

## 技 術

# Volume rendering 法を用いた 3D MRAngiography による脳動脈瘤の描出 3D CTAngiography との比較

真壁 武司\* 守山 亮\* 中村麻名美\*  
黒川 清文\* 三上 仁\* 千葉 昌彦\*\*  
今泉 俊雄\*\* 吉川 純平\*\* 丹羽 潤\*\*

## Three-Dimensional Magnetic Resonance Angiography for the Cerebral Aneurysm with Volume Rendering Methods (Comparison of 3D-CT Angiography)

Takeshi MAKABE, Ryo MORIYAMA  
Manami NAKAMURA, Kiyofumi KUROKAWA  
Masashi MIKAMI, Masahiko CHIBA  
Toshio IMAIZUMI, Junpei YOSHIKAWA, Jun NIWA

Key words : Cerebral aneurysm      3D-MRAngiography  
3D-CTAngiography      Volume rendering

### はじめに

通常, MR-Angiography (以下 MRA) の観察には最大輝度投影法 (以下 MIP 法) といわれる 2 次元表示による画像表示法が用いられている<sup>1)</sup>。この MIP 法は, MR 信号の高い部分を重ね合わせ表示する手法で血管の連続性が描出されるが, 立体感がなく奥行き方向の情報が乏しいという欠点がある。そのため MRA の画像においても立体的な観察が可能な 3 次元表示法が望まれていた。

近年画像処理専用高性能コンピュータ (以下ワークステーション)<sup>2)</sup> の普及発達により MRA においても短時間で容易に 3 次元表示することが可能となってきた。そこで今回, 3 次元表示が先行して行われてきた CT-Angiography (以下 CTA) の手法<sup>3)</sup> と我々が MRA に用いた volume rendering 法 (以下 VR 法)<sup>4)5)</sup> による 3 次元処理表示により脳動脈瘤の描出能について比較検討した。

### 方 法

#### 1. 使用機器

- (1)MRI Magnetom Symphony 1.5T (SIEMENS)  
Magnetom Impact Expert plus 1.0T  
(SIEMENS)
- (2)CT Somatom plus 4 (SIEMENS)  
Lightspeed QX/i (GE)
- (3)ワークステーション  
3D Virtuoso (SIEMENS)  
Advantage workstation ver3.1 (GE)

#### 2. 撮像条件

##### (1)MRA

シーケンスは 3 次元 time of flight 法 (以下 3D-TOF) を用いた。TR30msec, TE 6 msec, フリップ角 20deg., マトリクスサイズ 128×128 (interpolation 付加), スラブ厚 36mm で 3 スラブに設定した。撮像視野 (以下 FOV) 128mm, スラブ分割数 56, 実効スライス厚 0.65mm。その他付加条件として血流の MR 信号を強調する magnetization transfer contrast (以下 MTC)<sup>6)</sup> と MR 信号を均一化する

\* 市立函館病院 放射線科

\*\* 市立函館病院 脳神経外科

tilted optimized non-saturating excitation (以下 TONE)<sup>7)</sup> を付加した。

(2)CTA

電圧140kVp, 電流189mA, 1回転時間0.75sec, スライス厚1mm, テーブル移動速度1.0~1.5mm/secにより40mmの範囲を撮像した。また, 全体像のFOV100mm, 目的部位を絞った場合はFOV50mmとして画像を作成した。

造影方法は非イオン性造影剤100ml(300mgI/ml)を3~4.5ml/secの速さで遅延時間18~20secにおいて施行した。

3. 検討項目

- (1)実効スライス厚の変化による3D-MRAの描出能の違いを比較する。
- (2)閾値設定を行いVR法の画像処理要素の一つである不透過度(opacity)<sup>8)</sup>を変化させ3D-MRAの描出能を比較する。
- (3)同一患者における3D-CTAと3D-MRAによる動脈瘤描出画像を比較する。

結 果

1. 実効スライス厚の変化によるMRAの描出

通常MIP処理によるMRA画像を実効スライス厚が0.5mm, 1.0mm, 1.5mmと変化させたものを示す(図1)。実効スライス厚が薄いほど辺縁が明瞭な画像が得られた。また, 同じ画像をVR法にて処理し血管像のみを抽出した画像を示す(図2)。MIP画像同様に実効スライス厚が薄いほど明瞭な画像が得られ, それらの画像は拡大表示することでより画質の違いが確認された(図3)。

