

## ノート

## 頭部CTA画像における脳血管領域の自動抽出の試み

猪又聖美・李 鎔範<sup>1)</sup>・蔡 篤儀<sup>1)</sup>・横山龍二郎<sup>2)</sup>・原 武史<sup>2)</sup>  
藤田広志<sup>2)</sup>・兼松雅之<sup>3)</sup>・岩間 亨<sup>4)</sup>・星 博昭<sup>3)</sup>論文受付  
2004年 4月 8日論文受理  
2004年 7月 5日

Code No. 530

新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻  
(現 新潟大学医歯学総合病院診療支援部放射線部門)  
1) 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻  
2) 岐阜大学大学院医学研究科再生医科学専攻  
3) 岐阜大学医学部放射線科  
4) 岐阜大学医学部脳神経外科

## 緒言

脳血管疾患はわが国の死因のうち悪性新生物、心疾患に続く重篤な疾患である<sup>1)</sup>。脳血管疾患は、脳卒中を引き起こす主要因であり、具体的には脳梗塞、脳内出血、くも膜下出血等を示す。脳梗塞は血管の閉塞や狭窄に起因し、血液の流れが妨げられることによって起こる。脳内出血やくも膜下出血は脳動脈瘤や動静脈

奇形等の破裂に起因する。近年の診断・治療法の著しい進歩により急性期死亡率は減少してきたが、受療率は高位で推移している<sup>2)</sup>。また、たとえ救命されても再発と後遺症のために生活の質が低下することが多いのが現状である。そのため、脳血管疾患の場合には血管病変部の早期発見・診断・治療が特に重要となる。現在、種々の新しい画像診断法が開発・提唱され脳

## Preliminary Study on Automated Detection of Cerebral Vessels from Head CTA Images

SATOMI INOMATA, YONGBUM LEE,<sup>1)</sup> DU-YIH TSAI,<sup>1)</sup> RYUJIRO YOKOYAMA,<sup>2)</sup>  
TAKESHI HARA,<sup>2)</sup> HIROSHI FUJITA,<sup>2)</sup> MASAYUKI KANEMATSU,<sup>3)</sup>  
TORU IWAMA,<sup>4)</sup> and HIROAKI HOSHI<sup>3)</sup>

Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University

Present Address: Niigata University Medical &amp; Dental Hospital

1) Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University

2) Division of Regeneration and Advanced Medical Sciences, Graduate School of Medicine, Gifu University

3) Department of Radiology, Gifu University School of Medicine

4) Department of Neurosurgery, Gifu University School of Medicine

Received April 8, 2004; Revision accepted July 5, 2004; Code No. 530

## Summary

We propose an approach for automated detection of cerebral vessels from head CT angiographic images. This approach contains two major features. First, instead of using the well-known image-processing techniques such as thresholding and labeling, a novel Laplacian-like filter is developed and employed in the region of interest in an image to be processed. Second, not only is the axial-view image reconstructed from head CT angiographic images used, but, in addition, the sagittal- and coronal-view images are reconstructed and used. By applying these major features in the process of detection of brain vessels, more accurate results can be achieved. To validate the effectiveness of the proposed method, we applied the method to three clinical cases, all of which were head CT angiograms. Our preliminary results showed that the proposed method has the potential to automatically detect cerebral vessels in head CT angiograms with acceptable accuracy.

**Key words:** *Computed tomographic angiography (CTA), Cerebral vessels, Automated segmentation, Laplacian-like filter, Multi-planar processing*

