

[Original article]

(2008年 6月30日 Accepted)

FBI 法による非造影MR画像からの血管領域の抽出と3次元表示山本 晃義¹⁾, 西崎 孝志¹⁾, 金 亨燮¹⁾, タン ジュークイ¹⁾, 石川 聖二¹⁾,中村 克己²⁾

1)九州工業大学、2)共愛会戸畑共立病院

要約: 四肢の慢性虚血を引き起こす疾患の代表的なものに、閉塞性動脈硬化症 (ASO ; AsteroSclerosis Obliterans) がある。この病気は、腹部大動脈および下肢の動脈が、動脈硬化現象により、下肢への血液の流れが悪くなり、慢性的な血流障害を引き起こすものであり、近年、顕著に増加してきた疾患の1つである。本論文では、画像診断の支援を目的とし、FBI法を用いて得られたMR画像を用い、下肢部の血管構造の解析を行い、3次元的な血管構造の表示法や病変部の提示を行えるCAD (Computer Aided Diagnosis) システムの開発を行う。手法としては、FBI法により得られる非造影MR画像に対し、Coronal方向、Axial方向からのMIP (Maximum Intensity Projection) 画像を生成し、それらの画像から画像処理を行うことにより、下肢血管領域を自動抽出する。最後に、得られる血管領域を3D表示する。提案法を閉塞性動脈硬化症例の実MR画像に適用し、良好な結果を得た。

キーワード: MRI、閉塞性動脈硬化症、リージョングロウイング、コンピュータ画像診断

A Method for Detection of Blood Vessels from the Non-enhanced MR Imaging Employing Fresh Blood Imaging and Its 3-D Visualization

Akiyoshi Yamamoto¹⁾, Takashi Nishizaki¹⁾, Hyoungseop Kim¹⁾, Joo Kooi Tan¹⁾, Seiji Ishikawa¹⁾, Katsumi Nakamura²⁾

1) Kyushu Institute of Technology, 2) Kyouaikai Tobata Kyoritsu Hospital

Abstract: A clear digital image with high resolution of blood vessels by using a CT angiography or MR angiography for analyzing the blood vessels structures is easily obtained in medical field. Recently, the disease by arteriosclerosis increases rapidly. Especially, the one that originates in hands and feet's peripheral arterial is called arteriosclerosis obliterans (ASO). In order to diagnose the ASO using a contrast enhanced magnetic resonance imaging (MRI) applied as a useful visual screening method on the medical field. It is, however, sometimes with a contrast enhanced MRI method make burden to patients. To avoid adverse reactions from the contrast medium, a non-enhanced fresh blood imaging (FBI) method is developed. In this paper, we develop a 3-D visualization method for analyzing the internal structure such as blood vessels in the lower limbs area. To develop a visualization method, we propose a technique for extracting the blood vessels region by use of region growing method which obtained the maximum intensity projection image. This technique was applied to four non-enhanced FBI MR imaging, and satisfactory 3D blood vessel region was extracted. Some experimental results are shown with discussion.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging, Region Growing Method, Computer Aided Diagnosis

Akiyoshi YAMAMOTO

1-1, Sensui, Tobata, Kitakyushu, 804-8550, Japan

Phone: +81-93-884-3185, E-mail: kim@cntl.kyutech.ac.jp

1. はじめに

四肢の慢性虚血を引き起こす疾患の代表的なものに、閉塞性動脈硬化症 (ASO; AsteroSclerosis Obliterans) がある。この病気は、腹部大動脈および下肢の動脈が、動脈硬化現象により、下肢への血液の流れが悪くなり、慢性的な血流障害を引き起こすものであり、近年、顕著に増加してきた疾患の1つである。ASOの危険因子は、動脈硬化疾患の危険因子と同様で、高血圧、糖尿病、高脂血症、喫煙、高尿酸血症、肥満などが上げられる。なかでも高血圧、糖尿病、肥満などのそれぞれの症状では、軽視されがちな症状も併発することにより、動脈硬化を発症させる確率を相乗的に上昇させることが知られている[1]。また、近年、メタボリック症候群であると診断される人が増加し、動脈硬化の発症者が増加するのではないかと懸念されている。

食生活の欧米化、生活習慣病の増加と高齢化社会を向かえ、ASOは急速に増加しており、全身の動脈硬化の部分症状として捉えられるようになりつつある。ASOの早期発見、早期治癒はQOL (Quality Of Life) の向上、ならびに生命予後の延長の観点からも、医療分野の重要なテーマの1つと言える。

