

3D MR Cisternography/Angiography Fusion Imagingによる部分的血栓化椎骨動脈瘤の画像評価

佐藤 透¹⁾ 尾美 賜¹⁾ 大迫知香¹⁾ 西田あゆみ²⁾ 守山英二²⁾ 小野田恵介³⁾ 徳永浩司³⁾
杉生憲志³⁾ 伊達 勲³⁾

Assessment of the Partially Thrombosed Vertebral Artery Aneurysm with Fusion Imaging of Three-dimensional Magnetic Resonance Cisternography and Angiography

Toru SATOH¹⁾, Megumi OMI¹⁾, Chika OHSAKO¹⁾, Ayumi NISHIDA²⁾, Eiji MORIYAMA²⁾, Keisuke ONODA³⁾, Koji TOKUNAGA³⁾ Kenji SUGIU³⁾ and Isao DATE³⁾

- 1) Department of Neurological Surgery, Ryofukai Satoh Neurosurgical Hospital
- 2) Department of Neurological Surgery, National Hospital Organization Fukuyama Medical Center
- 3) Department of Neurological Surgery, Okayama University Postgraduate School of Medicine, Dentistry and Pharmaceutical Sciences

Anatomical relationship of the partially thrombosed vertebral artery aneurysm and the perianeurysmal structures was investigated by using a fusion imaging of three-dimensional (3D) magnetic resonance cisternography (MRC) and angiography (MRA). The MRC, obtained by 3D fast spin echo sequence, depicted the contour of the aneurysm and the perianeurysmal structures in contrast to the surrounding CSF. The conventional plain MRA, obtained by the 3D time-of-flight (TOF) sequence, showed the intraaneurysmal patent lumen but with a heterogeneous signal intensity distribution. However, steady-state contrast-enhanced 3D TOF MRA depicted the patent lumen more homogeneously and contrasted well with the adjacent intraaneurysmal thrombus. Fusion images of 3D MRC/MRA showed the aneurysmal architecture with flow-related intraluminal image in combination with outer-wall configurations of the aneurysm and the perianeurysmal structures. The 3D MRC/MRA fusion imaging can depict anatomical relationship of the intraaneurysmal patent lumen, thrombus, and aneurysmal contour; this imaging technique may be useful for pretreatment evaluation of the partially thrombosed aneurysm, and also for investigating the natural history of the cerebral aneurysm.

Key Words: intracranial aneurysm, MR cisternography, MR angiography, three-dimensional imaging

- 1) 医療法人社団) 涼風会 佐藤脳神経外科脳神経外科 729-0104 広島県福山市松永町5-23-23 e-mail:ucsfbtrc@urban.ne.jp 2005.5.18. 受稿
- 2) 独立行政法人) 国立病院機構福山医療センター脳神経外科
- 3) 岡山大学大学院医歯薬学総合研究科神経病態外科学

I. はじめに

瘤内に血栓を有する部分的血栓化脳動脈瘤は、比較的大きな紡錘状もしくは嚢状脳動脈瘤に認められることが多い^{2, 4)}。部分的血栓化脳動脈瘤の治療戦略には、親動脈、瘤neck、開存

している瘤内腔のみならず、瘤内血栓、瘤壁を含めた脳動脈瘤構築の全体像、さらには瘤外壁形態と瘤周囲構造物との解剖学的関係を詳細に画像評価することが必要と考えられる^{12, 14, 16, 17)}。

今回われわれは部分的血栓化椎骨動脈瘤においてMR cisternography (MRC) とMR angiog-

raphy (MRA) を連続して撮像し、得られた volume data から three-dimensional (3D) MRC とその等座標 3D MRA (単純、造影) を画像再構成した。さらに、両者の volume data を重畳した 3D MRC/MRA fusion image (融合画像) を創作し、脳動脈瘤構築 (親動脈, 瘤内腔, 瘤内血栓, 瘤壁) と瘤周囲環境 (周囲脳実質, 脳神経, 頭蓋底骨構造) との解剖学的関係, さらに瘤 neck での entry point と exit point, 瘤壁近傍小血管と瘤外壁との関係などを立体的に評価したので, その画像解析技術につき報告する。