別刷資料請求先：〒951-8518 新潟市旭町通2-746  
新潟大学医学部保健学科 李 鎔範 宛

血管疾患の診断にも応用されている。脳血管疾患の画像診断では、主としてcomputed tomographic angiography (CTA), magnetic resonance angiography (MRA), digital subtraction angiography (DSA)が有用である。そのなかで特に、CTAで得られる画像は、時間分解能や空間分解能の点でMRAより優れており、DSAより侵襲性が低い<sup>3-6)</sup>。脳動脈瘤症例においては、DSAを行わずCTA単独で手術を行う施設もある<sup>6)</sup>。また、CTAでは、shaded surface displayやvolume rendering (VR)で構築される三次元画像によって、脳血管や病変部の空間的位置関係が立体的に表示できるようになった。さらに、それらの三次元画像によって、病変部(未破裂性脳動脈瘤など)の微細形態など従来では得られなかった情報が取得できるようになり、3D診断や外科的手術シミュレーションなどに多く利用されつつある<sup>7)</sup>。しかしながら、頭部CTAのvolume dataから診断用の三次元脳血管画像(主にVR像)を作成することは、通常、三次元画像解析装置上で医師や診療放射線技師の手作業によって行われている<sup>8)</sup>。具体的には、血管が観察できる適当なwindow levelとwindow widthを設定し、その後多角形ツール等を用いて手動で周りの骨を削っていく。これは、頭部CTAでは脳血管とともに必ず骨領域も一緒に写り、さらにCT値も両領域でオーバーラップしていることに起因する。また、三次元画像で脳血管の診断を行うとき、多視点で画像を眺める(VR像を回転させる)ことは診断精度の向上につながる。このとき、頭蓋骨が邪魔になるため、骨領域を削除するのが通常である。しかし、この骨領域を除去する作業は、特に精密に除去する場合、多大な労力を要し、さらに再現性にも乏しいといわれている。そのため、最近ではCTA画像から半自動的に骨領域を除去する手法も検討されはじめている<sup>9)</sup>。

こうした背景を踏まえて、本研究では、頭部CTA画像から自動的に脳血管領域のみを抽出する一手法を提案する。本手法の特徴として、一般的によく用いられる2値化処理、ラベリング処理<sup>10-12)</sup>のほかに、改良したラプラシアン型フィルタ<sup>13)</sup>を用いること、そして通常の頭部CTAで得られるaxial断面像のほかに、sagittal, coronal断面像を再構成し(Fig. 1), それぞれの断面で処理を繰り返すことなどが挙げられる。本稿では、提案手法の詳細とその有効性を検討するために3症例の頭部CTA画像に適用した結果を報告する。

## 1. 方法

造影された血管はCT画像上では骨領域に近い高CT値を示すことから、はじめに画像上の高CT値領域を抽出し、その後、骨領域を除去することで血管領域のみの画像を得ることが可能である。しかし、その過程

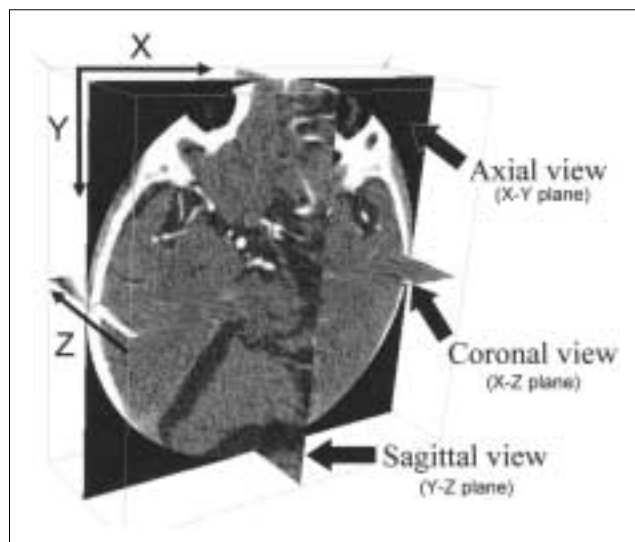


Fig. 1 Definition of view plane.

において、単純な2値化処理やラベリング処理のみでは、血管領域と骨領域が隣接している場合(特に頭蓋底の周辺)、血管が骨と一緒に除去される、あるいは、骨が血管とみなされ残ることがある。一般的に頭部CTAでは内頸動脈と頭蓋底は必ず接する<sup>8)</sup>。そこで、われわれは、

- ・ラプラシアン型フィルタの適用
- ・axial, sagittal, coronal断面での処理

を行うことでそれらの問題の解決を図る。ラプラシアン型フィルタは隣接した血管領域と骨領域を分離するために適用する。また、3断面処理は骨領域の除去をより精度良く行うために適用する。

本研究で用いた脳血管抽出アルゴリズムのフローチャートをFig. 2に、各処理に対比した処理画像をFig. 3に示す。本手法の手順をフローチャートに沿って述べる。なお、本稿で示すVR画像はフリーソフトウェアであるVolume-Oneを用いて作成した。Volume-OneはVolume-One開発者グループにより配布されており、次のURLから入手可能である。

