

MR 血管撮影における信号強度に影響を 及ぼす測定因子の実験的検討

新里 仁 哲

熊本大学医学部放射線科

はじめに

MR 血管撮影は流体中のプロトンと静止しているプロトンの信号強度の差を画像にする MR 撮像法である。本法の撮像原理には time of flight 法と phase contrast 法が用いられ、各々の撮像パルス系列が組み立てられている。流体（血流）の信号強度は種々の因子によって影響を受け、血管の描出能に変化がみられる。各装置ごとに信号強度と各因子との関係を実験的に検討することは、MR 血管撮影の読影に役立つばかりでなく、画像向上のための撮影条件の選択にも重要である。

流体中のプロトンの信号強度に影響する主な因子には、流速、流れの方向、流れの種類（定常流、拍動流、乱流など）、流体の T_1 値、プロトンの飽和度（saturation）などがある。また撮像条件によっても血流の信号強度は変化し、撮像シーケンス（TR, TE, flip angle）、測定スラブの厚さ（slice volume or slab）、スライス厚（slice thickness）、数、方向などが含まれる^{1),2)}。これらの種々の条件と信号強度とは相互に複雑な関係を示すことが知られている³⁾⁻⁶⁾。

本研究では流速の変更可可能な実験装置を試作

し、MR 血管撮影における種々の測定因子と信号強度との関係をいくつかの血管モデルに水道水を定常流で流しながら time of flight 法を用いて検討した。

方 法

A. 使用装置および撮像法

使用機種は、超電導 MR 装置 Magnetom (SIEMANS 社、静磁場強度 1.5T) であり、head coil を用いて信号の収集を行った。撮像は 3D FISP (fast imaging with steady-state precession) または 2D FLASH (fast low angle shot) で行い、3D FISP では TR 30-60 ms, TE 7-17 ms, flip angle 10-80 度, matrix 256×256, slice volume 3-7cm で、32 または 64 分割 (partition), acquisition 1, FOV 25cm の条件で行った。2D FLASH では TR 40ms, TE 10ms, flip angle 25 度, matrix 256×256, slice thickness 2mm, FOV 25cm の条件にて撮像した。また読み取り勾配磁場方向とスライス選択勾配磁場方向に、速度補償勾配磁場を加えた。付加的な実験により、FLASH, FISP による信号強度の変化を測定したが、2D, 3D ともに FLASH あるいは FISP 法

キーワード MR angiography, time of flight effect, experimental evaluation

* 現 水俣市立総合医療センター放射線科

による結果に大差はなかった。

B. 実験装置

Fig.1 の様な流速の変更可能な閉鎖回路の実験装置を試作した。約 2.5m の高さから水道水を定常流として head coil の中に入れた流体モデルに持続的に流しながら、実験を行った。MR 血管撮影は 3D 法または 2D 法による rephase 画像を撮像した後、MIP (maximum intensity projection) 処理をした。なお流速は回路の途中にある弁によって調節し、flow meter により流速値を求めた。

実験には 3 種類の流体モデルを用いた。一つは水道水で満たされたアクリル製の円柱 (直径 10cm, 長さ 20cm) に、二本の内径 7mm のアクリル管を通し、その中に水道水を流し定常流モデルを作った (Fig.2)。第二の流体モデルは、水道水で満たされたプラスチック製のコンテナ (長さ 25cm, 幅 18cm, 高さ 10cm) の中で二本の柔軟性のある内径 4mm のシリコン管を交差させて三次元血管モデルを作成した (Fig.3)。第三に狭窄モデルとして、内径 10mm のプラスチッ

ク管を加熱処理して狭窄率 0, 30, 50, 70% の四段階の狭窄を作成し、同様に水道水で満たされたプラスチック製のコンテナの中に入れ、実験を行った (Fig.4)。

C. 検討方法

信号強度の検討は、管の中の流水の信号強度を静止したバックグラウンドの信号強度で除した値を contrast ratio (CR=Flowing water signal intensity/Background signal intensity) とした。Contrast ratio (以下 CR と略) の値が血管の描出能を示す目安として撮影条件を検討した。ただし管の中央に関心領域を設定し、流水の信号強度を測定した。さらに種々の血管モデルを使って 2D FLASH または 3D FISP にて撮像し、スライス方向、スライス幅、あるいは狭窄率に伴う信号強度の変化を CR を用いて検討した。