II. 画像解析技術

MRC は, MR臨床機 (Signa HiSpeed 1.0T, General Electric Healthcare, Milwaukee, WI, USA) を使用して, T2-weighted 3D fast spin echo (FSE) sequence を使用し, repetition time (TR) 4000 ms/echo time (TE) 160 ms, echo train length 128回, bandwidth 15.63 KHz, 256 × 256 matrix, 0.6 mm thickness, 0.6 mm slice interval, 16-cm field of view, (voxel size : 0.63 × 0.63 × 0.6 mm), number of excitations 1回, total scan time 13分23秒の撮影条件で, 計96枚の連続した軸位元画像を取得した。

3D MRC は, ワークステーション (Zio M900 Quadra, AMIN, 東京) で遠近投影 volume-rendering 法を使用して画像再構成した。元画像での信号強度分布の histogram から脳動脈瘤外壁境界に相応する信号強度を決定し, 閾値 290 (100% opacity level) から 310 (0% opacity level) に減少する下り坂関数 (window width 20) を用いて CSF 以外の脳槽内構造物すべての断層情報を選択し, 青色カラーを付して表示した。

MRA (単純) は, MRC と同じ基準線を使用して, 3D time-of-flight (TOF), spoiled gradient-recalled (SPGR) acquisition in the steady

state の sequence を使用し, TR 30 ms/TE 3.3 ms, flip angle 20°, 192 × 128 matrix, 1.2 mm thickness, 0.6 mm slice interval, 16-cm field of view, (voxel size : 0.83 × 1.25 × 1.2 mm), number of excitations 2回, without magnetization transfer contrast, 60 slices (2 slabs), zero-fill interpolation processing 2回, overlap 8枚, total scan time 8分49秒 (2 slabs) の撮影条件で, 計104枚の軸位元画像を得た。

引き続いて, 前腕肘静脈より gadolinium 造影剤 0.25mL/kg を用手的に静脈内投与し, 同様のスキャンパラメーターで造影 MRA (steady-state contrast-enhanced 3D TOF MRA) を撮影した。

3D MRA (単純, 造影) は, 0.6mm に補間した 3D volume-rendering data set から遠近投影 volume-rendering 法を使用して画像再構成し, 信号強度閾値 180 (0% opacity level) から 190 (100% opacity level), あるいは 210 ~ 220, 270 ~ 280 に増加する上り坂関数 (window width 10) を用いてそれぞれ選択し, 赤色カラー表示した。

3D MRC/MRA fusion image は同一基準線を用いた MRC, MRA (単純, 造影) それぞれの volume data から上記の要領で等座標の 3D MRC と 3D MRA (単純, 造影) を画像再構成し, これらをワークステーション上で重畳させて作成した。Fusion image では, 管腔構造物の視認性を得るために 3D MRC の opacity を 15% (青色), 3D MRA を 100% (赤色) とした MRA 強調 fusion image として表示し, 静止画あるいは動画で脳槽内・脳内のいろいろな仮想的視点から観察した。

III. 症 例

症例は 51 歳, 男性。頭痛精査で MRI を施行

し、瘤内血栓を伴う部分的血栓化右椎骨動脈瘤が発見された。

MRC軸位元画像 (Fig.1 A) では、左右椎骨動脈、斜台・頭蓋底骨構造とともに、pontomedullary junction高位で、前方を高い信号強度を示すCSF、後方を中等度の低信号強度を示す延髄と境した脳動脈瘤 (外径11.7×13.5×14.2mm) が認められた。瘤neck流入部では線状の高度低信号強度領域 (flow void) が認められたが、瘤内は高信号強度領域と低信号強度領域とが混在し不均一であった。瘤外壁と脳幹橋、延髄との境界部には帯状の高度な低信号強度領域が認められ、hemosiderin沈着を伴う陳旧性変化と考えられた。

単純MRA軸位元画像 (Fig.1 B) では、瘤neckから後外側にかけて瘤内に流入する早い流速の血流が線状の高度高信号強度領域として認められた。瘤内容は不均一で、高信号強度と低信号強度の領域とが混在していた。造影MRA軸位元画像 (Fig.1 C) では瘤内容は軽度の高信号強度領域としてほぼ均一に描出され、瘤壁の一部で造影剤増強効果が認められた。

