

超高速 3 次元画像を用いた頭部 MR angiography 再構成の試み

天沼 誠, 河本里美, 渡部恒也, 平敷淳子

埼玉医科大学放射線医学教室

はじめに

MR angiography (以下 MAR) は血管内腔を流入する飽和されていないプロトンが周囲軟部組織に対し、相対的に高信号を呈することを応用し、血管像を再構築する方法である。頭部用撮像コイルを用い 3 次元画像のように容積励起型の撮像を行なう場合、頸部から流入する血流は励起パルスの影響を受けないため強い信号を有する。超高速 3 次元撮像法においては頭部全体を短時間で撮像可能であり、空間分解能に優れたスライス厚の小さな画像が得られるため、この画像データは潜在的に高分解能 MRA の原画像としての性格を保持していることになる。今回、 T_1 強調型の超高速撮像法の原画像データを用い、診断に有効な MRA を得ることが可能か否か、同時にこの目的を達するための撮像パラメーター、画像再構成法などについて検討した。

対象と方法

1991 年 5 月より 92 年 6 月までに埼玉医科大学放射線科において頭部 MRI を施行、超高速

撮像法を用いた 54 症例を対象とした。男性 35 例、女性 19 例で、年齢は 7 歳～81 歳、平均 41 歳である。疾患の内訳は頭部外傷 28 例、脳腫瘍 9 例、脳血管障害 3 例、その他 14 例で、うち 5 例は正常ボランティアである。

装置はシーメンス社製 MAGNETOM H15SP (静磁場強度 1.5T) で、パルス系列は preparation pulse に 180° パルスを用いた T_1 強調型の 3 次元超高速撮像法 magnetization prepared rapid gradient echo (以下 MP-RAGE) 法¹⁾を用いた。頭部全体を含む幅 13 ないし 14cm のス

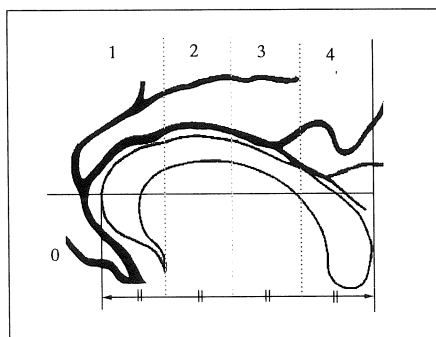


Fig. 1. Score of visualization of the pericallosal artery.

キーワード MRI, MR angiography, ultrafast imaging, 3D imaging, brain

結 果

ラブを設定し矢状断方向にスライス分割した。FOVは25cm、スライス分割数は128とした。空間分解能、撮像時間はパラメーターにより異なるが、面内の位相エンコード数を256、180度パルスからデータ収集開始までの時間（以下TI）を10ないし500msとした場合がそれぞれ1mm×1mm×1.3mm、および約10分であった。繰り返し時間（TR）10ms、エコー時間（TE）3ms、flip angle 10度は可変せず、TI、マトリックスサイズを可変した場合、および造影剤使用時と非使用時での画像を比較した。

(1) TI：TIを10、100、200、300、400、500、1000、2000msの8段階に変化させた。マトリックスサイズは200×256とし正常ボランティア3例での画像を評価した。

(2)マトリックスサイズ：面内の位相エンコード数を128、200、256の3群にわけ、それぞれ5名、25名、7名の画像を得た。TIは200msに固定した。

(3)造影剤：造影剤投与群14例と非投与群25例に分け、得られた画像を比較した。マトリックスサイズは200×256、TIは200msに固定した。

なお、MRA評価の指標として(1)原画像における左右内頸動脈 petrous portion、上矢状洞の頭頂部および後頭部の血流信号のSN比、(2)内頸動脈の血流と眼窩内脂肪との信号比を測定した。また、(3)脳梁周囲動脈の血流信号が脳梁に対してどこまで見えているかを主観的に点数化した（Fig.1）。

画像再構成には maximum intensity projection（以下MIP）法を用いた。頭部全体を含むものと、できるだけ皮下脂肪その他の脂肪組織をはずして再構成領域をウィリス輪周囲あるいは関心領域に限定した partial MIP 法の二通りの方法を試みた。

体動が激しく、画像の評価が困難であった3例を除く51例を検討対象とした。

本法においても従来の3次元高速撮像法と同様に内頸動脈、椎骨動脈など頸部からの流入血管およびその分枝は全例で高信号を呈した（Fig.2）。

(1) TI：内頸動脈血流のSN比、および血流/脂肪信号比はTIの長さによらず、ほぼ一定の値を示した（Fig.3）。左右の血流信号に有意な差は認められなかった。しかし、脳梁周囲動脈の描出能はTIの延長とともに向上しており、500ms以上ではほぼ一定となる傾向がみられた（Fig.4, 5）。上矢状静脈洞内の血流の信号は内頸動脈に



Fig.2. Sagittal MR-PAGE image of the brain (TR/TE/Flip angle/TI=10/4/10/200). Note strong flow signal of the anterior cerebral artery.

