。この幅を求めて、開始点からの拡張範囲を、シード点を中心とし、その幅を半径とする円を超えないように処理を行うことによって、開始点の拡張範囲を限定できる。

この幅は MIP 画像の血管の抽出結果においては、背景画素（脳実質）から血管の中心画素までの最短距離である。この距離を求めるのに、本稿では、ユークリ

ッド 2 乗距離変換[6]を用いる（図 4）。ユークリッド距離変換は、2 点間の距離を求めるのに最も適した方法である。

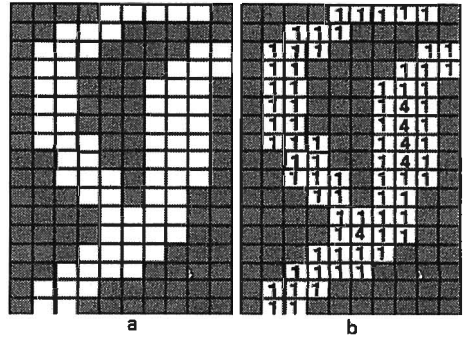


図 4 距離画像

4. 実験

提案手法を臨床画像 2 症例への適用実験を行った。実験に使用した MRA 画像データは、3.0T の GE 社製 MRI 装置で、3D-TOF 法で撮影されたデータである。画像サイズは 512x512pixel で、スライス枚数は症例 1 は 172 枚、症例 2 は 204 枚である。

4.1. 前処理

MIP 画像を用いた画像診断には、MRA 画像から頭皮を削除した後の MIP 画像を用いる。頭皮は輝度値が高いため、そのまま MIP 画像を作成すると血管と誤判定されてしまう。そのため、本研究では前処理として、上野ら[7]の手法を用いて頭皮の削除を行（図 5）。

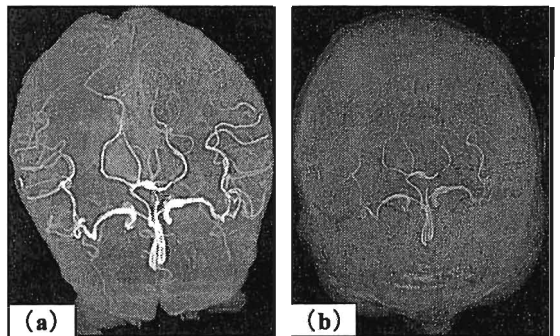


図 5 (a) 頭皮のある MIP、(b) 頭皮のない MIP

4.2. MIP を用いた血管探索開始点群の抽出

方向サイズ可変フィルタの適用の際、フィルタのサイズパラメータ l 及び l は、文献[4]に従い、 $l=5$ 、 $L=17$ とし、拡張した部分のフィルタ係数は、フィルタ全体の合計が 0 になるような値を設定した。閾値 t には、MRA 画像の各スライス画

像の最大値の平均値を閾値として設定し、実験を行った(図 6-a,6-b)。

また、凹凸係数フィルタ処理における設定は、文献[5]と同様として実験を行った。

そして、それぞれのフィルタで得られた結果の積集合を求めることによって、血管周辺にあるノイズの削除を行った(図 7-a,8-a)。図 9 に症例 1 のデータから自動的に血管探索開始点群を求めた結果を、図 11 に症例 2 のデータから自動的にシード点群を求めた結果を示す。

4.3. 後処理

アルゴリズム上、脳領域の輪郭を血管として判定してしまう(図 7-a, 8-a)。そこで、脳領域の外郭部のみ収縮処理を行うことで脳領域の輪郭を削減する。本稿では、適用データに対して 10 ピクセルの削減を行った(図 7-b, 8-b)。以上の処理を、x, y, z 軸方向に対して行い、3 つの面から得られる画素の和集合を 3 次元復元することで、探索開始点群を得ることができる。

以上の処理から、症例 1 では **20266** 点、症例 2 では **15785** 点のシード点群が得られた。

4.4. ユークリッド 2 乗距離変換画像による拡張範囲の限定した領域拡張法

領域拡張法による血管抽出の際に用いる大域条件として、MIP 画像からの血管抽出結果の中から最大値と最小値の差が血管輝度値の範囲を表すと考えられることから、これを設定した。

局所条件は、開始点となる画素を中心とした 5x5x5 の領域の標準偏差値を設定する。細部血管部では、背景との輝度値の差が小さいため、これだけでは、細部血管抽出の際、抽出漏れが発生する可能性がある。そこで、開始点となる画素のユークリッド 2 乗距離値の平方根を半径とした球の範囲内で血管を探索し、抽出対象画素が血管内であるかどうか判定を行う。これにより、血管の幅と輝度値に応じた血管抽出を実現した。図 10 に症例 1 に対して抽出した結果を、図 12 に症例 2 に対して抽出した結果を示す。