3D MRC (Fig.2 A) では、pontomedullary cisternで占拠性病変として伸展発育する部分的血栓化脳動脈瘤が左右椎骨動脈、周囲脳幹橋・延髄、斜台などの瘤周囲構造物とともに立体的に表示された。3D MRAでは脳動脈瘤動脈構築が立体表示されたが、単純MRA (Fig.2 B) に比べ、造影MRA (Fig.2 C) では血流情報が強調されて描出され、特に開存した瘤内腔、流出血管である右椎骨動脈は太く明瞭に描出された。さらに、瘤内血栓を有する脳動脈瘤遠位端部で椎骨動脈より分岐し下内方に走行するanterior spinal artery (ASA) が描出された。

3D MRCと3D MRA (単純、造影) とを重畳した3D MRC/MRA fusion images (Fig.3 A～

C, 4 A～C) では、3D MRAで得られた瘤内腔および親動脈の血流情報が3D MRCで得られた脳動脈瘤および瘤周囲構造物の形態情報とともに立体表示された。さらに、閾値270～280, 210～220, 180～190の上り坂関数でdata選択した3D MRAを3D MRCと重畳したfusion imagesでは、これらを静止画あるいは動画観察 (To view an animation of 3D MRC/MRA fusion imaging described herein, go to <http://nouge.jp>, For technical assistance, contact ucsfbtrc@urban.ne.jp) することで、瘤neckでのentry pointとexit pointを瘤外壁形態との関連において画像評価することが可能であった。また、造影3D MRA画像で描出されたASAは瘤遠位端部で分岐し、3D MRCで表示された瘤外壁に沿って走行することが判別された。

画像解析の結果、本例では右椎骨動脈よりendovascular internal trappingを行い、良好な結果を得た。治療前digital subtraction angiography (DSA) 右椎骨動脈造影 (Fig.5 A) では血栓化脳動脈瘤の瘤内腔のみが造影され、その遠位部でASAが分岐し、弧を描いて下内方に向かい正中を下降していた。治療後のDSA右椎骨動脈造影では、右椎骨動脈近位部を含めた脳動脈瘤は完全に描出不良となった。また、左椎骨動脈造影 (Fig.5 B) ではcoil mass遠位部の右椎骨動脈が左椎骨動脈より逆行性に造影された。

IV. 考 察

部分的血栓化脳動脈瘤の画像評価において、DSAやdigital angiographyでは造影剤の充盈により瘤内腔の形態が表示され、瘤内血流動態が明らかとなる。しかし、血管内腔病変としての開存している瘤内腔の描出だけでは瘤内