(<http://volume-one.org/index-j.htm>)

### 【1】2値化

はじめに血管領域や骨領域等の高CT値領域を抽出するために2値化処理を行う。2値化時のしきい値は、すべての症例に対し経験的に61HU(Hounsfield units)に設定した。本研究で用いた頭部CTA画像の一例(頭蓋底周辺のaxial画像)をFig. 3(a)に示す。また、Fig. 3(a)を2値化処理した後の画像をFig. 3(b)に示す。画素(x, y)における原画像fの画素値f(x, y)が、あるしきい値以上の場合、2値画像f'の画素値f(x, y)を1とし[Fig. 3(b)では白い領域]、しきい値より小さい場合、画素値f(x, y)を0とする[Fig. 3(b)では

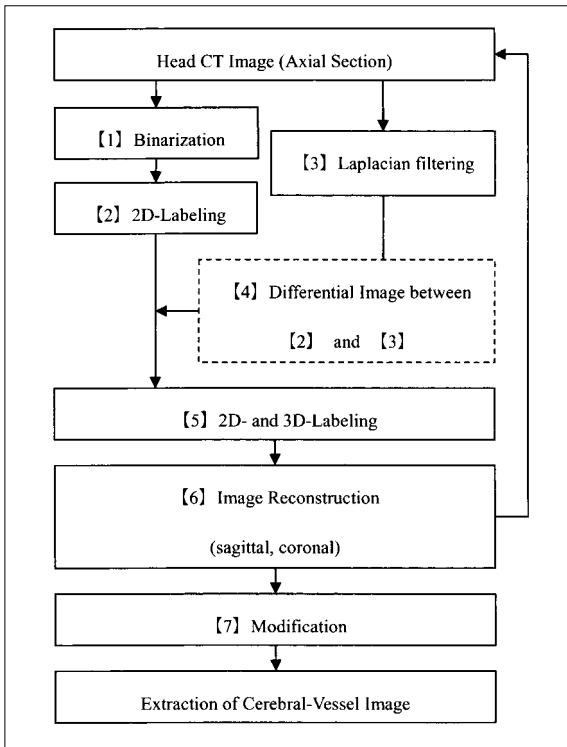


Fig. 2 Flowchart of extraction process for cerebral vessels.

黒い領域]. この2値画像では, 1の画素が連結した孤立領域がいくつかできる. Fig. 3(b)では, 最も大きな孤立領域は頭蓋底の領域であり, Fig. 3(a)で矢印で示した脳血管の一つはその頭蓋底に接触していることが分かる. このように2値化時に血管領域と骨領域が接触している場合, 骨領域のみを画像処理で自動的に削除することは難しい. そこで, 本研究では, 独自のラプラシアン型フィルタを原画像に適用し, 2値化で得た画像との局所差分によって, 骨領域と血管領域の分離を行う. これらの処理の詳細は【3】と【4】で述べる.

【2】2D-ラベリング

ラベリング処理では, 2値画像において孤立領域ごとに異なったラベル番号をつけることで, 各孤立領域を一意に識別する. 本手法の2D-ラベリングでは, Fig. 4(a)に示すような4近傍で連結判定を行った. ただし, Fig. 4(a)はaxial断面における4近傍である. なお, 今回は8近傍による処理と4近傍による処理では, 大きな差はみられなかったので, 処理効率を考慮し4近傍を採用した. この2D-ラベリング処理の目的は, 主要な脳血管領域に属さない微小な孤立領域(主に脳質の一部)を削除すること, および後述の差分処理【4】における差分対象領域を特定することである. まず, 微小な孤立領域を削除するために縦横ともに3画素の十字形の構造要素を用いてopening処理を行う. その後, 孤立領域ごとに面積を求め, その面積