ASOの画像診断法では、3次元 (3D) による血管構造の描出法が開発され、急激な進歩を遂げている。特に、MRA (Magnetic Resonance Angiography) では、造影3D-MRAにより、特に腹部大動脈、腸骨動脈、大腿動脈領域で画質の大幅な向上が図られ、診断の効率化が実現できる。加え、造影剤を用いないFBI (Fresh Blood Imaging) 法の出現も注目されている。CT (Computed Tomography) ではヘリカルCTに加え、マルチスライスCT (Multi Detector-row Computed Tomography; MDCT) の出現、DSA (Digital Subtraction Angiography) においては3D-DSAの出現で、バーチャル血管内視鏡所見も構成できるようになった。これらの診断法の開発により、ASOが低侵襲的に診断されるようになり、従来の血管造影の目的は、IVR (Interventional Radiology) を前提とした確定診断と、IVR手技の選択決定に変化した。

一方、ASOの治療に関しては、従来の外科的血管再建術に加え、IVRの躍進が著しく、特に腸骨動脈では、IVRが治療の第一選択となる症例がほとんどと言っても過言ではない。しかし、大腿動脈以下の領域では、IVRのみでは限界が多く、遺伝子治療を含めた、新しい治療法が模索されている。

そこで本研究では、画像診断の支援を目的とし、IVRの1つであるFBI法[2-4]を用いて得られたMR画像を用い、下肢部の血管構造の解析を行い、3次元的な血管構造の表示法や病変部の提示を行えるCAD (Computer Aided Diagnosis) システムの開発を行う。本稿では、その第1報として、画像解析法による血管領域の自動抽出と3次元表示法について述べる。手法としては、FBI法により得られる非造影MR画像に対し、Coronal方向、Axial方向からのMIP (Maximum Intensity Projection) 画像を生成し、それらの画像から画像処理を行うことにより、下肢血管領域を自動抽出する。最後に、得られる血管領域を3D表示する。提案法を閉塞性動脈硬化症例の実MR画像に適用し、良好な結果を得た。

2. FBI法の撮像法

本論文で述べるFBI法は、1998年頃に宮崎ら[5]により考案された。FBI法の撮像手法は、single shot fast spin echo法の一手法であり、MRI信号情報の空間的データ配列 (k-space) 方法に特徴がある。通常Spin Echo法であれば、 90° および 180° RF (Radio Frequency) パルスにより得られたMRI (Magnetic Resonance Imaging) 信号を k-space の端から端へと充填し、フーリエ変換により画像化を行う。それに対してFBI法では、Fig.1に示すように、 90° に続く、連続した 180° RF パルスによりMRI信号を得た後に、k-space のほぼ中央より実データとして全体のほぼ半分を充填し、残りの領域は k-space の共役対称性を利用して計算により k-space 全体を充填させ、フーリエ変換により画像を得ることとなり、これを half Fourier 法と呼んでいる。

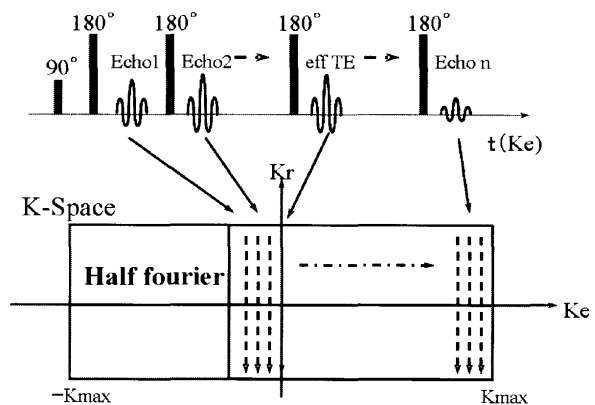


Fig.1 Half Fourier 法のデータ収集と k-space 充填

FBI法では、half Fourier法であるFASE (Fast Advanced Spin Echo) 法という撮像手法が用いられており、短い実効TEと短いETS(Echo Train Spacing)で撮像を行い、half Fourier法で画像を得ることができるため、1スライスのデータ収集時間は大変短く、流れの速い血流情報も捉えることができる。このようにしてMRI信号を2次元的に収集する撮像方法を2D-FASE法、3次元的に行う方法を3D-FASE法またはFBI法と呼んでいる。