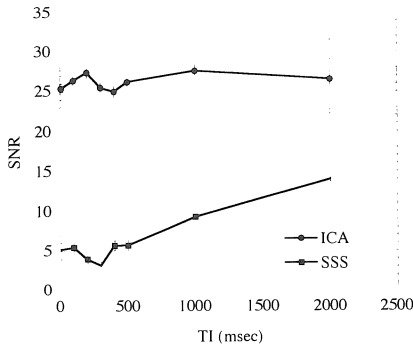


Fig.3. Signal to noise ratio (SNR) of the flow vs inversion time (TI). Flow within the internal carotid artery (ICA) revealed almost constant SNR regardless of TI value whereas flow within the superior sagittal sinus had a stronger signal with longer TI. SNR of the ICA is much higher than that of SSS.



Fig.4. Sagittal MP-RAGE images of the same subject with different inversion times (TI). From the top left images with 10, 100, 300, and 500ms TI respectively. Note better visualization of the pericallosal artery with longer TI.

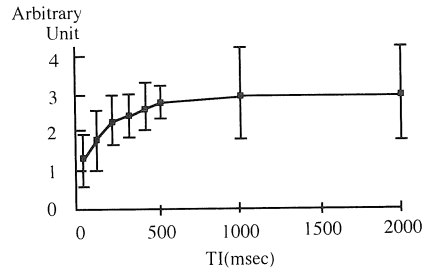


Fig.5. Visualization score of pericallosal artery vs TI. Up to 500 ms more peripheral region of the branches was demonstrated with longer TI. More than 500 ms its visualization was constant.

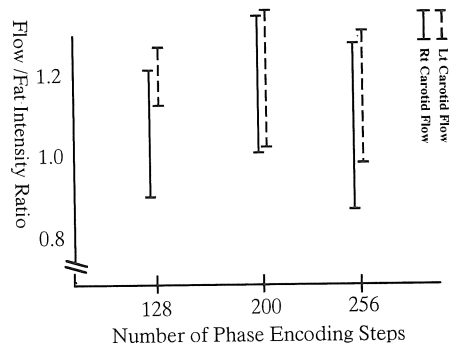
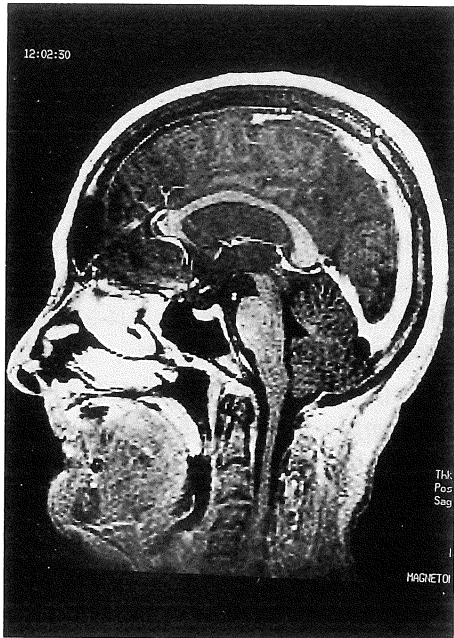


Fig.6. Flow/Fat intensity ratio vs number of phase encoding steps. The ratio was constant regardless of matrix size.

比して明らかに低下していた (Fig.3).