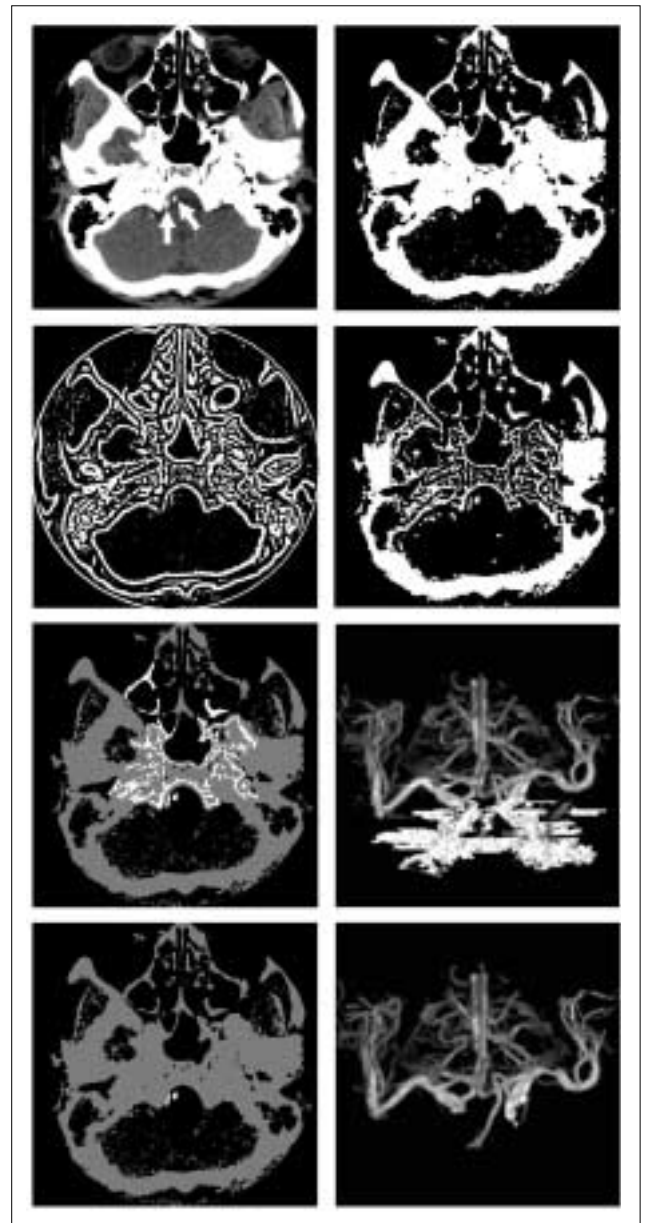


Fig. 3 Processed CTA images corresponding to the flowchart shown in Fig. 2.

- |   |   |
|---|---|
| a | b |
| c | d |
| e | f |
| g | h |
- (a) Axial slice image around the cranial base of a CTA case. White arrows indicate cerebral-vessel regions.
  - (b) Threshold image of (a)
  - (c) The image obtained after applying our Laplacian-like filter to (a)
  - (d) Local subtraction image between (b) and (c)
  - (e) The image after applying the bone-elimination process in the axial plane to (d)
  - (f) Volume rendering of this case after applying the bone-elimination process in the axial plane.
  - (g) The image after applying the bone-elimination process in the coronal and sagittal planes to (e)
  - (h) Volume rendering of this case after applying the bone-elimination process in the axial, coronal, and sagittal planes.

(孤立領域内の画素数)によってさらに微小な領域を削除する. ここでは面積が20画素以下の領域を微小な孤立領域として削除し, 面積が1000画素以上の孤立領域

を【4】の差分対象領域として特定した。

### 【3】ラプラシアン型フィルタ

隣接している血管領域と骨領域を分離するために濃度勾配の強さを検出できるラプラシアン型のフィルタを適用する。本研究ではFig. 5に示すようなフィルタを考案した。このフィルタは注目している画素から2画素以内に高い画素値が多く存在し、逆に3~5画素離れた領域に低い画素値が多ければ、その出力値は正数となる。逆に、注目画素から2画素以内に低い画素値が多く存在し、3~5画素離れた領域に高い画素値が多ければ、出力値は負数となる。出力値の絶対値が大きいほど強い濃度勾配を持っていることを意味する。本研究では、隣接している血管領域と骨領域の間でわずかな濃度勾配が存在する画素間隔が5画素以内であったことから、このようなフィルタを考案し用いた。また、1スライスに写る円形状の血管領域に対して、出力値が強い負数になるようにフィルタをリング状に設計した。このフィルタをFig. 3(a)に適用し、その出力値(濃度勾配の強さ)が-50以上となる画素を白、-50未満となる画素を黒で表すと、Fig. 3(c)に示すような画像が得られる。次の処理【4】では、【1】で得た2値画像からこの濃度勾配の画像を局所的に差分することで血管領域と骨領域の分離を行う。