検討項目

a. 撮像パラメーターの検討

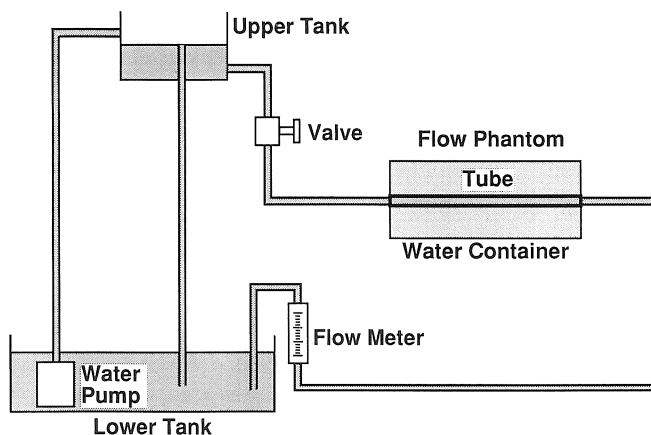


Fig.1. Experimental set-up for MR angiography

Experimental set-up is a closing system with the upper tank located about 2.5m above the flow phantom. Tap water is steadily flowing in the tube and flow rate can be changed by the valve.

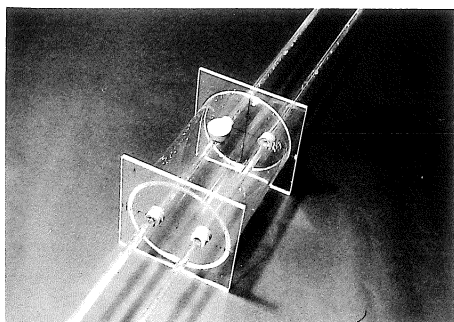


Fig.2. Flow phantom (1)

Cylindrical flow phantom having two acrylic tubes of 7mm in inner diameter and 100cm in length. The outer container has a diameter of 12cm.

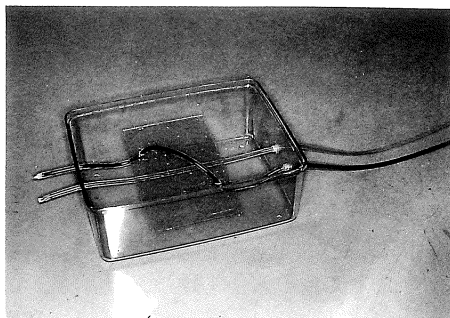


Fig.3. Flow phantom (2)

Two silicon tubes are crossing three dimensionally in the water container. The inner diameters of tubes are 4mm.

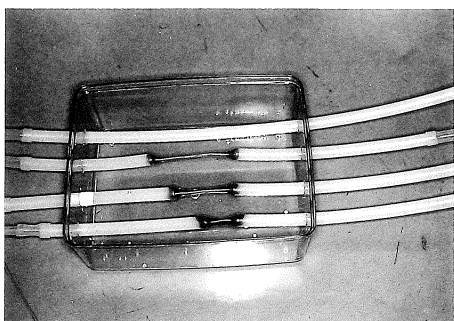


Fig.4. Flow phantom (3)

Four plastic tubes are placed in the water container. The inner diameter of the tubes is 10mm and stenotic rate of the tubes are 70%, 50%, and 30%.

3D FLSP を用いて、流れに平行な slice volume で撮像した後、MIP 画像にて CR を計測し、以下の項目について検討した。

- 1) Flip angle と CR の関係：定常流モデルの二本の亚克力管に、各々 60cm/s, 15cm/s の速度で水道水を流し、TR (30ms), TE (15ms) を一定にした状態で、flip angle を変えながら亚克力管内の流入部の一定の部位で CR を計測した。
- 2) TR と CR の関係：速度 (60cm/s) および TE (12ms) を一定にし、flip angle と TR を変えながら CR を測定した。