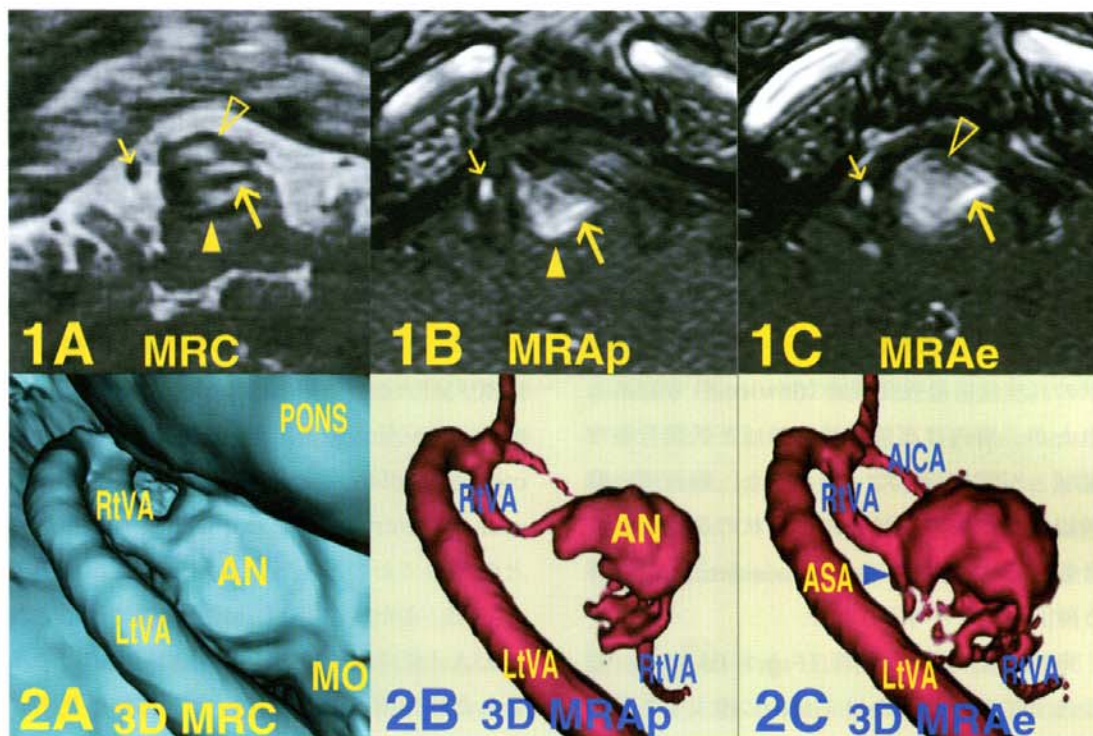


Fig.1 Source image of MRC (A), superoinferior projection, showing the aneurysm (11.7×13.5×14.2 mm) located at the pontomedullary cistern contrasted well from the surrounding CSF (solid and white arrowheads). Flow void signals at the neck (a large arrow) and the left vertebral artery (a small arrow) are shown. Source image of plain MRA (B), superoinferior projection, showing the aneurysm with a high signal intensity area at the neck with heterogeneous signals within the sac. Source image of the steady-state contrast enhanced MRA (C), showing a relatively homogeneous signal intensity distribution within the aneurysmal sac.

Fig.2 3D MRC (A), left superoposterolateral projection, showing the aneurysm and the parent vertebral arteries in relation to the adjacent pons and medulla oblongata. The plain (B) and contrast enhanced (C) 3D MRAs, the similar projection as to A, showing arterial angioarchitecture of the aneurysm, respectively. Arrowhead indicating the anterior spinal artery (ASA) branched from the right vertebral artery at the distal end of the partially thrombosed aneurysm.

血栓や瘤壁を含めた脳動脈瘤構築の全体像をとらえることは困難である^{12, 14, 16, 17)}。これに対して、CTやMRIでは部分的血栓化脳動脈瘤を含めた脳断層情報が得られるため、脳槽内で伸展発育する占拠性病変としての脳動脈瘤のみならず、瘤を取り囲む周囲脳実質や頭蓋底骨構造などの瘤周囲構造物が同時に描出される^{8, 9, 12, 14, 16, 18)}。

MRCではクモ膜下腔CSFが高信号強度でほぼ均一に描出されるため、脳動脈瘤など脳槽内構造物は低信号強度の陰影欠損像としてcontrastされる^{2, 4, 11, 15, 16, 19)}。そのため、得られ

たvolume dataを3D画像解析することで脳槽内脳動脈瘤の外壁形態と瘤周囲環境との解剖学的関係が立体的に表示される^{8, 12, 14, 16)}。

MRCには、3D constructive interference in steady state (CISS)とT2-weighted 3D FSEの2種類の撮像法が主として用いられる^{5, 7, 10, 12, 14, 16)}。CISS法はspine echoとgradient echoの合成画像のため、gadolinium造影剤の投与で造影効果を得られるが、血流信号が高信号から低信号まで不安定となるため、管腔構造物の評価には注意が必要である^{7, 8)}。これに対して、T2-weighted 3D FSE法はいわゆるT2-weighted

