

総説

頭部MRAの最近の進歩

土屋 一洋

杏林大学放射線科

Recent Developments in Cerebral MR Angiography

Kazuhiro Tsuchiya, M.D.

Department of Radiology, Kyorin University School of Medicine

Abstract

In cerebral MR angiography, a three-dimensional (3D) time-of-flight (TOF) technique has been most widely employed in the diagnosis of cerebral aneurysms and steno-occlusive diseases mainly due to its high spatial resolution. A 3D phase-contrast (PC) technique with proper setting of velocity encoding has been a choice for demonstrating cerebral arteriovenous malformations. For revealing some kinds of lesions or intracranial vasculature, two-dimensional TOF or PC MR angiography has also been performed. Accordingly, most of the recent technical advances in cerebral MR angiography have focused on 3D-TOF MR angiography. Among them, the use of magnetization transfer to reduce signals from brain parenchyma and an inclined degree of flip angle to decrease spin saturation are established techniques to improve the depiction of peripheral vessels. Zero-filled interpolation is a method to fill only the central portion of k-space with raw data. Application of this method has made it possible to obtain 3D-TOF MR angiograms in a shorter scanning time. It can substantially improve vessel contrast and continuity as well. Meanwhile, use of gadolinium-based contrast agent has contributed to better demonstration of intracranial veins by 3D-TOF MR angiography. Although the combination of the gadolinium bolus injection and the fast imaging sequence has proven to be useful for vessels in other regions, it is of limited clinical value at present in cerebral MR angiography because of insufficient spatial and temporal resolution. In addition to advances in imaging techniques, it is noteworthy that several postprocessing procedures such as 3D display and virtual endoscopy provide refinements to cerebral MR angiography.

Key words

magnetic resonance angiography, brain, cerebral aneurysm, arteriovenous malformation, contrast enhancement

はじめに

今日MRI検査のなかでMR angiography (MRA)は種々の臓器で大きな比重を占めるに至っている。なかでもMRAが最初に臨床応用された頭部では脳動脈瘤や狭窄・閉塞性病変の診断を主要な対象疾患としてその傾向が非常に大きいことは周知のとおりである。この頭部MRAにおいて当初から用いられてきた2次元あるいは3次元のtime-of-flight (TOF)法やphase-contrast (PC)法は現在もお撮像技術の基本であるが、ここ数年でこれらに新たな技法が加えられ、画質や撮像時間などいくつかの点でかなりの進歩がみられている。本稿ではまず頭蓋内主要疾患での従

来の標準的なMRAの撮像法を述べ、ついで最近の技術的発展のうち、日常臨床上で重要な意義を持つと思われる諸点について概説する。

I. 従来の標準的撮像法

破綻によってクモ膜下出血を引き起こす脳動脈瘤や脳梗塞の原因となる狭窄・閉塞性病変に対するスクリーニングの意味合いの大きいMRAでは3次元(3D)のTOF法が一般に用いられてきた。これはスピンの流入効果を利用した古典的ともいえる手法である。スキャン時間がやや長く、撮像範囲もあまり大きくは設定できないが、空間分解能に優れ、maximum

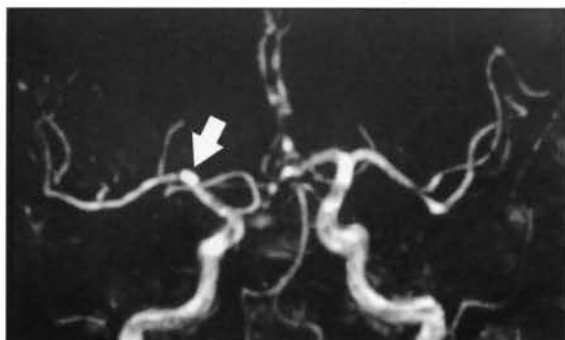


図1 (A)



図1 (B)