この2D-FASE法で心電同期法を併用し、骨盤部動

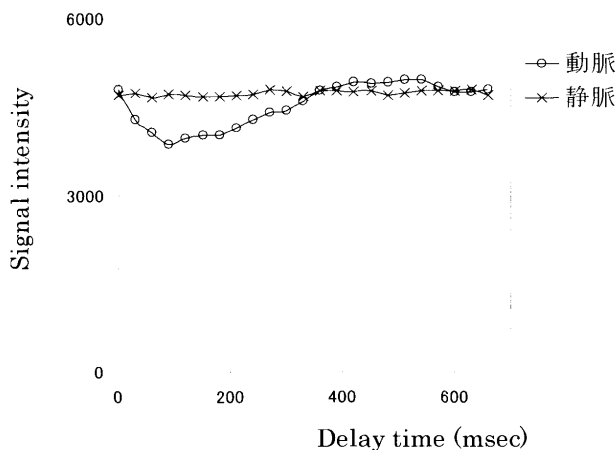


Fig.2 大腿動脈および静脈における一心周期内の信号強度変化 (健康人ボランティア)

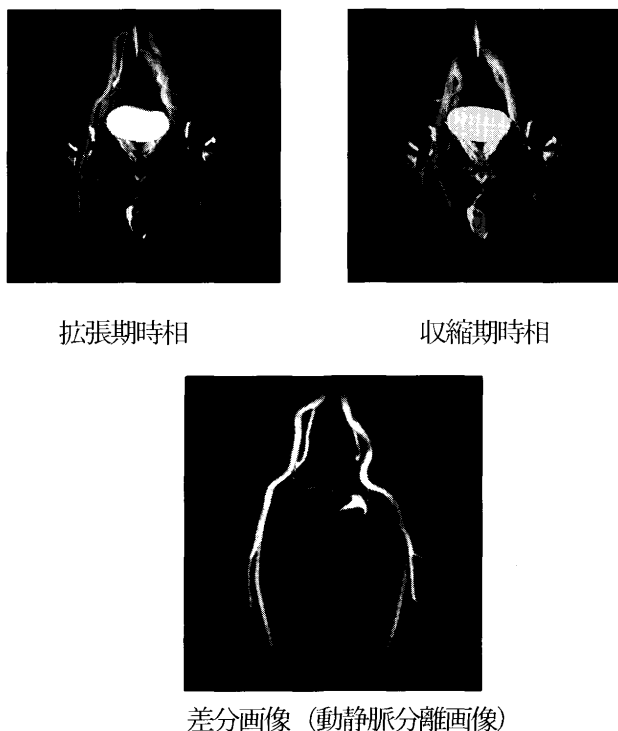


Fig.3 骨盤部における拡張期、収縮期時相の冠状断像MIP画像と動静脈分離画MIP画像 (健康人ボランティア)

脈をR波からのdelay timeを約100msecおきに撮像し、大腿動脈と大腿静脈の信号強度を測定すると、Fig.2のグラフのようになる。動脈はR波からのdelay timeの短い収縮期時相では信号強度は低くなり、拡張期時相では信号強度は高くなる。しかし、静脈の信号強度は心周期に依存することなく、常に高い状態を保っている。このように2D-FASE法を用いて血液信号を測定すると、流れの遅い拡張期時相では位相の揃った血液プロトンスピンを捉えることが出来るため信号強度が高く、反対に流れの速い収縮期時相では位相分散やflow void現象により、プロトンスピンを捉えることが出来ないため、信号低下を引き起こす。このような現象はFBI法でも観察され、この信号差を利用するだけで動静脈分離が可能となる。すなわち、Fig.3のMIP(Maximum Intensity Projection)画像にも示すように、FBI法で骨盤部の血管を撮像すると、拡張期時相では動脈の信号強度は高く、静脈も同様に高い。一方、収縮期時相では動脈の信号強度は低いのが、静脈信号は高い。筋肉や消化管そして非常に高い信号強度である膀胱など、背景の信号強度は時相の変化により変動することがないため、両者を差分演算することにより、静脈信号や背景信号が抑制され、信号差の大きな動脈だけが残り、容易に動静脈分離を行うことが出来る。但し、消化管のように蠕動運動を行う臓器や、膀胱のように経時的に大きさが変化するような臓器では、時相間で時間差が大きい場合、差分演算後に位置ズレに伴うアーチファクトが残ってしまうケースがあるが、本論文でのCADシステムが臨床応用されるようになると、このようなケースを回避することが出来る。ここでFBI法を用いて動静脈分離を行うための拡張期や収縮期時相の検索方法について解説を加える。動脈の信号変化を簡便に検索する方法として、ECG (electrocardiogram)-prepと呼ばれる手法が挙げられる。この手法は、心電同期2D-FASE法を用い、R波からのdelay timeを約100msec毎に撮像し、視覚的に動脈血管が良好に描出された画像を選択することにより、至適delay timeを検索する手法である。この検索に用いるECG-prep画像をFig.4に示す。PC (phase contrast)法により流速を直接測定する方法もあるが、この手法を用いる方が広範囲な血管描出評価が可能であり、短時間かつ簡便である。しかし、視覚的な判断を行う点において本手法は、オペレータによる選択次第で画質に差が現れる欠点がある。