### 【4】差分処理

画像の中心部300×300のマトリックス内、かつ、【2】で特定した差分対象領域(Fig. 3(b))から【3】で得た濃度勾配の領域(Fig. 3(c))を差分した結果画像をFig. 3(d)に示す。Fig. 3(d)では、Fig. 3(b)で頭蓋底と接触していた血管が分離されていることが分かる。【2】で特定した差分対象領域は主に頭蓋底の領域であり、また、解剖学的に主要脳血管と頭蓋底が隣接している箇所は、画像の中心部300×300内に現れる。このことから本手法では、骨領域に接触していない他の血管領域の変形を最小限に抑えるために差分領域を特定し、その後、局所的(画像の中心部300×300内)に差分を行った。なお、本手法での差分処理は、2値画像同士での差分であるため、その出力値は1, 0, -1の3値となるが、出力値が-1の場合は0に置き換えた。

### 【5】2D-, 3D-ラベリング

【4】までの処理で得た画像(Fig. 3(d))から骨領域の除去を行う。そのためにまず、スライスごとに2D-ラベリング(連結判定は【2】の2D-ラベリングと同じ)を行い、孤立領域ごとに以下の三つの特徴量を計算する。

- ・ 最大値(M): 孤立領域内の最大CT値
- ・ 平均値(AV): 孤立領域内の平均CT値
- ・ 標準偏差(SD): 孤立領域内のCT値の標準偏差

骨領域の一部では血管領域よりも高いCT値を示す傾向がある。このことから、孤立領域内の最大CT値

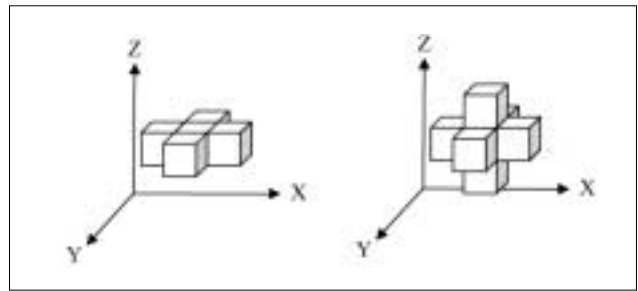


Fig. 4 Definition of neighbor-voxels (pixels) corresponding to the view plane in Fig. 1.  
(a) Four neighbor-pixels for 2D labeling in the axial plane.  
(b) Six neighbor-voxels for 3D labeling and expanding process.

0	-1	0	-1	0	-1	0
-1	0	0	1	0	0	-1
0	0	1	1	1	0	0
-1	1	1	0	1	1	-1
0	0	1	1	1	0	0
-1	0	0	1	0	0	-1
0	-1	0	-1	0	-1	0

Fig. 5 Laplacian-like filter used in this study.

(M)および平均CT値(AV)を用いてこのような骨領域の削除を行う。また、M, AVでは血管領域とあまり差がみられない骨領域に関しては、血管領域に比べ骨領域内のCT値がばらつく傾向にあった。そのため標準偏差による削除を行った。具体的な削除条件は  $M > 776 \text{HU}$  or  $AV > 426 \text{HU}$  or  $SD > 140 \text{HU}$  とした。なお、用いている特徴量が、形状特徴ではなく濃度特徴であることから、計算コストを考慮し、2D-ラベリングで処理を行った。

次に、Fig. 4(b)に示すような6近傍で連結判定(3D-ラベリング)を行い、各孤立領域が何スライスにまたがって現れるかを調べた。なお、18近傍、26近傍で連結判定を行っても、処理時間は激増するが結果には大きな差がみられなかったため今回は6近傍を採用した。ここで、主要な脳動脈血管は3D-ラベリングによって三次元的に一つの領域として認識される。このことから、またがっているスライス枚数が全スライス数の2/3以上である孤立領域は血管領域とみなし、それ以外の孤立領域は骨領域として削除する。

Fig. 3(d)に対して2D-, 3D-ラベリングによる骨領域

削除を実行した結果をFig. 3(e)に示す。また、Fig. 3の症例全体にここまでの処理を適用し、VR表示した画像をFig. 3(f)に示す。Fig. 3(e)では灰色の領域が削除された骨の領域であり、画像の中心部にはまだ頭蓋底の一部(白色の領域)が削除されずに残っていることが分かる。Fig. 3(f)のVR画像からも削除されずに残った骨領域を確認することができる。