図1 同一症例の0.5Tと1.5TでのMRA (50歳、女性)
 0.5Tでの3D-TOF法のMRA (A) で右内頸動脈の分岐部に動脈瘤を疑わせる信号増強部位がみられる(矢印)。しかし1.5Tでの再検(B)ではこれに相当する所見はない(矢印)。

intensity projection (MIP) 法での後処理で種々の方向から観察した画像を作れることがWillis輪近傍の病変の診断において有用である。

日常臨床上の3D-TOF法の大きな問題点として、動脈硬化が進んだ高齢者では流速の低下などに起因して全般的な血管の描出能の低下が生じることがあげられる。動脈硬化以外でも種々の原因による乱流や血管の屈曲部での信号低下がみられることもよく知られている。また動脈瘤に関しては、中ないし低磁場装置でのMRAで、動脈の分岐部や屈曲部がまぎらわしい部分的な信号増強を示すことが経験される(図1)。これは中低磁場ではS/N比が不十分であるためにデータ収集時間を長く設定することで高次のgradient moment nullingでのflow compensationで位相の乱れが残りやすいためと考えられる。なお特に動脈瘤では血管の重なりを避けて診断能を向上させる技術として、再構成の際に不要な部分のデータを取り除くtargetあるいはpartial MIPが有効で広く用いられている。一方狭窄性病変に関しては乱流によるdephasingが主因となって病変を過大評価する傾向

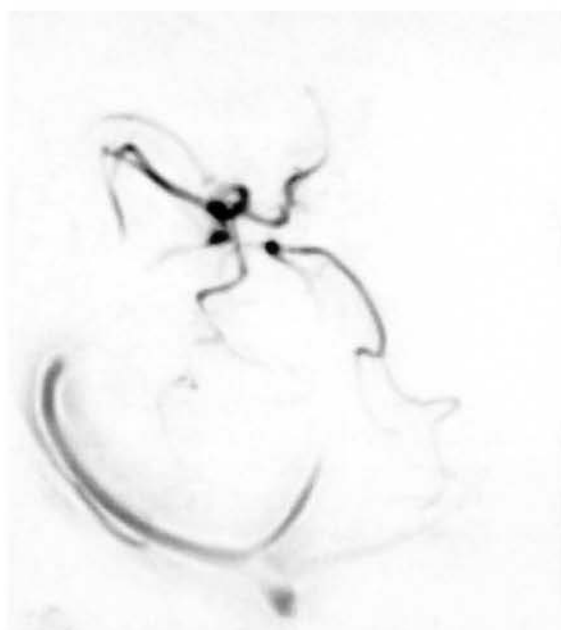


図2 左内頸動脈閉塞症の小児例の2D-PC法のMRA (1歳、男児)
 左内頸動脈とその分枝の描出がない。撮像時間は1分4秒。

が、当初指摘された頸部動脈のみならず頭蓋内でも問題とされてきた¹⁾。これを回避する対策としてTEの短縮が有効であるが、脂肪の信号を抑制して画質を向上させることのできるout-of-phase (1.5Tでは6.8 msecなどの設定)の値が選択されることが多い。

動静脈奇形 (arteriovenous malformation; AVM) もその初診時や治療後の経過観察でMRAが重要な役割を果たしている。AVMは3D-TOF法では流速が低い流出静脈が十分に描出されないことが多く、nidusの全体も明瞭ではない傾向がある。これに対し3DのPC法ではvelocity encoding量 (VENC) を変えることで画像化したい血流速度の上限値 (頭蓋内の動脈であれば40-80 cm/sec、静脈系であれば5-20 cm/sec) を任意に設定できる。従ってAVMの血行動態 (主には短絡速度) に合致した値を選んで撮像することで流入動脈、nidus、流出静脈といったAVMの全体像を1枚の画像に描出可能である。

このほか全身状態が不良であったり、検査時間に余裕のない脳梗塞急性期の症例でWillis輪の主要動脈の概観を得るためにはスキャン時間の短い2D-PC法がしばしば用いられている(図2)。VENCを小さく設定した正中矢状断での本法は上矢状洞の描出にも有効である。また2D-PC法で1方向のみのflow