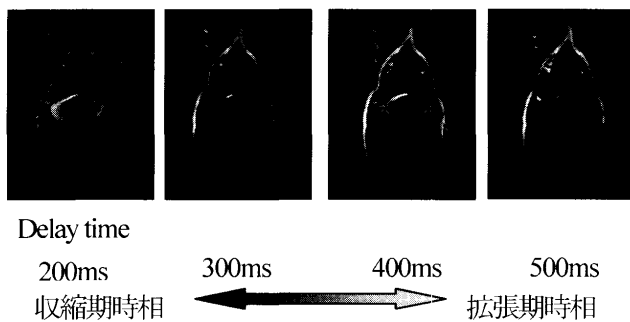


Fig.4 骨盤部の ECG-prep 画像の例

3. 画像解析手法

本論文で用いる MR 画像は、 256×256 [pixels], スライス枚数 50 枚で構成される DICOM 画像で, FBI 法により, 静脈を差分演算により除去した MR 画像である. FBI 法により得られる Coronal 面の MR 画像の原画像の一例を Fig.5 に示す. 同図における白い領域が血管領域を示す. 非造影の MR 画像においても, 下肢領域内の血管構造が視認できる. 本法で用いる画像解析手法の概略を以下に示す. まず, 第一段階では, FBI 法の差分演算により, 静脈が取り除かれた MR 画像を原画像として読み込む. 次に, 原画像より MIP[6]画像を作成する. このとき, 視線上の最大画素値を示す領域の3次元座標値を保持しておく. さらに, 血管領域のみを抽出するため, 2値化マスク処理(閾値は2750で, すべての症例に対して同じ値を適用)を, 全ボリュームデータに対して行い, その3次元ボリュームデータを取得する.

第二段階では, 2値化処理を施した後の MIP 画像に対し, 血管領域と雑音成分との分離を図るため, 細線化処理を施す[7]. その後, 血管領域の連続性を考慮しながら線追跡アルゴリズムを適用し, 血管を Coronal 面の上部から追跡を行い, 血

管以外のノイズを除去する. ここで, 血管領域の正確な位置を特定するため, リージョングローイング[6, 8]を適用し, 領域膨張処理を施す. このとき, 2値化処理を行う際に, 末梢血管部位が閾値処理により正しく抽出できないため, 本来同一血管領域が, 線成分の不連続点として画像上に現われる. その結果, 末梢部位の血管領域の抽出が困難となる場合がある. この問題を解決するため, 本稿では, その途切れた部位との境界である, それぞれの端点を, リージョングローイングを行う際の開始点として与え, 末梢血管部位の抽出を行う. さらに, 端点の座標値は細線化した血管よ

り計測し, その値を保存する. これにより得られる端点の座標から, MIP 画像を作成した際に保持している奥行き座標値情報を用い, その点の3次元座標を得る. ここで, リージョングローイングを行う際, 太い血管領域では, 2値化処理を施した画像で, 既に比較的良好な抽出結果が得られているため, 保持した座標データをもとに領域膨張を行う. 一方, 末梢血管領域では, 2値化処理画像では血管領域が途切れて画像上に存在しており, 正しく抽出ができていないため, 原画像より領域膨張を行う.

さらに, 血管の方向成分を調べ, それまでの流れに対し, 外れた方向には領域膨張を行わないように制約条件を設け, リージョングローイングを行う. その理由としては, 画像上の膀胱付近の太い血管付近においては, 画素値が血管領域と非常に似通っているため, 原画像を用いる場合, 血管領域を的確に抽出することが困難なためである. また, 領域膨張条件を設けなかった場合, 血管領域以外まで領域膨張が行われる可能性が高いため, 正しい領域抽出が困難な場合がある.