2. opacityの変化による3D-MRAの描出

脳底動脈-上小脳動脈分岐部にできた動脈瘤と血管との重なりについてopacityを変化させMIP画像と比較した。図4に示すようにopacityを100%から下げていくと血管の重なりが透過され確認することができるがopacityを下げることで全体的に画像がボケる傾向を示した。

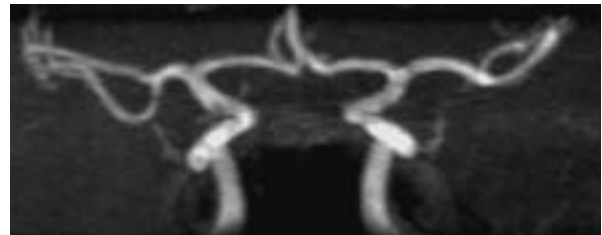
3. 臨床例

(1)脳底動脈-上小脳動脈分岐部動脈瘤(図5)

MRAにて上記動脈瘤が確認された例である。3D-MRA, 3D-CTA共に頭頂部方向からの画像で脳底動脈-上小脳動脈分岐部に動脈瘤があることが確認された。

(2)内頸動脈-後交通分岐部動脈瘤(図6)

後交通動脈分岐部に内側に向かって突出する動脈瘤を認めた。骨の影響を受けない3D-MRAでは動脈瘤全体の観察が可能であった。3D-CTAでは骨



(a) 実効スライス厚 0.5mm

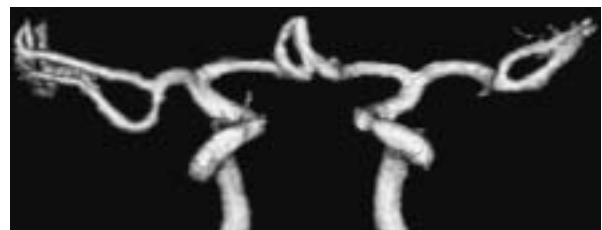


(b) 実効スライス厚 1.0mm



(c) 実効スライス厚 1.5mm

図1 MIP処理によるMRA



(a) 実効スライス厚 0.5mm

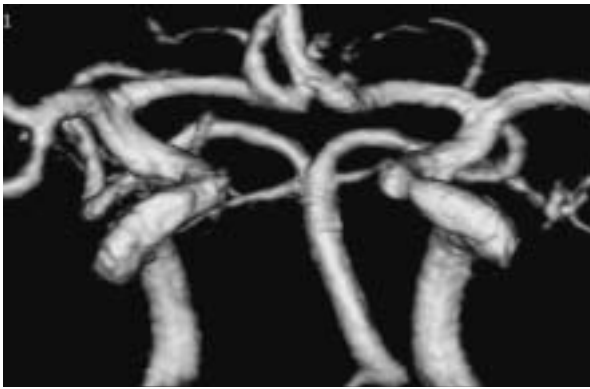


(b) 実効スライス厚 1.0mm



(c) 実効スライス厚 1.5mm

図2 VR法による3D-MRA



( a ) 実効スライス厚 0.5mm

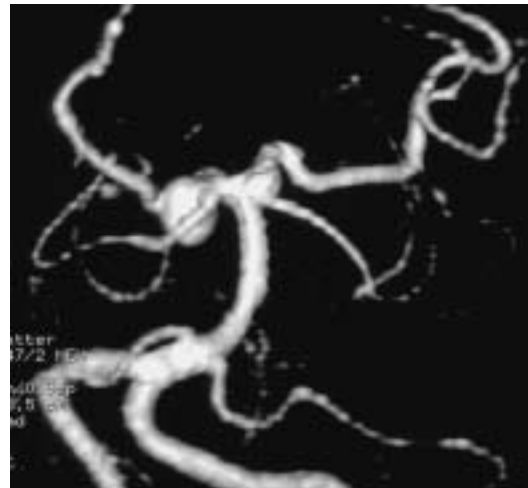


( b ) 実効スライス厚 1.0mm