#### 【6】画像再構成

【5】の処理で完全に骨領域を削除できなかった理由として、【3】と【4】のラプラシアン型フィルタによる血管領域と骨領域の分離処理をaxial断面のみで行っていることが考えられる。つまり、視点を体軸方向に置いたaxial断面では、主に体軸方向に伸びる血管と骨領域の分離は可能であるが、例えば、体軸に垂直な方向の骨(頭蓋底の一部が当てはまる)と血管領域の分離はうまくいかない可能性がある。そこで、本研究ではsagittal断面、coronal断面で画像を再構成し、各断面画像に対して【1】から【5】までの処理を繰り返し行った。具体的には、axial断面で得た【5】までの結果画像からsagittal断面に画像を再構成し、【1】から【5】までの処理を行った。その後同様に、sagittal断面で得た結果画像からcoronal断面に画像を再構成し、【1】から【5】までの処理を行った。この2断面の処理を追加したことでaxial断面だけでは削除しきれなかった骨領域を精度良く削除できるようになった。その実行例をFig. 3(g)とFig. 3(h)に示す。これらの画像では、それぞれFig. 3(e)とFig. 3(f)で残っていた骨領域がきれいに削除されていることが分かる。

#### 【7】補正処理

最後に血管領域の補正を行い、最終的な抽出結果とした。この補正処理は【4】の差分処理によって切削された血管領域を補うための処理であり、具体的には、ここまでの処理で抽出された血管領域に対し、Fig. 4(b)に示すような6近傍で膨張処理を行う。ただし、膨張可能な領域は【1】で得た2値画像を限度とし、さらに膨張の回数は3回までとした。このようにすることで過度の補正を防ぐことができる。補正処理前後の血管領域の例をFig. 4 [ Fig. 3(g)の血管周辺の拡大図 ] に示す。白い領域が抽出された血管領域であり、灰色の領域は除去された領域である。なお、白色と灰色を合わせた領域は【1】で得た2値画像と一致する。Fig. 6(a)では、血管の一部が切削されていることが分かる。このFig. 6(a)に対し補正処理を行ったのがFig. 6(b)であり、Fig. 6(a)で切削されていた血管領域が程よく補正されていることが確認できる。