第3段階では, リージョングローイング後の画像を Axial 面から見て, スライスごとに血管の断面をラベリングしていく. そのラベル付けされた断面を, ラベルごとに重心点を求める. これにより, 3次元的に動脈を細線化することができる.

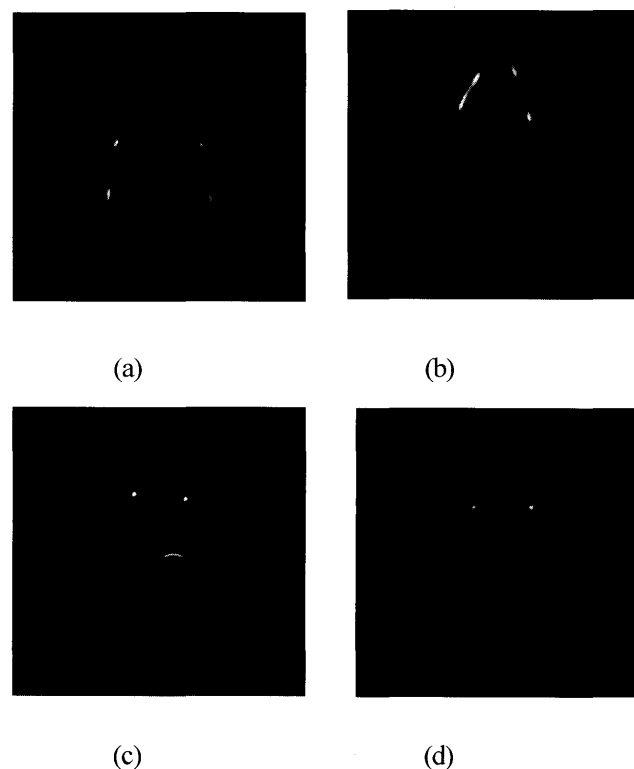


Fig.5 FBI 法により得られる MR 画像の例

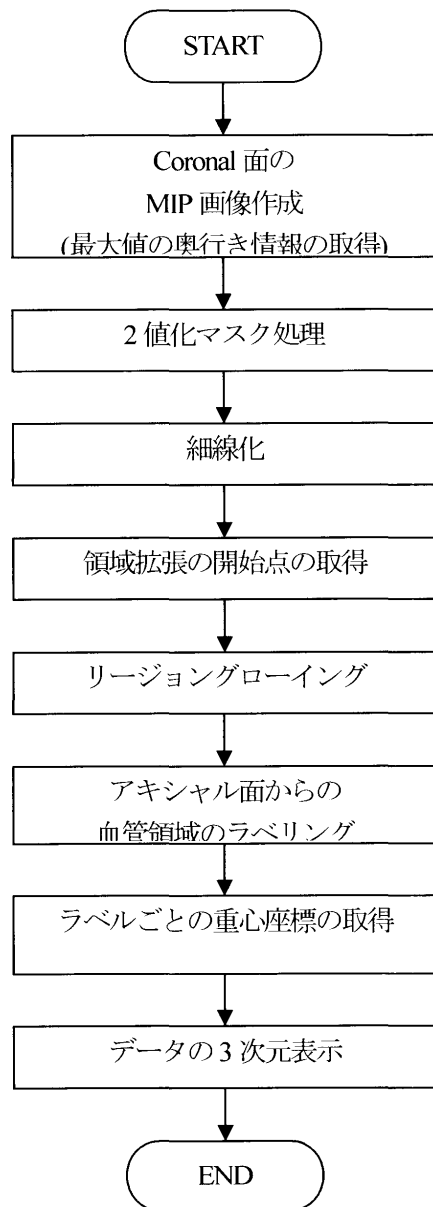


Fig.6 処理の流れ

最後に第4段階では、上記より得られる重心点の座標値情報から、3次元表示を行うことにより、血管の流れを視覚的に表示する。以上で述べた画像処理の大まかな流れを、Fig.6に示す。