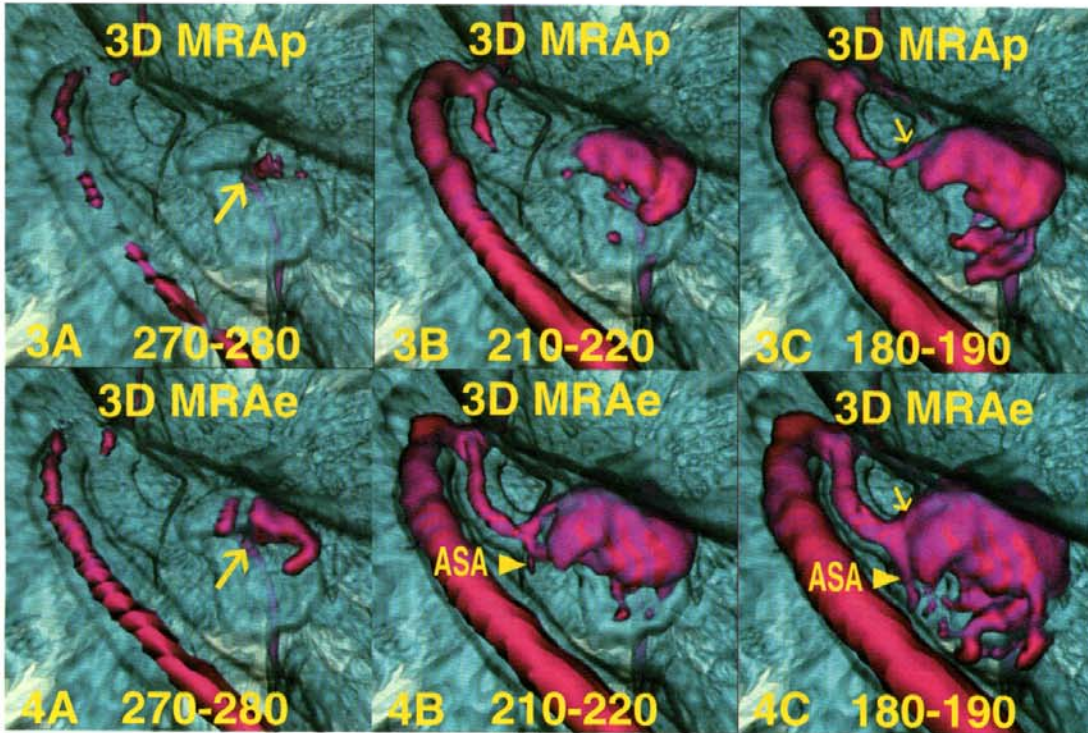


Fig.3 Fusion images of 3D MRC/ plain 3D MRA, the similar projection as to Fig.2 A and B, showing 3D MRA with selected signal intensity threshold ranges, 270-280 and above (A), 210-220 and above (B), and 180-190 and above (C), respectively, overlapped with coordinated transparent 3D MRC. The entry point (large arrow) and exit point (small arrow) of the aneurysm are indicated in relation to the contour of the aneurysm and surrounding brainstem parenchyma.

Fig.4 Fusion images of 3D MRC/ contrast enhanced 3D MRA, the similar projection as to Fig.2 A and C, showing 3D MRA with selected signal intensity threshold ranges, 270-280 and above (A), 210-220 and above (B), and 180-190 and above (C), respectively, overlapped with coordinated transparent 3D MRC. The entry point (large arrow) and exit point (small arrow) of the aneurysm are indicated. Arrowhead showing the anterior spinal artery (ASA) branched from the right vertebral artery and running along the outer-wall of the thrombosed aneurysm.

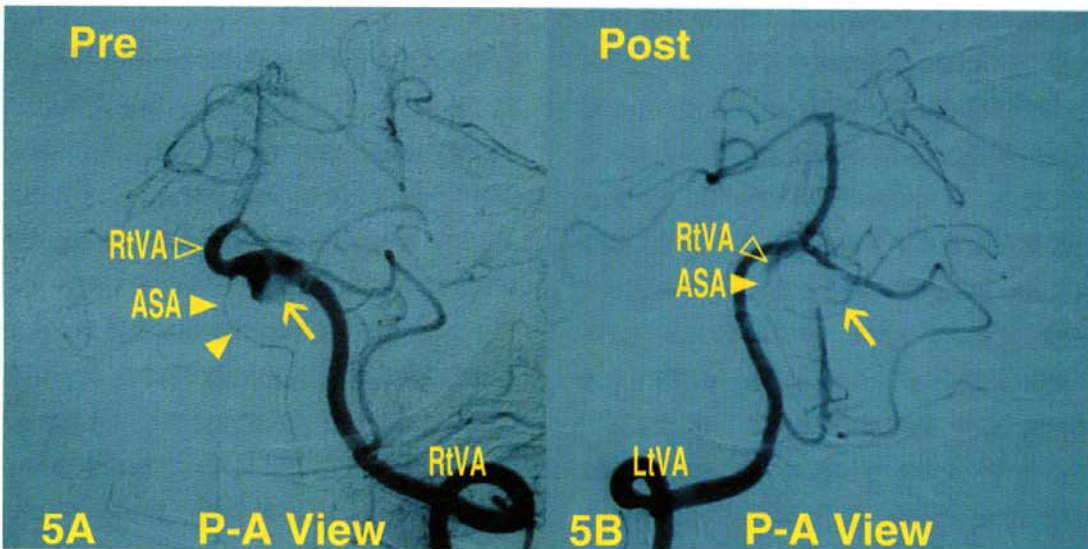


Fig.5 DSAs, posteroanterior projection, showing the aneurysm (arrow) before (A) and after (B) endovascular internal trapping.