( c ) 実効スライス厚 1.5mm

図3 2倍拡大表示したVR法による3D-MRA



( a ) opacity 100%

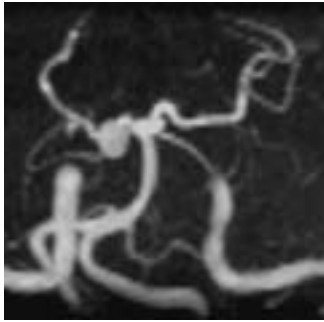


( b ) opacity 75%



( c ) opacity 25%

図4 opacityを変化した時のVR法による3D-MRAの画像の変化



( a ) MRA MIP 画像 A-P view



( a ) 3D-MRA P-A view



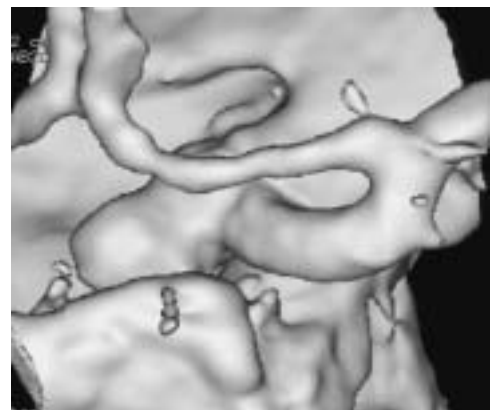
( b ) 3D-MRA 後方頭頂部からの画像



( b ) 3D-MRA 関心領域を限定した lateral view

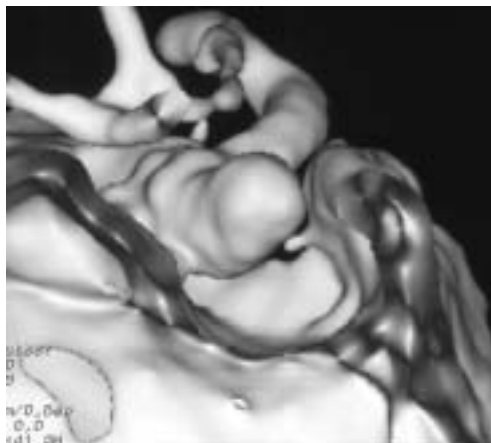


( c ) 3D-CTA 3D-MRA とほぼ同方向からの画像



( c ) 3D-CTA 頭頂部斜位方向からの画像

図5 脳底動脈- 上小脳動脈分岐部動脈瘤



( d ) 3D-CTA lateral view

図6 内頸動脈 - 後交通動分岐部脈瘤



の影響により動脈瘤全体の観察はできなかったが頭蓋底との位置関係が確認できた。

(3)前交通動脈瘤(図7)

前交通動脈瘤を右前斜位方向より観察した画像である。3D-CTA に比べ3D-MRAの方が動脈瘤サイズが小さく描出された。

(4)中大脳動脈疑い(屈曲例)(図8)

MRAにて右中大脳動脈に動脈瘤が疑われた例である。3D-MRA, 3D-CTA共に動脈瘤は描出されず中大脳動脈の分岐の曲がり方がMRAにて描出されたものであった。