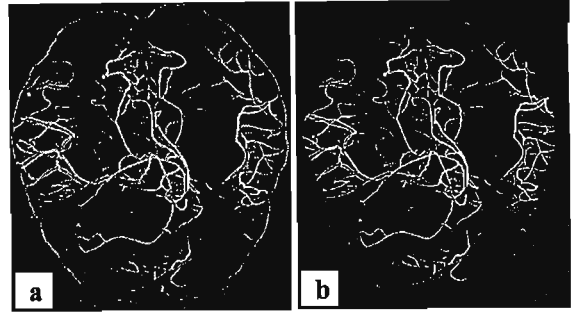


図 7 症例 1 : a)ノイズの削除, b)脳領域輪郭部の削除

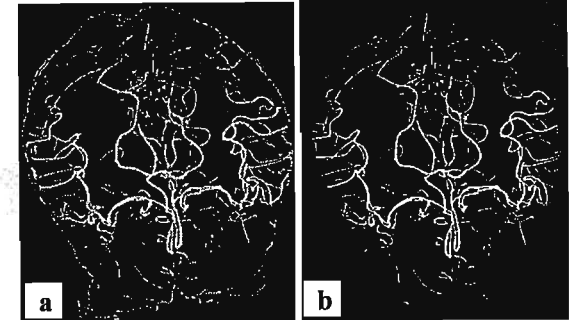


図 8 症例 2 : a)ノイズの削除, b)脳領域輪郭部の削除

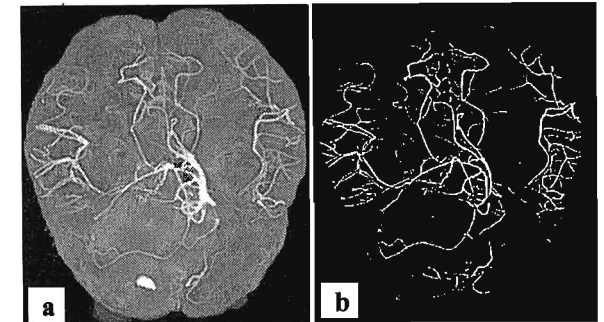


図 9 症例 1 : MIP 画像を用いた開始点群の抽出
a)XY 方向 MIP 画像, b)方向サイズ可変フィルタ結果

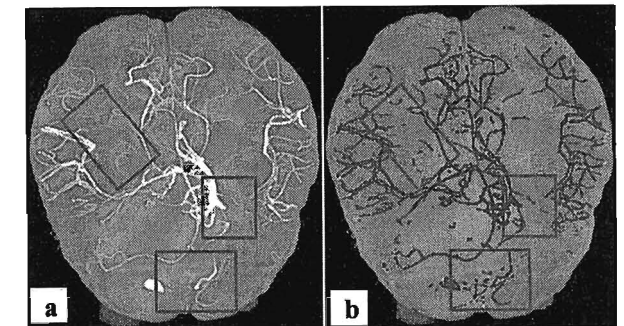


図 10 症例 1 : 拡張範囲を限定した領域拡張法による血管抽出-a)XY 方向 MIP 画像, b)抽出結果

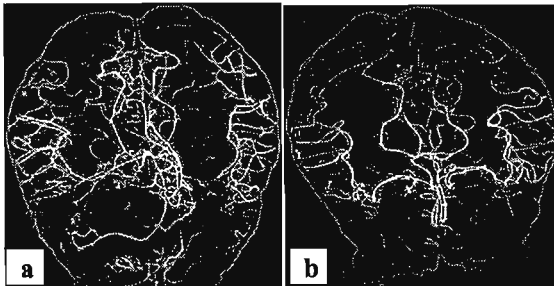


図 6 方向サイズ可変フィルタ (ノイズ含む)
a)症例 1 の XY 方向 MIP, b) 症例 2 の XY 方向 MIP

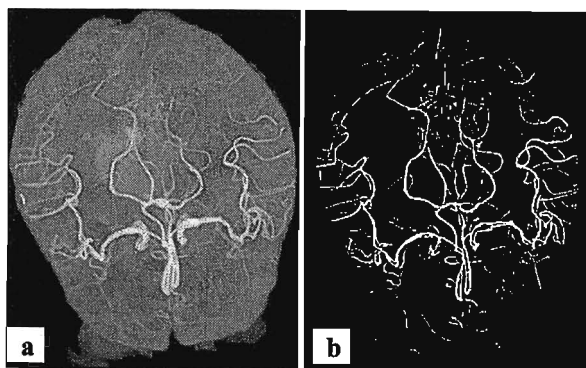


図 11 症例 2 : MIP 画像を用いた開始点群の抽出
(a)XY 方向 MIP 画像, (b)方向サイズ可変フィルタ結果

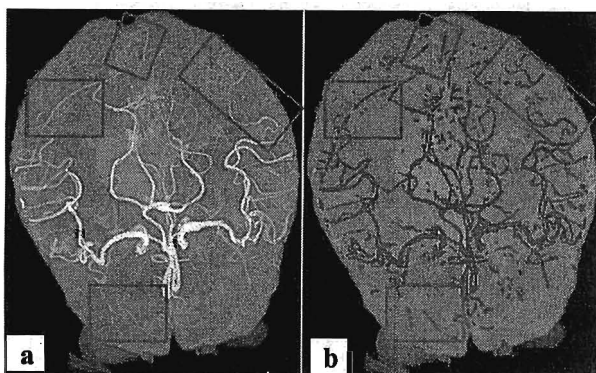


図 12 症例 2 : 拡張範囲を限定した領域拡張法による血管抽出-(a)XY 方向 MIP 画像, (b)抽出結果

5. おわりに

本稿では、従来の血管抽出法で十分に検討されていなかった血管を探索する開始点の選択に着目し、血管抽出処理を二つの手順によって行なう方法について提案した。一つ目は、広範囲な輝度値情報を持つ MRA 画像の性質による問題となる血管の抽出不足の解決を目的として、血管抽出に有意義な開始点群を MIP 画像に対して用いることにより、広範囲に渡るシード点を自動的に抽出する方法について提案を行なった。二つ目は、抽出された血管探索開始点群を用いて血管を抽出する際、細部血管の抽出における問題となる過剰抽出を抑制するために、ユークリッド 2 乗距離変換を MIP 画像からの抽出結果に適用し、得られた距離値を領域拡張法の局所条件に加えることによって、拡張範囲を限定することを行い、細部血管抽出での過剰抽出の解決を図った。

提案手法の実験による検証を行なった結果、探索範囲の限定したシード点群を用いた、領域拡張法による細部血管抽出に有効であることが確認できた。