spin echo imageであり、血管内腔はflow voidにより高度低信号強度の構造物として描出される。また、内腔血栓部は血栓や血腫により非特異的であるが、比較的新鮮な血腫を含む部分ではdeoxyhemoglobinが低信号強度で、methemoglobinが高信号強度で表示され、hemosiderinを有する陳旧性血腫部や瘤外壁近傍部、線維化・石灰化部は低信号強度で描出される^{1, 18)}。

T2-weighted 3D FSE法では、TR・TEなどの撮像条件を変えることでCSFと脳槽内・脳槽周囲構造物との信号強度contrastのみならず、これら構造物相互のcontrastを微妙に調整することが可能である^{3, 12, 14, 16)}。これまではTR 3500 ms以上、TE 200 ms以上のheavy T2-weightedのパラメータが使用され^{5, 7, 10)}、CSFは高信号強度で、脳槽内・脳槽周囲構造物は一律に低信号強度で描出されたため、低信号強度で示される脳槽内・脳槽周囲構造物相互のcontrastは不十分であった。

今回、TR 4000 ms、TE 160 msを使用することで、CSFの高信号強度を維持しつつ、脳動脈瘤、動脈、硬膜・硬膜嚢は高度の低信号強度で、静脈、頭蓋底骨構造物は中等度の低信号強度で、脳神経や脳実質構造物は中等度から軽度の低信号強度でcontrastされて描出された。これにより、親動脈・脳動脈瘤からなる脳動脈瘤構築と脳表静脈・架橋静脈、脳神経、脳実質などの瘤周囲構造物とをMR信号強度閾値で区別して表示することが可能となった^{12, 14, 16)}。

一方、3D TOF SPGR sequenceで撮像された通常のMRA(単純MRA)では、新鮮な血流が不飽和スピンとして撮影スライス内に流入する際、inflow effectにより強いMR信号が発生する^{2, 4, 6, 11, 15, 19)}。この速い流速の血流信号により動脈、動脈瘤、一部の静脈洞が高信号

強度で描出され、低信号強度の周囲静止脳組織と明瞭にcontrastされる。単純MRAでは血管内腔の形態ではなく、inflow effectで示されるpeak systolic velocityに関連した血流情報が画像表示される^{12, 15)}。

一方、乱流・渦流が発生する血管分岐部や大きな脳動脈瘤では血管内腔や瘤内での血流信号が一部で低下する。そのため比較的大きな脳動脈瘤では瘤内MR信号強度分布が不均一となり、瘤内腔の描出は不鮮明となる場合が多い^{2, 4, 11, 15)}。

また瘤内血栓部については、MRAはT1-weighted gradient echo imageであり、血栓内容により不均一なMR信号強度を示すが、血腫部deoxyhemoglobinは等信号強度で、methemoglobinは等～高信号強度で、hemosiderinは等～高信号強度で表示される^{1, 18)}。

これに対して、gadolinium造影剤を使用したsteady-state contrast-enhanced 3D TOF MRA(造影MRA)は、部分的血栓化脳動脈瘤を描出するうえでいくつかの利点が考えられる^{2, 6, 19)}。

①gadolinium造影剤によりT1 shortening effectが得られるため、周囲組織に比べて血管内腔全体がより高信号強度にcontrastされて描出される。

②T1 shortening effectにより乱流や渦流によるintravoxel phase dispersion(ボクセル内スピンの位相分散)やスピンの飽和による血流信号の低下が抑制される。その結果、瘤内で発生する乱流、渦流、遅い血流など複雑な血流分布による血流信号の減弱が抑制され、比較的大きな脳動脈瘤での瘤内MR信号強度分布がより均一に描出される。瘤内に血栓を有する脳動脈瘤では、内腔開存部がより均一で高信号強度に描出されることで隣接する内腔血栓と明瞭にcontrastされる^{4, 6)}。