## 2. 結果と考察

本手法を、General Electric Company製LightSpeed

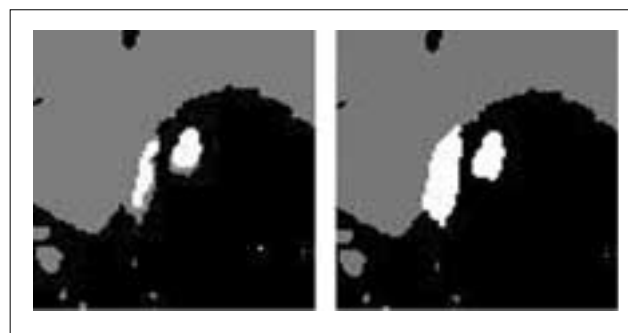


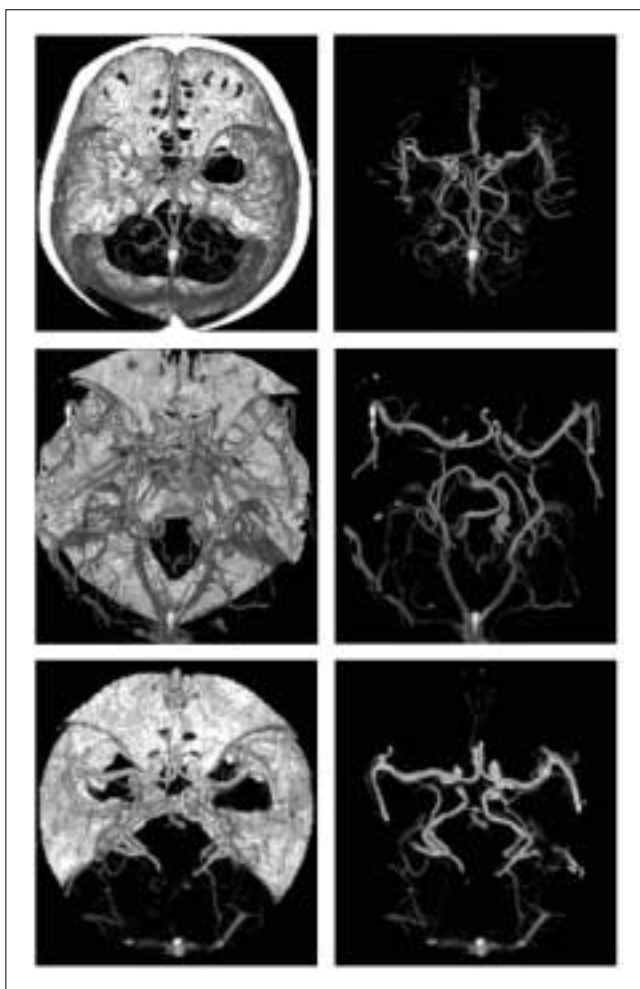
Fig. 6 Modified sample of extracted cerebral-vessel regions.

- (a) Cerebral-vessel regions( white regions ) before modification.  
 (b) Cerebral-vessel regions( white regions ) after modification.

Ultra CT装置で、管電圧140kV、管電流170mA、field of view 15cm、テーブル移動速度6.25mm/回転、X-ray tube 回転速度 0.7秒/回転、スライス厚1.25mm、再構成間隔 0.625mm、画素数512×512/スライス、画素間隔 0.293mmの条件で撮像された3症例の頭部CTA画像に適用した。造影剤の濃度は370mg/ml(日本シエリング株式会社製イオパミドール)、注入速度は3ml/秒、投与量は60ml、delay timeは20秒であった。症例当たりのスライス枚数は60~195枚であった。また、これらの症例ではいずれも未破裂性脳動脈瘤が確認されている。

適用した3症例に対する脳血管領域の抽出結果をFig. 7に示す。Fig. 7(a),(c),(e)は3症例の頭部CTA原画像から得た症例ごとのVR画像である。そしてFig. 7(b),(d),(f)は各症例から本手法によって抽出された脳血管領域のVR画像である。これらの抽出結果から、頭蓋底を主とした骨領域はほぼ削除されていること、そして、主要な脳血管領域は概ね良好に抽出されていることが確認できる。なお、処理時間はCPU:Pentium4 2.4GHz、Memory:1GByteのパソコン上で症例当たり約30分であった。

未破裂性脳動脈瘤に関しては、結果画像を拡大・回転させることで確認することができた。また、診療放射線技師が診断用に手動で作成した部分的な三次元画像と本論文の結果画像を目視で比較したところ、主要な血管領域に抽出不足はみられなかった。しきい値の自動設定や処理時間の短縮などの問題は残っているが、頭部CTA画像から骨領域を自動削除し、脳血管領域のみを自動抽出できる可能性を示した。しきい値は手動で微調整すると仮定すると、あとは処理時間を短縮できれば、臨床への実用も十分に可能であると考えられる。このことに関しては今後さらに検討していく予定である。



a	b
c	d
e	f

Fig. 7 Volume renderings of three cases used in this study.

- (a) Volume rendering of original CTA images of case 1.
- (b) Volume rendering of extracted cerebral vessels from case 1.
- (c) Volume rendering of original CTA images of case 2.
- (d) Volume rendering of extracted cerebral vessels from case 2.
- (e) Volume rendering of original CTA images of case 3.
- (f) Volume rendering of extracted cerebral vessels from case 3.

抽出した脳血管の径の自動計測，未破裂性脳動脈瘤の自動認識なども今後の課題として挙げられる．処理時間に関しては，全体の約2/3以上を占める3D-ラベリング処理を改良することで短縮を目指す．また，より多くの症例へ適用するとともに，抽出精度を定量的に評価する手法を考案する必要があると考えられる．総合して，いくつか課題は残されているが，初期の結果としては良好であったと考える．