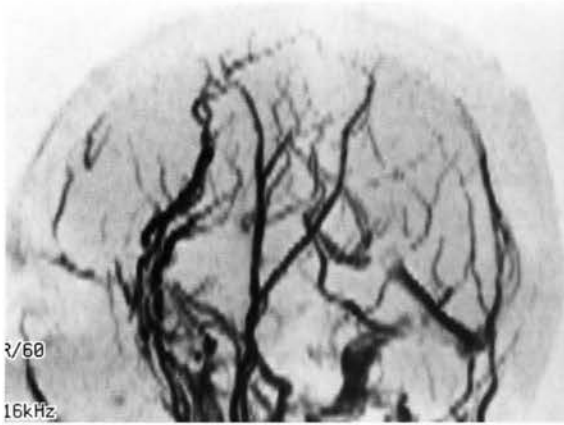


図3 上矢状洞血栓症の2D-TOF法によるMRA(59歳、女性) 下方にpresaturation pulseをかけ、動脈の信号を抑制した2D-TOF法のMRA。上矢状洞の描出がなく、多数の拡張した脳表静脈がみられる。

encodeを反映させた「位相画像」では設定の方向とそれに逆向き方向の血流を白黒の信号で区別することができる。また2D-TOF法は3Dに比してスライス方向の空間分解能が劣り、S/N比も低い、薄いスライス厚を用いることによって強い流入効果が得られる。このため頭部では静脈系の描出に適している(図3)。

II. 最近の新技术

これまで述べてきたように頭部のMRAで臨床的に最も頻用されているのは3D-TOF法であり、ここでは主に本法を基本とした最近の新しい撮像技術を解説する。

1. MTとTONE

プロトンには自由水のものや蛋白質などの高分子に結合し可動性の制限されたものがある。両者の間では「化学交換」や「磁氣的相互作用」よってのエネルギーのやりとりが行われる。MT効果はこの両方の現象により引き起こされ、MRI画像にmagnetization transfer contrast (MTC)と称される新たなコントラストを付加することができる。具体的には、自由水の共鳴周波数から離れたoff-resonanceのRF波を通常のシーケンスの直前に照射することで可動性の制限されたプロトンを飽和させると、それらの信号のみでなくMTによって自由水のプロトンの信号も減少する。この信号減少の程度は人体各組織で差があり、血液は脳実質に比べて小さい。これをMRAに用いれば脳実質の信号を低下させ、血液からの信号を相対的に上昇させることができる²⁾。また、MTパルスをスライ

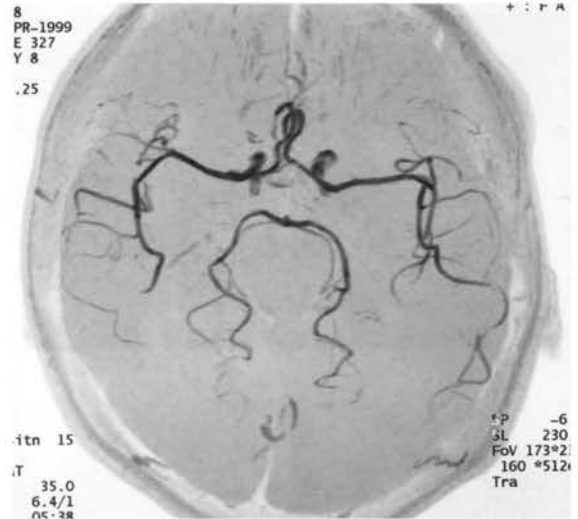


図4 (A)

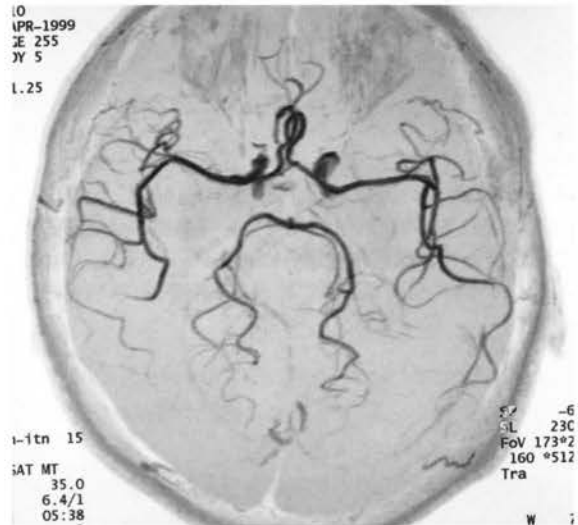


図4 (B)