③比較的流速の遅い動脈や静脈などの小血管，複雑な静脈流入路を示す海綿静脈洞が描出される^{4, 19)}。これにより脳動脈瘤の動脈構築と瘤周囲の細い動脈や静脈とが同時に描出される。

④T1-weighted imageとして腫瘍性病変や炎症性病変ではgadolinium造影効果が得られる^{4, 6, 7)}。そのため，部分的血栓化脳動脈瘤では器質化血栓や瘤壁の一部が造影される場合がある。

⑤造影MRAによる脳動脈瘤の描出では，造影剤濃度に依存したT1 shortening effectによる血管内腔の高信号強度だけではなく，TOF MRAでのinflow effectによる血流信号としての高信号強度が重畳して脳動脈瘤の信号強度値に反映されるものと考えられる。

したがって単純MRA，造影MRAでは，CTAやDSA，これらに準じたinflow effectを必要としないfirst-pass dynamic contrast-enhanced 3D T1-weighted MRA^{4, 6)}で得られる造影剤の内腔充盈による管腔形態画像とは異なり，inflow effectによる血流情報画像としての特徴に留意して画像評価することが肝要である。

3D MRC/MRA fusion imagingでは，MRCとMRAで得られたvolume dataをworkstationで遠近投影volume-rendering algorithmを用いて数値解析し，作成した3D画像を重畳することでMRCとMRAそれぞれの情報が1枚の画像として可視化される^{11~16)}。MRCでは血管内腔はflow voidにより高度の低信号強度領域として表示されるが，部分的血栓化脳動脈瘤の開存内腔では複雑な瘤内血流により不特定な信号強度を示す。また，単純MRAでは開存内腔は高信号強度領域として描出されるが，inflow effectの違いにより瘤内MR信号強度分布は不均一となる。造影MRAではより高信号強度で

より均一に瘤内腔が描出されるため，開存内腔と瘤内血栓との境界が比較的明瞭となる。

血流情報の観点からは，造影MRAで示される瘤内腔の高信号領域と単純MRAでの比較的高い信号強度領域とが乖離した領域で，あるいは単純MRAでの比較的低い信号強度領域で，乱流や渦流，遅い血流など複雑な瘤内血流が発生していることが推測される^{11, 15, 16)}。また単純・造影3D MRA画像では，瘤内信号強度分布を数値解析することで高信号強度で示される流速の早い血流の分布が立体的に可視化される。そのため，MRA信号強度の瘤内分布を静止画で，あるいは動画観察することで瘤neckでのentry pointとexit pointとが3D MRCで得られる瘤外壁形態，瘤周囲構造物との関連において評価可能となる。

さらに，提示症例では瘤遠位端部で造影3D MRA画像で描出されたanterior spinal artery (ASA) が3D MRCで得られた瘤外壁に沿って走行することが判別された。すなわち，DSAやMRAで描出された瘤内腔とASA分岐部との間には瘤内血栓が広範囲に介在し，瘤内血栓を有する脳動脈瘤遠位端部の直後でASAが分岐するものと考えられ，ASAの温存を考慮したendovascular internal trappingの治療戦略を立てるうえで有用な情報であった。

今後，MRIの空間分解能のさらなる向上に伴い，脳動脈瘤の画像評価に3D MRC/MRA fusion imagingによる画像解析技術を応用することで脳動脈瘤の外壁形態とこれに接触・癒着して近傍を走行する穿通枝など細い血管との解剖学的関係が治療前に明らかになるものと思われた。

V. まとめ

部分的血栓化脳動脈瘤の画像評価に3D

MRC/MRA fusion imagingを用いることで、瘤内腔、瘤内血栓、瘤壁を含めた脳動脈瘤の全体像を形態情報と血流情報の観点から解析することが可能であった。さらに3D MRC/MRA fusion imagingでは瘤neckでのentry pointとexit point、瘤壁近傍小血管と瘤外壁、瘤と瘤周囲構造物との解剖学的関係などが立体的に把握されるため、血管内あるいは開頭手術での治療戦略、さらには自然歴の追跡にも有用な画像解析技術と考えられた。