(2)面内の位相エンコード数 128, 200, 256 に対するSN比はそれぞれ 31.0 ± 5.9 , 26.7 ± 4.1 , 20.8 ± 6.0 でマトリックス数の増加に伴い減少した。しかし血流/脂肪信号はこの値に無関係に一定であった (Fig.6)。

(3) Gd-DTPA の投与により血流信号は明らかな上昇がみられ、特に静脈系でこの傾向が強かった (Fig.7)。このため静脈を強調したMRAの可能性が考えられたが周囲の脂肪信号のため再構成画像は必ずしも診断に有効なものとはならな



かった。

ウィリス輪周囲のMRAに関しては、頭部全体の再構成像に比して partial MIP 法が明らかに優れていた (Fig.8, 9)。

Fig.7. Sagittal MP-RAGE image with 0.1mmol/kg of Gd-DTPA. Flow within the venous sinuses shows increased signal intensity.

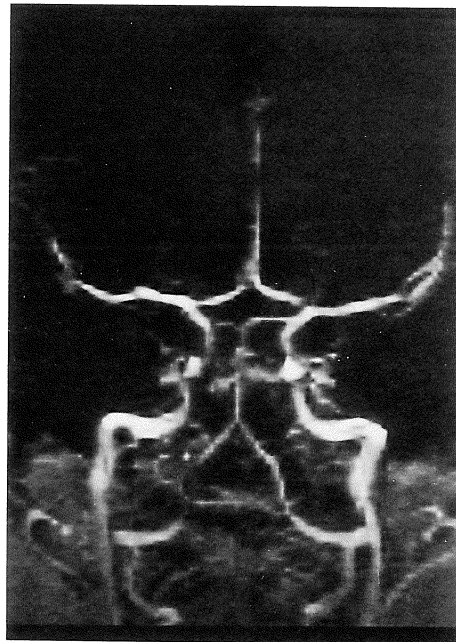
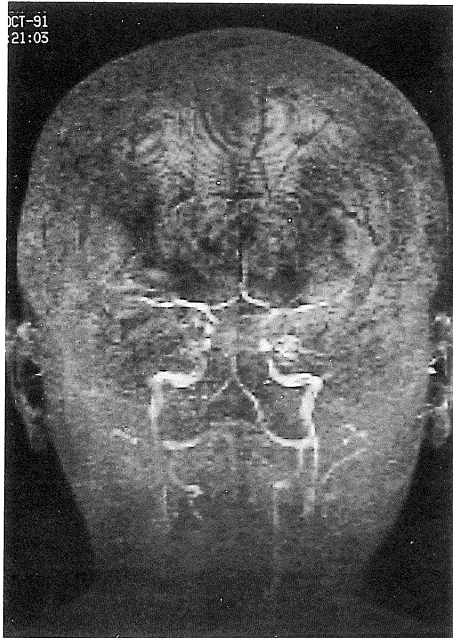


Fig.8. Reconstructed MR angiograms around the circle of Willis from (a) whole image data, and (b) selected image volume avoiding subcutaneous fat tissue. Excellent MR angiogram was obtained with partial MIP method.

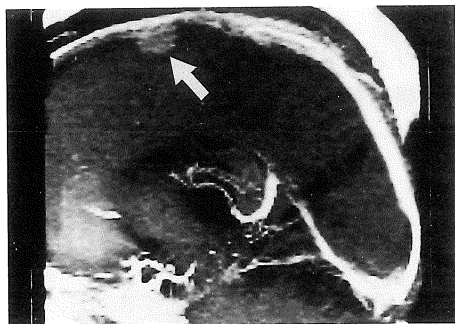


Fig.9. Reconstructed MR venogram from the selected sagittal slices after Gd-DTPA administration. Venous sinuses are well visualized. Enhancing parasagittal meningioma (arrow) is also demonstrated.

考 察

Haase らによってハード上の問題の少ない新しい超高速撮像法が紹介されて以来²⁾, 多くの臨床応用が試みられ, MRA への応用も報告されている^{3),4)}. MP-RAGE 法はこの方法の3次元への拡張であり, いまだその画質評価は定まっていないものの多くの領域で期待がもたれ有用性が検討されつつある⁵⁾⁻⁸⁾. この撮像法の利点は, 従来の3次元画像の特徴である高い空間分解能に加え, 優れたコントラストを持つ画像が短時間で得られることである. Preparation pulse に180度パルスを用いた場合, inversion recovery 法に匹敵する T_1 コントラストを得ることが可能である^{1),9)}.

動脈血流は繰り返す RF パルスの影響が小さく強い信号を呈する. しかし撮像領域が頭部全体となるため, 静脈は限られた厚みのスラブを設定する通常の3次元撮像法と異なり, 撮像範囲外から流れ込む血流成分がない. このため血流速度の比較的大きな上矢状洞などでもその信号は抑えられる. 従って MP-RAGE 法では presaturation pulse を用いなくとも静脈の信号抑制が可能であり, これによる TR の延長の必要性がないことは撮像時間の点からも利点と考

えられる.