(a) 3D-MRA

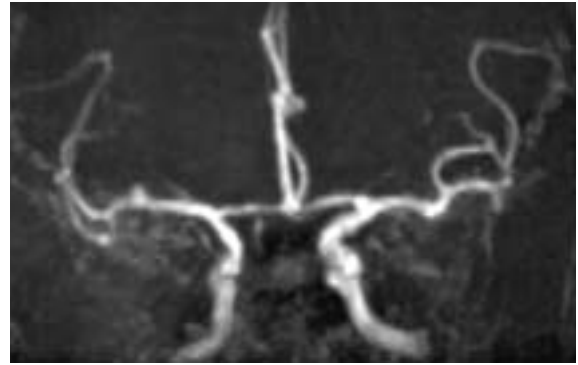


(b) 3D-CTA

図7 前交通動脈瘤

考 察

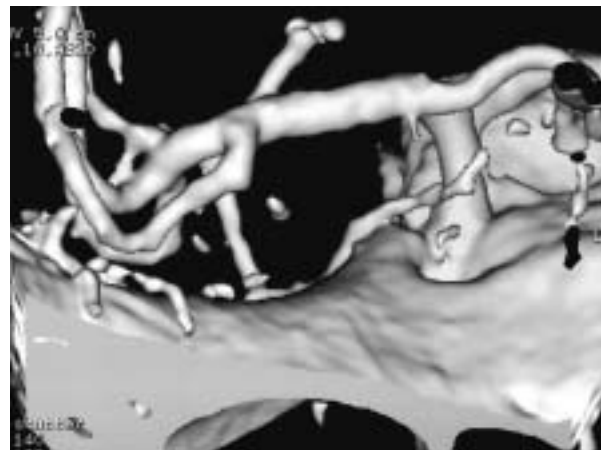
脳血管のMRAは脳ドック等、頭部MR検査においてルーチン検査の一環として広く利用されている<sup>9)10)</sup>。通常、MRAの表示法としてはMIPと呼ばれる手法が使用され2次元表示として多方向からの観察が行われている。この方法は、血流の高信号部分を重ね合わせ連続的に表示する方法で血管の連続性が良く、不要な組織の信号が除去されているため血管の観察には適している。また、情報も限定して2次元処理しているため画像処理速度も早くリアルタイムに観察が可能である。しかし、情



(a) MRA MIP画像



(b) 3D-MRA



(c) 3D-CTA

図8 中大脳動脈分岐部の屈曲

報量を限定しているため奥行き方向の情報が乏しく立体的な情報を得るためには多方向からの観察が必要となる。また一つの部位を観察する際、多数の画像が必要となり読影が煩雑になる。そこで我々は、一枚の画像で立体的観察が可能な3次元表示法をMRAに応用し臨床的には脳動脈瘤の観察を試みた。

MRAの3次元表示を行うには様々な手法<sup>11)</sup>が考えられるが、これまで3次元表示が先行して行われてきた

3D-CTAを参考にした。3D-CTAでは閾値設定をしたshaded surface display(以下SSD)法<sup>12)13)</sup>が一般的に行われているが、この方法は閾値以下の情報は使用せずに画像処理を行うため比較的高速な処理が可能である。しかし、MRAにSSD法を応用した場合、CTよりも優れた組織コントラスト情報が失われてしまう。そこで我々は画像情報すべてを反映できるVR法を採用した。VR法は、3次元データ構築で作成されたデータから2次元画面上に写実的で立体感がある表示を行う手法で、観察する方向によって見えなくなる部分の線や面の描出操作や光源を変化させ物体の明暗陰影付けなどの操作が可能である<sup>4)</sup>。

始めにボランティアにより3次元データの違いによりMRAのMIP画像とVR画像がどのように変化するかを検討した結果、MIP、VR画像ともに元画像を薄くするほど形状再現性が向上しスムーズな血管像を描出できた。また、VR法においては拡大表示を行ってもボケが少なく明瞭な画像が得られた。この点から、微小な動脈瘤や疑陽性病変の観察にはVR画像の作成が必要であると思われた。また、臨床例においては、すべての情報を使用して画像処理を行うと処理速度が遅くなるので3D-CTA同様、最初に作成する画像は血管に閾値設定を行った。また、この時血管のopacityは100%としてSSD処理による3D-CTAと同等の画像により処理できるようにした。これにより処理速度が早くかつ3D-MRAの画像作成にもすぐに対応することが可能であった。

Opacity100%のVR法による3D-MRAの画質は、SSD法による3D-CTAに近い画像が得られた。また、臨床例も3D-CTAで問題となっていた骨に囲まれた部位、特に内頸動脈-後交通動脈分岐部の動脈瘤は血管像のみが抽出でき動脈瘤全体を観察するのが容易であった。更に中大脳動脈分岐部に発生する動脈瘤に関しても曲がりとの鑑別がMIP画像を多数枚観察する方法に比べ容易に行うことができた。従って、MRAのMIP画像において動脈瘤が疑われた場合はVR法による3D-MRAを追加することで曲がり等、疑陽性病変の診断に有用であると思われた。また、3D-CTAでは造影剤を高圧力で注入し、嘔吐等の副作用も考えられ侵襲性があり、その点からもはじめに3D-MRA画像で観察する方法は有用性が高いと思われる。

問題点としては、opacity100%による閾値設定したVR画像では他の組織情報が無いため高さの情報が失われることであるが、すべての情報が画像上に引き出せるため閾値を変化させ、組織別に色付け表示をする等して補うことができる。しかし、画像作成に長時間かかるためルーチン化は困難である。また、MRAは通常行われているX線を使った造影検査とは違い血液の流れを画