4. 実験と結果

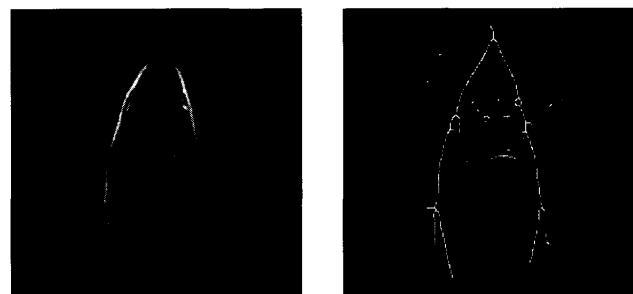
提案法の有効性を確認するため、FBI法により得られるMR画像4症例に適用した。まず、原画像から作成したMIP画像の例をFig.7に示す。同図は、原画像をCoronal面から投影した際のMIP画像である。同図のように、原画像そのままでは、抽出対象となる血管領域中、動脈領域以外にも膀胱や他の組織の中で高い

濃度値を示す領域が複数存在しており、雑音成分として画像上に現れている。

一方、2値化マスク処理を行った結果をFig.8(a)に示す。同図より、2値化処理を施すことにより、主要な血管を残しつつ、まわりの膀胱などの血管以外の領域が除去できているのが確認できる。さらに、細線化処理を施した結果画像をFig.8(b)に示す。さらに、Fig.8から、雑音成分を取り除き、大まかな血管領域を抽出した結果をFig.9(a)に示す。また、リージョングロウイング法を適用するため、開始点のみを計測した結果をFig.9(b)に示す。

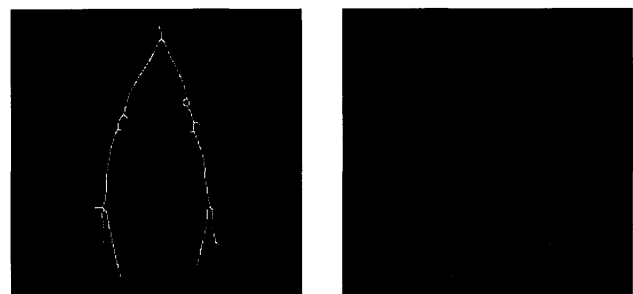


Fig.7 MIP 画像の例



(a) (b)

Fig.8 2 値化および細線化処理後の画像



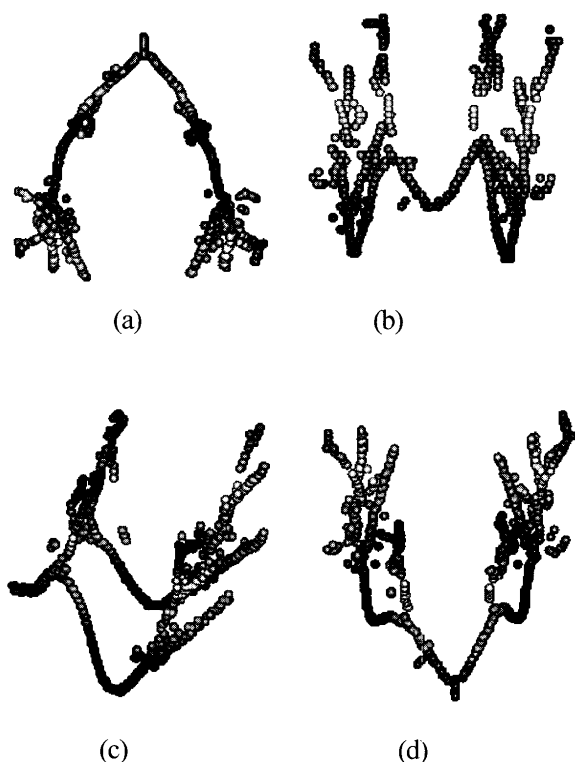
(a) (b)

Fig.9 大まかな血管領域の抽出結果およびリージョングロウイングの初期点の取得結果



(a) (b)

Fig.10 血管領域抽出後のMIP画像とAxial面からの血管断面画像



(a) (b) (c) (d)

Fig.11 3次元表示

上記より得られた画像に対し、制約条件を加えたリージョングロウイング処理により得られる血管領域の抽出結果を Fig.10(a)に示す。また、Axial面からの血管の断面画像の一例を同図(b)に示す。さらに、各血管領域の重心点を求め、3次元表示を行った結果を Fig.11に示す。同図(a)は、Coronal面からの、(b)はAxial面からの3次元表示結果をそれぞれ示す。また、同図(c)、(d)はそれぞれ、任意の角度から見た3次元表示結果である。なお、下肢の血管を3次元表示した場合、奥行きが長く見えるが、これは、視覚的に血管の構造を分かりやすくするため、あらかじめスケールを変更して