しかし, 本法から MRA を再構成するうえでいくつかの問題点がある.

第1は血流以外の組織の信号抑制が十分でないこと, とりわけ縦緩和時間の短い脂肪が高信号を呈することである. 今回の検討では血流と脂肪の信号比は TI を長くすることにより増大する傾向がみられた. これは比較的短時間で縦緩和が完了し, ある程度以上の長さの TI ではその影響を受けにくい脂肪に対し, スラブ内に流入して信号を呈する動脈血流の量が TI の延長とともに増加するためと考えられる. したがって長めの TI を用いることが MRA 再構成上有利と考えられたが, TI を 500ms 以上にすると白質・灰白質間のコントラストは低下し, MP-RAGE 本来の目的にそわなくなる⁹⁾. 同時に TI の延長は撮像時間の延長にもつながり, この方法による MRA 画像の改善は実際的ではないと考えられた. なお, 脂肪の短い T_1 緩和時間を利用して short TI inversion recovery 法にみられるように短い TI を用いることにより脂肪信号を抑制する方法が考えられる^{10),11)}. しかし本法において 0.6 ないし 1.3 秒のデータ収集時間が必要なため, 十分短い TI を用いたとしてもデータ収集の中心において脂肪信号の回復が進んでしまっており, その抑制は困難である. 位相エンコードのリオーダリングが可能になれば, データ収集の中心を脂肪のいわゆるヌルポイントに設定することで信号抑制が可能になるかもしれない^{12),13)}.

マトリックス数の変化は血流・脂肪信号比には影響しておらず, この因子は空間分解能と撮像時間との兼ね合いで決めていくべき問題と思われる.

第2点は動脈近位部の描出能はよいが末梢にいくほど信号が低下するという3次元 MRA に共通した問題である. 本法では撮像領域が広いために末梢での信号低下はより大きな問題となる. 血流信号を強調する観点からは血管の走行と直交する方向に近い軸位断面でデータ収集を行うことが望ましい. しかし本研究における傾

斜磁場の限界から、スライス選択方向に頭部全体を含むことが可能な矢状断と異なり、軸位方向のデータ収集では頸部以下の折り返しアーチファクトが無視できない問題となる。同部位に presaturation pulse を加えることはTRの延長をもたらすのみならず、血流信号を抑制してしまうために不可能と考えられる。Gd-DTPAは血液の緩和時間を短縮するのでこの薬剤の併用は末梢領域での血管の描出能を改善する。しかし静脈系の信号上昇は再構成後の画像を煩雑なものにし、かならずしも画質の改善につながるものではなかった。むしろこの薬剤を併用した場合、静脈信号の上昇を利用してMR venographyとしての応用が示唆された。

TI以外の撮像パラメータを変化させることでも血流信号を強調できる可能性がある。しかしTRを延ばすことは撮像時間の延長につながり、この撮像法本来の目的から逸脱することになる。Flip angleを大きくすると、2次元超高速撮像法ではそのコントラストの条件が成立しにくいことが指摘されている²⁾。また、各TR間に残存する横磁化の成分が大きくなりアーチファクトの原因となる。Spoilerを用いずにTRを最小限にするパルス系列の構造からこれらのパラメータの変動の可変域は小さいと考えられる。

以上の問題点からT₁強調型MP-RAGE本来の高コントラスト画像と頭部全域での超高速MRAを両立させることは現時点においてなお限界があると考えられる。T₁強調型のコントラストを保持した画像においては脂肪と血流がほぼ同程度の信号強度を呈するため通常のMIP処理から得られるMRAは診断に有効ではない。高画質のMRAが短時間で得られるようになった現在、MP-RAGE法をMRAを主な目的として使うことは現実的ではない。MRAとしての最も有効な活用法は再構成領域から血流以外の高信号構造を外し、より血管の描出能を向上させるpartial MIP法を用いることであろう。多断面再構成(MPR)処理のためのデータの読み込みが行なわれた状態からならばそのまま撮像領域を

絞ってMIP処理が可能であり、1方向あたり数秒の再構成時間はルーチンの検査の合間に十分施行可能と考えられた。ただし再構成領域を直方体としなければならないソフト上の制約があるため頭蓋内の周辺部に存在する血管に対してはその適応に問題が残った。