図4 同一撮像範囲の3D-TOF法のMRAのMT利用の有無による違い(26歳、女性) MTを使用しない場合(A)に比べて使用した場合(B)の方が末梢動脈枝の描出がはるかに良好である。

ス選択的に印加することで脳実質の信号のみを低下させて流入する血液とのコントラストをさらに大きくすることも可能である³⁾。これらの結果として血管の信号を強くして画質、ことに動脈末梢の描出を向上させることが可能になる(図4)。最近の装置では3D-TOF法では自動的にMTCが利用されることが多い。

一般に流入効果は速い血流速度、長いTR、薄いスライス厚といった因子で強くなる。このほかに大きな要素としてRF波のフリップ角がある。フリップ角が大

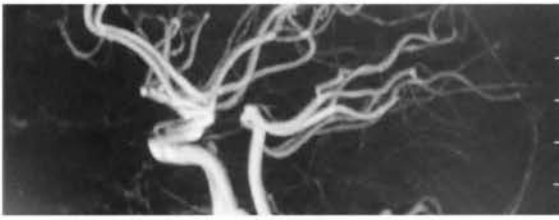


図5 (A)

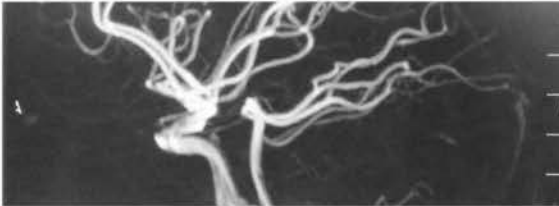


図5 (B)

図5 TONE法の利用の有無による3D-TOF法のMRAの画像の違い(24歳、女性)

スラブ全体を 20° のフリップ角で撮像したMRA (A)と平均では同じ 20° であるがスラブの近位端と遠位端で1:3の比率となるように傾斜させたMRA (B)では、明らかに後者での末梢部の描出が良い。しかし内頸動脈や脳底動脈近位部の信号は前者の方が強い。

きいほど流入効果は強い。3D-TOF法での撮像ではスラブの遠位部に向かうほど繰り返しRF波の照射を受けてプロトンが飽和し、流入効果が減少する。遠位側に向けて大きくなるフリップ角を使うことによってこの末梢での動脈枝の信号の減少を抑制する手法がtilted optimized nonsaturating excitation (TONE)法であり、ramped RFあるいはinclined slab for contrast enhancement (ISCE)とも称されている⁴⁾(図5)。

2. Zero-filling法

本法はMRAの撮像データの後処理の技術のなかで最近注目されているものである。フーリエ変換を行う前のk-spaceの生データのうち、中心に近い部分(低周波成分)は信号が大きく、また画像のコントラストを左右する。一方周辺部分(高周波成分)は信号が小さく、主に輪郭形成に関与する。Zero-fillingとはこの周辺部分をゼロで埋めてしまい、中心部分に入れたデータのみからフーリエ変換で画像を再構成するものである。これによってボクセルの大きさを維持し、少ないデータで従来同等のMRAを短時間で撮像することが可能である。一方、撮像時間を同等にしてパーティションを増加させれば、S/N比が向上し、血管のコントラストや連続性のよいMRAを得ることが可能で

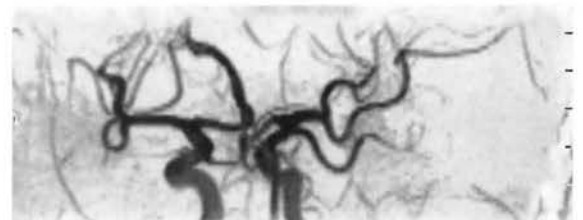


図6 (A)

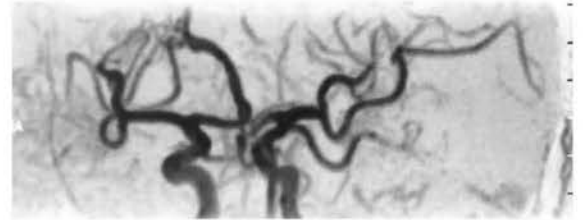


図6 (B)