像化しているMR特有のアーチファクト<sup>14)</sup>の出現があるが、これは、MRAのデータ収集方向によって、血流が設定スラブに平行に流れ込む場合や乱流が発生する場合、MR信号強度が不足するため<sup>14)</sup>動脈瘤を過小評価してしまうことがある。この点は、読影者は常に血流がどの様に流れ、撮像断面にはどの方向から流れ込んできているかを考えること必要である。また、技術的な改善としては実行スライス厚を薄くする方法等<sup>15)16)</sup>が考えられるが撮像時間の延長につながり患者が耐えうる時間と画質との間である程度は妥協しなければならない。

以上のことから、今回我々が行ったopacity100%のVR法を用いた3D-MRAは簡便に立体構造が観察できる画像が得られ疑陽性病変の鑑別には有用であると思われる。今後は、アーチファクトの少ない画像で更に短時間に画像処理及び検査が行えるような工夫をする必要がある。

## ま と め

頭部MRAにおいてopacity100%で閾値設定をしたvolume rendering法による3次元処理表示を行った。本法は、比較的短時間に画像処理が可能で脳動脈瘤においては形状把握等に威力を発揮し疑陽性病変の診断に有用である。

本文要旨一部は、第29回日本磁気共鳴医学会大会(つくば市)にて発表した。

## 文 献

- 1) Siebert J E, Rosenbaum T I: Image presentation and post-processing. Magnetic Resonance Angiography CONCEPTS&APPLICATIONS, Mosby-Year Book, 1993; USA, p223-234.
- 2) 周藤安造: 3次元画像処理技術の歴史, 臨放線, 1996; 41(11): 1159-1165.
- 3) 真壁武司, 橋本泰弘, 三上仁ほか: 脳神経外科領域における3次元CTアンジオグラフィの基準投影画像の検討, 函館医誌, 1997; 21(1): 112-117.
- 4) 鈴木直樹: 3次元画像処理技術の基礎, 臨放線, 1996; 41(11): 1166-1177.
- 5) 真壁武司, 守山 亮, 中村麻名美ほか: 脳動脈瘤における3D-MRAと3D-CTAによる描出能の比較, 日磁気共鳴医学会誌, 2001; 21(supplement): 285.
- 6) Edelman R R, Ahn S S, Chien D, et al: Improved Time-of Flight MR Angiography of the Brain with Magnetization Transfer Contrast. Radiology, 1992; 182(2): 395-399.
- 7) SIEMENS Medical Engineering Group:

- MAGNETOM Impact Applicattion Guide  
NUMARIS 3 Version A 1.5, 1992.
- 8) 鈴木雅隆, 柴田昌和, 周藤安造: ポリウム・レンダリングの解剖学への応用 - ラット腎臓の連続組織切片の3次元構築 -, Med Imag Tech, 1995, 13(3): 195-201.
  - 9) INNERVISION 編集部編: 臨床現場で活躍するMRI - MRIによる脳ドック, INNERVISION, 1991; 6 (9): 2-8.
  - 10) 真壁武司, 田井中恵一, 村屋保ほか: 胸・腹部のMagnetic Resonance Angiography, 函館医誌, 1995; 19(1): 143-148.
  - 11) 頸部血管のMRA, 中田力, 宝金清博編: 脳脊髄MRA基礎と臨床 - 流れの画像化, 中外医学社, 東京, 1997; p137-153.
  - 12) 小林泰之: 撮像法と三次元再構成の実際, 永井純, 安達秀雄編, 三次元CT血管造影法, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 東京, 1994; p65-77.
  - 13) 真壁武司, 守山 亮, 黒川清文ほか, 内頸動脈狭窄症における three-dimensional CT angiography (3D-CTA) の画像再構成法の検討, 函館医誌, 2000; 24(1): 87-92.
  - 14) 室伊三男, 須賀大作, 宮城賢治. 流れによるアーチファクト, 日放線技会誌, 1993; 49(11): 1909-1916.
  - 15) 藤井友広, 鈴木隆文, 斎藤稔生ほか: Minimum phase RF pulse と partial Fourier 変換を併用した頭部MRAの最適化, 日磁気共鳴医学会誌, 1997; 17(2): 67-75.
  - 16) 真壁武司, 守山亮, 黒川清文ほか: Minimum phase RF pulse と読み取り方向のPartial Fourier 変換を用いた頭部内頸動脈描出のための基礎的検討, 日本MRAngiography 研究会抄録集, 1999; 13.