しかし、提案手法による血管抽出は細部血管抽出に有効であるものの、太い血管抽出に向いていないことを判明した。これは、MIP 画像上の血管の抽出に用いるフィルタの結果が線構造を持つ対象物に敏感に反応するため、太い血管部では、血管の実幅と異なる幅の線として抽出され、これの距離値が小さくなり、抽出に用いる拡張範囲がそれによって小さくなってしまいうことが原因ひとつであると考えられる。

今後、この問題の解決に取り込んでいくと同時に、抽出結果をどのように評価するのかという評価方法についても考えていく必要がある。

謝辞 症例データは、岩手医科大学ハイテクリサーチセンターより提供して頂いた。

文 献

- [1] 関口博之, 杉本直三, 英保茂, 花川隆, 浦山慎一, "枝単位リージョンローイングによる頭部 MRA からの血管抽出(セグメンテーション)," 信学論, D-II Vol. J87-D-II, No. 1, pp. 126-133, 2004.
- [2] Hossam, Hassan and Aly A. Farag. "3D volume segmentation of MRA data sets using level sets Image processing and display," Academic Radiology, Vol. 11, pp. 419-435, Apr, 2004.
- [3] Pingkun Yan, Ashraf A Kassim, " Segmentation of volumetric MRA images by using capillary active contour," Medical Image Analysis, Vol. 10, No. 3, pp. 317-329, Jun, 2006.
- [4] 幡田敏行, 後藤邦博, 斉藤文彦, 大坂昂資, 沼尾信二, 張本紀行, "方向サイズ可変フィルタを用いた下水道内面ひび割れ候補画素の検出," 信学論, Vol. 126-C, No. 6, pp. 744, 2006.
- [5] 佐藤弘起, 佐藤和弘, "シェーディング画像に良好なしきい値を設定できる変動しきい値式 2 値化処理法," 画像電子学会, Vol. 36, No. 3, 2007.
- [6] 齋藤 豊文, 鳥脇 純一郎: "3次元デジタル画像に対するユークリッド距離変換", 信学論, Vol. 76-D-II, No. 3 pp. 445-453, 1993.3.
- [7] 上野育子, 亀田昌志, 井上敬, 小川彰, "3.0Tesla 高解像度 MR 画像からの脳領域抽出," 信学論, Vol. J89-D, No. 1, pp. 107-120, 2006.