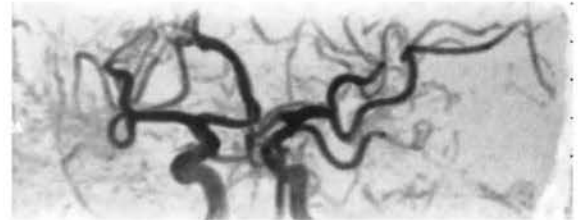


図6 (C)

図6 従来法MRAとturbo MRAの差異(53歳、男性)

(A): 従来法の3D-TOF MRA。スラブ厚 60 mm、パーティション数 60、パーティション厚 1 mmで撮像時間は7分8秒。

(B): turbo MRA。スラブ厚 61.5 mm、パーティション数 44、実効パーティション厚 0.7 mmで撮像時間は4分8秒(従来法の58%)。従来法に比べて階段状のアーチファクトがかなり減少している。

(C): turbo MRA。スラブ厚 60 mm、パーティション数 60、実効パーティション厚 0.5 mmで撮像時間は5分38秒(従来法の79%)。Bに比して末梢動脈の描出が良好である。

ある^{5, 6)}。これら両者の中間で、撮像時間を短縮し、かつ画質を向上させる撮像に設定することもできる(図6)。このzero-fillingの技術を取り入れたMRAはturbo MRAあるいはZIP (zero-fillinterpolation) 法のMRAなどと呼ばれている。

このzero-filling法でのMRAは頸部や腹部などでは撮像時間短縮の利点を造影剤の使用と組み合わせた方法が評価されている。頭部のMRAに関しては画質の向上に重点をおいた臨床応用が主流になると思われる(図7)。この場合、画像処理に要する時間が長く必要になることが実地臨床では難点である。

3. 造影MRA

TOF法によるMRAではGd造影剤を用いることによ



図7 (A)



図7 (B)

図7 前交通動脈瘤症例での従来法MRAとturbo MRAの差異(67歳、女性)

(A): 図6-Aと同様の撮像による。前交通動脈瘤(矢印)が描出されている。

(B): 図6-Cと同一条件でのturbo MRA。動脈瘤(矢印)の内腔の描出が明らかに向上し、血管の連続性や末梢部の描出も良好である。

って血液のT1値を大きく短縮して血流の信号を増加させることができる。これにより動脈系だけでなく、血液の流速の影響が小さくなることによって静脈系の描出能が上昇する^{7, 8)}。頭部のMRAでは動脈瘤、AVM、静脈奇形、狭窄性変化などの検出能が向上する⁸⁾。このうち静脈系が描出されることによるメリットが大きいのはAVMと静脈奇形である。前述のように

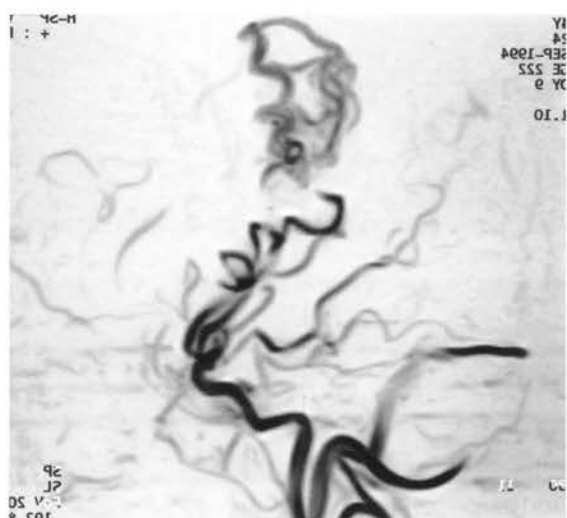


図8 (A)

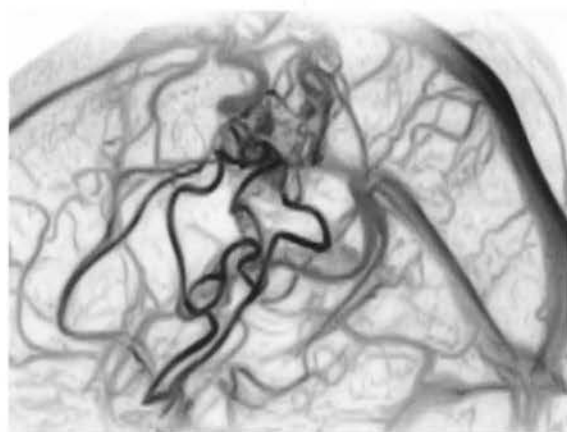


図8 (B)