結 語

- 1) MP-RAGE法の画像データよりMRA再構成を試みた。
- 2) TIの延長により末梢血管の描出能は改善するが画像本来のT₁コントラストが失われた。
- 3) Gd-DTPA投与のMRAの画質改善への寄与には限界があるがMR venographyへの応用が示唆された。
- 4) Partial MIP法の利用によりウイリス輪周囲の簡易的MRAとして有効であった。

なお、本稿の要旨は第19回日本磁気共鳴医学会(1992年、東京)において発表した。

文 献

- 1) Mugler JP, Brookeman JR : Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). *Magn Reson Med*, 15 : 1528-1537, 1990.
- 2) Hasse A : Snapshot FLASH MRI. Application to T₁, T₂, and chemical-shift imaging. *Magn Reson Med*, 13 : 77-89, 1990.
- 3) Matthaei D, Haase A, Henrich D, Duhmke E : Cardiac and vascular imaging with an MR snapshot technique. *Radiology*, 177 : 527-32, 1990.
- 4) Edelman RR, Manning WJ, Burstein D, Paulin S : Coronary arteries : Breath-hold MR angiography. *Radiology*, 181 : 641-643, 1991.
- 5) Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Nitz WR : MP RAGE : A three dimensional, T₁-weighted, gradient-echo sequence-Initial experience in the brain. *Radiology*, 182 : 769-775, 1992.
- 6) Runge VM, Kirsch JE, Thomas GS, Mugler JP : Clinical comparison of three-dimensional MP-

- RAGE and FLASH techniques for MR imaging of the head. *J Magn Reson Imag*, 1 : 493-500, 1991.
- 7) Gay SB, Janus CL, Brookeman JR : Magnetization prepared rapid gradient echo (MP-RAGE) MR imaging of the liver : Comparison with spin echo imaging. *Magn Reson Imag*, 9 : 469-476, 1991.
- 8) 長谷川 真, 天沼 誠, 水野英明, 他. 三次元超高速撮像法による脳幹部MRI. *日磁会誌*, 第19回講演抄録集, 165 : 221, 1992.
- 9) 河本里美, 天沼 誠, 榎本京子, 他 : 頭部MP-RAGE法におけるコントラストの基礎的検討. 三次元超高速撮像法による脳幹部MRI. *日磁会誌*, 第19回講演抄録集, 3 : 59, 1992.
- 10) Dwyer AJ, Frank JA, Sank VJ, Reinig JW, Hickey AM : Doppman JL ; TI-Short-Ti inversion-recovery pulse sequence : Analysis and initial experience in cancer imaging. *Radiology*,; 168 (3) : 827-836, 1988.
- 11) Shuman WP, Lambert DT, Patten RM, Baron RL, Tazioli PK : Improved fat suppression in STIR MR imaging : Selecting inversion time through spectral display. *Radiology*,; 178 (3) : 885-887, 1991.
- 12) Chien D, Atkinson DJ, Edelman RR : Strategies to improve contrast in turbo FLASH imaging : Reordered phase encoding and k-space segmentation. *J Magn Reson Imag*, 1 : 63-70, 1991.
- 13) Edelman RR, Wallner B, Singer A, Atkinson DJ, Saini S : Segmented turbo FLASH : Method for breath-hold MR imaging of the liver with flexible contrast. *Radiology*, 177 : 515-521, 1990.

Reconstruction of the MR Angiograms from the Data of the Three Dimensional Ultrafast Imaging of the Head

Makoto AMANUMA, Satomi KAWAMOTO, Tsuneya WATABE,
Atsuko HESHIKI

*Department of Radiology, Saitama Medical School
38 Morohongo, Moroyama, Iruma, Saitama, 350-04*

MR angiograms were reconstructed in 54 cases using image data of inversion recovery type three dimensional ultrafast technique. Maximum intensity projection algorithm with selected reconstruction field provided excellent arterial images around the circle of Willis. Although longer TI provided better visualization of the vessels, T_1 -contrast of the original images was less. Intravenous Gd-DTPA administration increased flow signal and suggested the possibility of the MR venography while it degraded arteriograms. High fat signal and saturation effect of the flow in peripheral region were critical problems, requiring further technical improvement. This method could provide 3D MR angiograms without need for further examination time, nevertheless it is not superior to usual gradient echo MRA.