### 3. 結 語

頭部CTA画像から脳血管領域を自動抽出するための一方法を提案した．そのなかで特に，骨領域（主に頭蓋底）と脳血管領域を分離するための新たなラブラシ

アン型フィルタを考案した．また，骨領域の除去精度を上げるためにaxial断面だけでなくsagittal, coronalの2断面における処理を加えた．そして提案手法を3症例の頭部CTA画像に適用した結果，頭蓋底を主とした骨領域をほぼ削除することができ，主要な脳血管領域のみを良好に抽出することができた．今後は，より多くの症例へ適用し，汎用性を高めることが重要であると考える．

### 謝 辞

本研究の一部は，文部科学省科学研究費補助金および日本学術振興会科学研究費補助金によって行われた．

## 参考文献

- 1)厚生統計協会：国民衛生の動向．5(9)，(2003)．
- 2)生活習慣病予防研究会：生活習慣病のしおり．社会保険出版社，東京，(2001)．
- 3)井田義宏：マルチスライスCT稼働中の現場から．日放技学誌，5(12)，1411-1415，(2000)．
- 4)中村 貢，甲村英二：脳神経外科領域における3D画像診断と治療応用．日放技学誌，5(12)，1550-1561，(2002)．
- 5)田邊純嘉，大滝雅文，上出廷治，他：三次元CT angiography(CTA)による脳動脈瘤手術の可能性．臨床放射線，43(12)，1677-1684，(1998)．
- 6)平野 透，清水目一成，杉本晴美，他：頭頸部領域の3D-CT Angiography(3D-CTA)．日放技学誌，5(5)，613-625，(2002)．
- 7)横山千菜美，大迫知香，佐藤 透：3DCTA，3DMRA管腔透視(Transluminal)画像による脳動脈瘤血管構築の透視観察．日放技学誌，5(12)，1676-1681，(2002)．
- 8)今井 裕，高原太郎：なるほど!!医用3次元画像 - 考え方と処理法の虎の巻 - ．秀潤社，東京，(2003)．
- 9)Alyassin AM, and Avinash GB: Semi-automatic bone removal technique from CT angiography data. Proc SPIE, 4322, 1273-1283(2001)
- 10)谷口慶治：画像処理工学基礎編．共立出版，東京，(1996)．
- 11)鳥脇純一郎：3次元デジタル画像処理．昭晃堂，東京，(2002)．
- 12)井上誠喜，八木伸行，林 正樹，他：C言語で学ぶ実践画像処理．オーム社，東京，(1999)．
- 13)横山龍二郎，李 鎔範，原 武史，他：脳MR画像におけるラクナ梗塞領域の自動検出の試み．日放技学誌，58(3)，399-405，(2002)．

## 図表の説明

- Fig. 1 視野平面の定義
- Fig. 2 脳血管抽出処理のフローチャート
- Fig. 3 Fig. 2 のフローチャートに沿った処理画像  
 (a)CTA症例の頭蓋底周辺のaxial画像．白い矢印は脳血管領域を示している．  
 (b)(a)を2値化した画像  
 (c)(a)にわれわれのラプラシアン型フィルタを適用した画像  
 (d)(b)と(c)の局所差分画像  
 (e)(d)にaxial断面で骨除去処理を適用した画像  
 (f)Axial断面で骨除去処理を適用した後のボリュームレンダリング画像  
 (g)(e)にcoronal, sagittal断面で骨除去処理を適用した画像  
 (h)Axial, coronal, sagittal断面で骨除去処理を適用した後のボリュームレンダリング画像
- Fig. 4 Fig. 1 の視野平面に対応した近傍ボクセル(ピクセル)の定義  
 (a)Axial平面における2D-ラベリングのための4近傍ピクセル  
 (b)3D-ラベリングと膨張処理のための6近傍ボクセル
- Fig. 5 本研究で用いたラプラシアン型フィルタ
- Fig. 6 抽出された脳血管領域の補正例  
 (a)補正前の脳血管領域(白い領域)  
 (b)補正後の脳血管領域(白い領域)
- Fig. 7 本研究で使われた3症例のボリュームレンダリング画像  
 (a)症例1のCTA原画像のボリュームレンダリング画像  
 (b)症例1で抽出された脳血管領域のボリュームレンダリング画像  
 (c)症例2のCTA原画像のボリュームレンダリング画像  
 (d)症例2で抽出された脳血管領域のボリュームレンダリング画像  
 (e)症例3のCTA原画像のボリュームレンダリング画像  
 (f)症例3で抽出された脳血管領域のボリュームレンダリング画像