図8 動静脈奇形での3C-PC法のMRAと造影3D-TOF法のMRA(24歳、女性)

(A): 矢状断で、VENCを30 cm/secに設定した3C-PC法のMRA。Nidusの描出が不良であり、feederやdrainerの細部も判然としない。撮像時間は10分39秒。

(B): 通常量のGd造影剤投与後の横断での3D-TOF法(従来法)のMRA。反対側の脳半球の血管は再構成の際に消去してある。撮像範囲が広いため12分31秒を要したがfeeder、nidus、drainerの詳細が良好に描出されている。

AVMを対象としたMRAでは3D-PC法が一般に選択されてきた。しかし造影3D-TOF法は優れた空間分解能も相まってAVMの各成分を1回の撮像で1枚の画像にほぼ確実に描出することができる(図8)。造影3D-TOF法では多数の動静脈や脈絡叢などが同時に描出され病変に重なってしまうことが欠点であるが、これについてはtarget (partial) MIPでの対処が有効であ

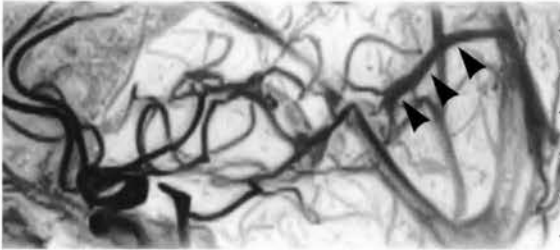


図9 静脈奇形の造影3D-TOF法のMRA (67歳、男性)
右後頭葉の静脈奇形の"caput medusae"と称される特徴的な形態が良好に描出されている(矢頭)。左半球の血管は再構成の際に消去してある。

る。また多くの場合無症候性で治療の対象とならない静脈奇形は、MRIでAVMとは明らかに異なる樹枝状の異常信号や増強効果をみることで診断は可能である。しかしMRAで特徴的な"umbrella sign"あるいは"caput medusae"などと表現される拡張した髄質静脈とそれを集めた太い流出静脈がみられれば通常の脳血管造影は省略可能である。このためのMRAとしてもPC法に比し、造影3D-TOF法のMRAがはるかに有効である(図9)。

一方、前述のturbo MRAをはじめとする各種の高速撮像法の導入とGd造影剤のボラス注入の組み合わせによる造影MRAは現在活発に臨床研究がなされている技術である。このうち腹部や下肢を中心にした領域では高速3次元撮像での造影MRAが目ざされている。いずれの部位でも極力短時間でのデータ収集と、適切なスキンのタイミングを設定することが重要である。すなわち、目標が動脈である場合、造影剤が撮像範囲の動脈内に到達したときにk-spaceの中央付近のデータが得られることが望まれる。このために少量の造影剤の注入でのテストスキヤンや"smart prep"⁹⁾(血管内に設定した関心領域の信号がある閾値を超えた時にスキヤンを開始する)など種々の方法が提案されている。しかし頭蓋内ではいずれの年齢でも血液(造影剤)の通過時間が極めて短いために現状の3次元撮像の時間分解能では通常の血管造影に匹敵する画質のMRAは得られていない。ただし筆者の経験では20-30秒程度の撮像時間でもAVMの場合にはむしろ各構成成分を1度に描出した良好な空間分解能の3次元のMRAを得ることが可能である(図10)。

さらに1回あたりのスキヤン時間の短い2次元での連続撮像を行い、造影剤到達後の画像から前の画像をサブトラクションするMR digital subtraction angiography (DSA)という技法も提唱されている¹⁰⁾。