いるためである。

5. 考察とむすび

本稿では、下肢領域におけるFBI法を用いた、非造影MR画像の画像解析を行うための、血管領域の自動抽出とその3次元表示法について述べた。血管領域の抽出においては、細線化と条件付きリージョングロウイング法、及びMIP画像の座標値情報を用いることにより、おおむね良好な結果を得た。また、重心点の3次元座標から、血管領域の3次元表示を行うことにより、血管の構造を視覚的に認知しやすくすることができた。

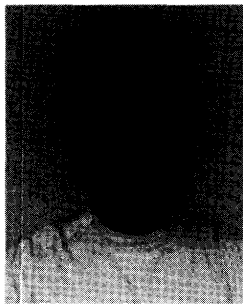
しかし、本稿で用いた条件のみでリージョングロウイング法を適用した場合、太い血管では、血管まわりの雑音が残る、特に末梢血管では、血管領域を漏れなく抽出できない場合がある。また、ラベリング処理の際にも、雑音の影響のため、正しく重心点を抽出できない場合が生じている。今後は、リージョングロウイング法を適用する際の条件の見直しや、新たな領域抽出法を導入することにより、血管領域の抽出精度の向上を図る必要がある。さらに、重心点同士の連続性を考慮し、スプライン曲線の考え方を導入することにより、補間していくことも必要である。これらの改善により、血管構造を視覚的に、さらに分かりやすく表現することができると考えられる。最後に、上記のように血管領域の的確な抽出を行った後、血管の構造から病変部などの異常陰影の候補領域を解析し、それを提示することにより、閉塞性動脈硬化症の画像診断法の確立を図り、FBI法による非造影MR画像診断を行うためのCADシステムの構築を図る必要がある、これらは今後の課題である。

参考文献

- [1] 谷津尚吾：下肢閉塞性動脈硬化症，
http://www.chuobyoin.or.jp/sinzo/heisokuseidoumyaku_koukasyo.html
- [2] 山本晃義，中村克己：Fresh Blood Imaging(FBI法)による動静脈分離法の基礎と撮影方法(骨盤～四肢動脈について)，メディカルレビュー，89号，pp.21～26，2003.
- [3] 中村克己，山本晃義：下肢動脈のMRによる血流イメージング，秀潤社，別冊画像診断，Vol.24，No.9，pp.1099～1108，2004.
- [4] 中村克己：FBI(Fresh Blood Imaging)法の臨床にお

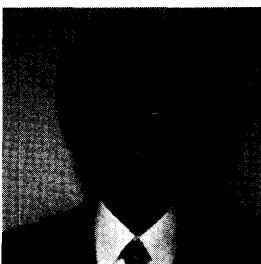
ける有用性, DIGITALMEDICINE, Vol.6, No.1,
pp.1~3, 2005.

- [5] Miyazaki M, Tateishi F, et al.: "Fresh blood imaging at 0.5-T ; natural blood contrast 3D MRA with single breathhold", ISMRM , p.780, 1998.
- [6] 岡部哲夫, 瓜谷富三: 医用画像工学, 医師薬出版, 1997.
- [7] 田村秀行: コンピュータ画像処理, オーム社, 2002.
- [8] 関口博之, 佐野耕一, 横山哲夫: リージョンングローイングをベースにした対話型3次元領域抽出手法, 電子情報通信学会論文誌 D-II, Vol.J76-D-II, No.2, pp.350~358, 1993.



山本晃義 (やまもと あきよし)

1986年熊本大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科卒。1986年医療法人南小倉病院技師長。1989年医療法人唐津第一病副技師長。1992年医療法人共愛会戸畑共立病院放射線科技術科長。現在九州工業大学大学院博士後期課程在学中。CT画像解析, 脳パーフェュージョンMRI, 胸部MRI, MR angiographyの研究に従事。日本放射線技術学会, 日本放射線技師学会, 日本磁気共鳴医学会, バイオメディカル・ファジィ・システム学会各会員。



西崎孝志 (にしざき たかし)

2007年, 九州工業大学工学部卒業。現在, 同大学院博士前期課程在学中 (機械知能工学専攻)。医用画像処理に関する研究, 特に下肢におけるMR画像からの動脈領域及び、病変部候補領域の自動抽出に関する研究に従事。