本論文の要旨の一部は、第59回日本脳神経外科学会中国四国地方会(2005年4月3日、広島)において発表した。

文 献

- 1) Allkemper T, Tombach B, Schwindt W, et al: Acute and subacute intracerebral hemorrhages: Comparison of MR imaging at 1.5 and 3.0 T-Initial experience. *Radiology* 232: 874-881, 2004
- 2) Brugieres P, Blustajn J, Le Guerinel C, et al: Magnetic resonance angiography of giant intracranial aneurysms. *Neuroradiology* 40: 96-102, 1998
- 3) 桐山英樹, 相原 寛: MRI検査におけるちょっとした工夫. *脳外速報* 10: 137-140, 2000
- 4) Jäger HR, Ellamushi H, Moore EA, et al: Contrast-enhanced MR angiography of intracranial giant aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 21: 1900-1907, 2000
- 5) Mamata Y, Muro I, Matsumae M, et al: Magnetic resonance cisternography for visualization of intracranial fine structures. *J Neurosurg* 88: 670-678, 1998
- 6) Metens T, Rio F, Balériaux D, et al: Intracranial aneurysms: Detection with gadolinium-enhanced dynamic three-dimensional MR Angiography-Initial results. *Radiology* 216: 39-46, 2000
- 7) Naganawa S, Koshikawa T, Fukatsu H, et al: MR cisternography of the cerebellopontine angle: Comparison of three-dimensional fast asymmetrical-spin-echo and three-dimensional constructive interference in the steady-state sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 22: 1179-1185, 2001
- 8) Naraghi R, Hastreiter P, Tomandl B, et al: Three-dimensional visualization of neurovascular relationships in the posterior fossa. Technique and clinical application. *J Neurosurg* 100: 1025-1035, 2004
- 9) Onoda K, Satoh T, Tsuchimoto S, et al: Evaluation of contour of unruptured cerebral aneurysm using three-dimensional CT cisternogram. *Acta Med Okayama* 58: 157-162, 2004
- 10) Rubinstein D, Sandberg EJ, Breeze RE, et al: T2-weighted three-dimensional turbo spin-echo MR of intracranial aneurysms. *AJNR Am J Neuroradiol* 18: 1939-1943, 1997
- 11) Satoh T, Onoda K, Tsuchimoto S: Visualization of intraaneurysmal flow patterns with transluminal flow imaging of three-dimensional MR angiograms in conjunction with aneurysmal configurations. *AJNR Am J Neuroradiol* 24: 1436-1445, 2003
- 12) Satoh T, Omi M, Ohsako C, et al: Visualization of aneurysmal contours and perianeurysmal environment with conventional and transparent 3D MR cisternography. *AJNR Am J Neuroradiol* 26: 313-318, 2005
- 13) Satoh T, Omi M, Ohsako C, et al: Transparent color-coded three-dimensional diffusion-weighted magnetic resonance imaging for the numerical analysis of reversible and irreversible hyperacute ischemic stroke-case report. *Neuroradiology* 47: 245-250, 2005
- 14) 佐藤 透, 尾美 賜, 大迫知香, 他: 3次元MR cisternographyによる脳内にdome/blebが埋没した内頸動脈-後交通動脈瘤の術前画像評価. *脳外速報* 15: 373-379, 2005
- 15) 佐藤 透, 尾美 賜, 大迫知香, 他: Color-coded 3D MRAによる個々の未破裂脳動脈瘤における瘤内MR信号強度分布パターンの画像解析. *No Shinkei Geka* 33: 445-454, 2005
- 16) 佐藤 透, 尾美 賜, 大迫知香, 他: 未破裂内頸動脈-後交通動脈瘤の伸展・変形に及ぼす瘤周囲環境の画像評価: 3D MR Cisternography-3D MR angiography fusion imagingによる検討. *No Shinkei Geka* 33: 569-577, 2005
- 17) Sugiu K, Tokunaga K, Watanabe K, et al: Emergent endovascular treatment of ruptured vertebral artery dissecting aneurysms. *Neuroradiology* 47: 158-164, 2005
- 18) Sungarian A, Rogg J, Duncan III JA: Pediatric intracranial aneurysm: A diagnostic dilemma solved with contrast-enhanced MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 24: 370-372, 2003
- 19) 坪井俊之, 高橋和也, 伊藤隆彦, 他: CE-MRAによる傍床突起部動脈瘤の硬膜内外の鑑別. *CI研究* 26: 109-116, 2004