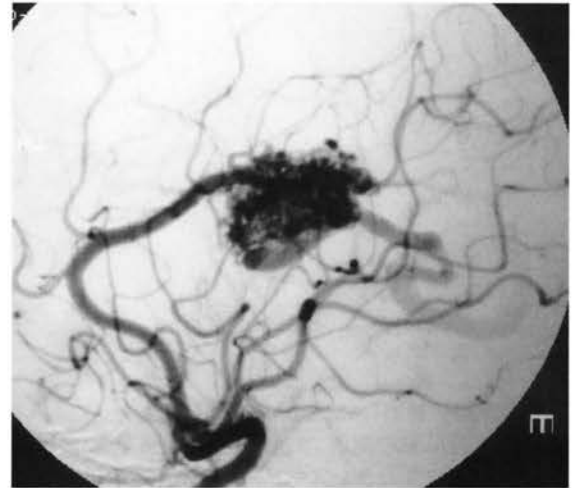


図10 (A)

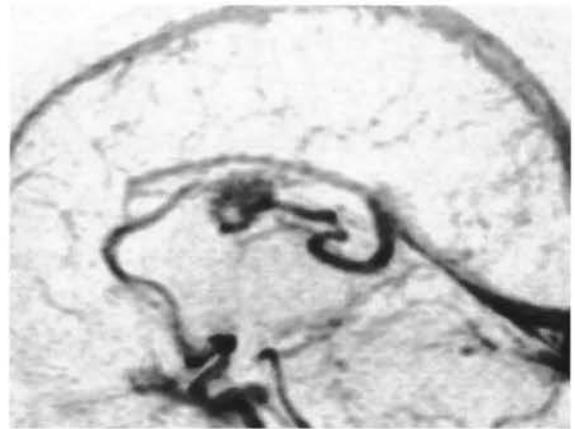


図10 (B)

図10 動静脈奇形の造影3D MRA (14歳、女性)
(A): 通常のDSAの側面像。拡張したpericallosal arteryがfeederとなり、vein of Galenへdrainerが向かうAVMがみられる。

(B): 3D field echo法により32秒で1スキヤンを施行し、造影剤到達後の画像から前の画像をサブトラクションしたものである。矢状断で正中を中心に撮像した。パーティション厚は3 mmとやや大きいのがAVMの各成分が良好に描出されている。

T1強調型のfast spoiled gradient-echo (fast SPGR)あるいはturbo fast low angle shot (turbo FLASH)などのシーケンスを用い、病変を含むように設定した数センチの比較的厚いスライスで1画像当たり1秒前後でGd造影剤の急速静注とタイミングを合わせて撮像する。得られた連続画像からマスク像を選びその後の画像から装置に内蔵された処理機能でサブトラクションを行う。現在の段階では空間分解能や厚いスライスであることによるpartial volume effect、後処

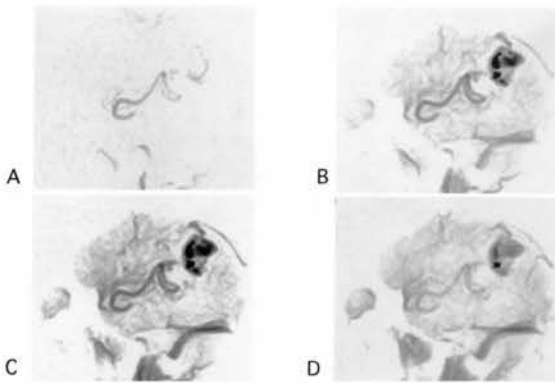


図11 動静脈奇形のMR DSA (66歳、女性)

右頭頂葉のAVMの症例。Turbo FLASH法でGd造影剤の急速静注に合わせ1 スキャン0.61秒で連続撮像を行い、造影剤到達後の画像から前の画像をサブトラクションしたもののうちの4コマを示す。AVMのfeeder、nidus、drainerが良好な時間分解能で認められる。

理に要する時間などに問題があるが、AVMで各成分が分離同定できたり脳腫瘍の血流動態の把握が可能な画像が得られている(図11)。

このほかk-spaceを幾つかに分割し、前述のようにコントラストを大きく決定する低周波部分の信号収集回数を増やし、時間分解能を1スキャン当り2-6秒と高くし、スライス方向にはZIPを行って空間分解能も維持した3D造影MRAである3D-time-resolved imaging of contrast kinetics (3D-TRICKS)なども報告されている¹¹⁾。このように造影剤と高速撮像法を組み合わせたMRAについては今後さらに大きな技術的発展があるものと予想される。

4. その他

撮像法のみならず近年は画像処理の進歩にも注目すべきものがある。頭部のMRAについてはCT angiographyが侵襲性の低い検査法として広く用いられているが、これと同様のvolume renderingあるいはsurface renderingの技術をMRAのデータに応用して3次元表示を行うことも行われつつある(図12)。またMRAで撮像した血管の内腔を内視鏡的に観察するvirtual endoscopyなども可能になっている。ただし現状ではこのような後処理には専用のワークステーションとソフトウェアを要している。

おわりに

これまでほぼ確立した頭部MRAの撮像法を解説す

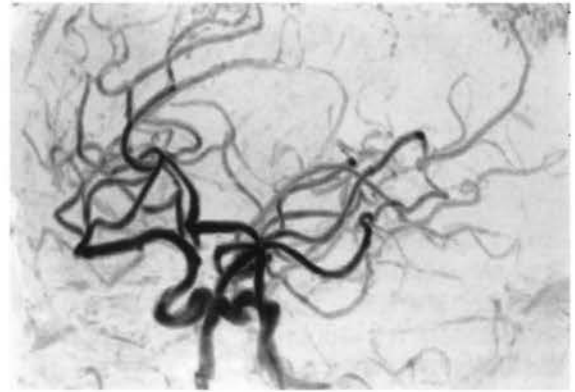


図12 (A)



図12 (B)

図12 3D TOF法MRAのMIP処理表示と3D表示(48歳、男性)
(A): 通常のMIP処理を行った3D TOF法MRAの画像である。
(B): 同一のデータを3次元表示したもので、各動脈枝の立体的関係がAに比してよくわかる。

るとともに、最近のいくつかの技術的進歩について記述してきた。後半で述べたように技術革新はなお目覚ましいものがあり、数年後には本稿の内容のかなりも陳腐化してしまっている可能性が高いと予想される。しかしそれも裏を返せばそれだけMRAに期待されるところが大きいためである。脳血管障害については拡散強調画像や灌流画像などの発展、普及とともにMRI、MRAが日常臨床で占める意義は大きくなる一方と言え、このなかで読者のMRAについての知識を整理して頂くのに多少とも役にたつことができたとすれば幸いである。

参考文献

1. Korogi Y, Takahashi M, Nakagawa T, et al. Intracranial vascular stenosis and occlusion: MR angiographic findings. *AJNR* 18:135-143, 1997.
2. Pike GB, Hu BS, Glover GH, et al. Magnetization transfer time-of-flight magnetic resonance angiography. *Magn Reson Med* 25:372-379, 1992.
3. Miyazaki M, Kojima F, Ichinose N, et al. A novel saturation transfer contrast method for 3D time-of-flight magnetic resonance angiography: a slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) technique. *Magn Reson Med* 32:52-59, 1994.
4. Atkinson D, Brant-Zawadzki M, Gillan G, et al. Improved MR angiography: magnetization transfer suppression with variable flip angle excitation and increased resolution. *Radiology* 190:890-894, 1994.
5. Du YP, Parker DL, Davis WL, et al. Reduction of partial-volume artifacts with zero-filled interpolation in three-dimensional MR angiography. *J Magn Reson Imaging* 4:733-741, 1994.
6. Hylton NM, Simovsky I, Li AJ, et al. Impact of section doubling on MR angiography. *Radiology* 185:899-902, 1992.
7. Marchal G, Michiels J, Bosmans H, et al. Contrast-enhanced MRA of the brain. *J Comput Assist Tomogr* 16:25-29, 1992.
8. Runge VM, Kirsch JE, Lee C. Contrast-enhanced MR angiography. *J Magn Reson Imaging* 3:233-239, 1993.
9. Foo TKF, Saranathan M, Prince MR, et al. Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 203:275-280, 1997.
10. Wang Y, Johnston DL, Breen JF, et al. Dynamic MR digital subtraction angiography using contrast enhancement, fast data acquisition, and complex subtraction. *Magn Reson Med* 36:551-556, 1996.
11. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, et al. Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *Magn Reson Med* 36:345-351, 1996.

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会
〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619