- 3) TE と CR の関係：TR (30ms), flip angle (25 度) を一定にし、TE を変化させながら CR を測った。
- 4) 速度と CR の関係：Flip angle (25 度), TR (40ms), TE (7ms) を一定にし、流速を変えながら CR を測定した。

b. 撮像方向、スライス幅の検討

三次元血管モデルを用い 3D FISP または 2D FLASH にてスライス方向、スライス幅による CR の変化をみた。

なお流れの方向に対して平行に slice volume を選択する時を coronal section, 流れの方向に対して垂直にスライスを設定する時を axial section, 3 次元の、もう一つのスライス方向を sagittal section と定義した。

c. 狭窄管内の流体の信号強度の検討

狭窄モデルを使い、3D FISP の coronal section にて撮像した後、流入部より狭窄部周辺を五つの部位に分け、CR の変化を調べた。

結 果

a. 撮像パラメーターの検討

- 1) Flip angle と CR の関係：TR, TE を一

定にし、flip angle を変化させた場合、速度の速い流体 (60cm/s) は flip angle 25 度くらいで最高の CR を示し、速度の遅い流体 (15cm/s) では 15 度程度で最大値を呈した。すなわち流体が速度 15-16cm/s の範囲では flip angle を 15-25 度にするとも最も高い CR が得られた (Fig.5)。

- 2) TR と CR の関係：速度と TE を一定にして、flip angle を三段階に変えて TR を変化させた場合、この実験における TR が 30-60ms の範囲での CR は TR を大きくしても著明な変化はなかった (Fig.6)。

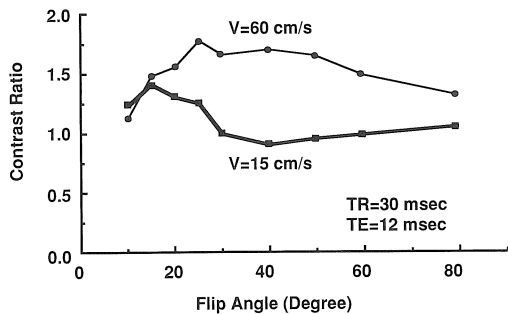


Fig.5. Relationship of flip angle to contrast ratio. When TR and TE are fixed, contrast ratio showed the maximum value at flip angles of 15-25 degrees.

- 3) TE と CR の関係：TR, flip angle を一定にし、TE を変えた場合、TE を長くするにしたがい速度の速い流体の CR は低下したが、速度の遅い流体の CR は、やや増加か、ほとんど変化がなかった (Fig.7)。
- 4) 流速と CR の関係：Flip angle, TR, TE を一定にし、速度を 0cm/s から 70cm/s まで変化させた場合、流速が 40cm/s 程度までは CR は、やや増加したが、それ以上では低下する傾向があった (Fig.8)。

- b. 撮像方向、スライス幅などの検討

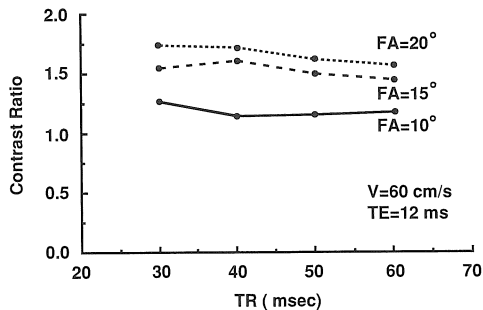


Fig.6. Relationship of TR to contrast ratio. When flow velocity and TE are fixed, contrast ratio does not change markedly even in various TR alterations.

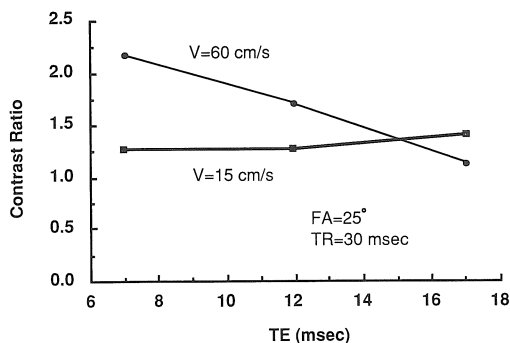


Fig.7. Relationship of TE to contrast ratio. When TR and flip angle are fixed, contrast ratio of faster flow decreased, but that of slower flow shows no change or slight increase.

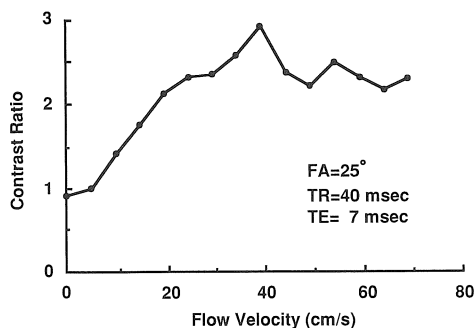


Fig.8. Relationship of flow velocity to contrast ratio. When flip angle, TR and TE are fixed, contrast ratio increases slightly at faster flow velocity.

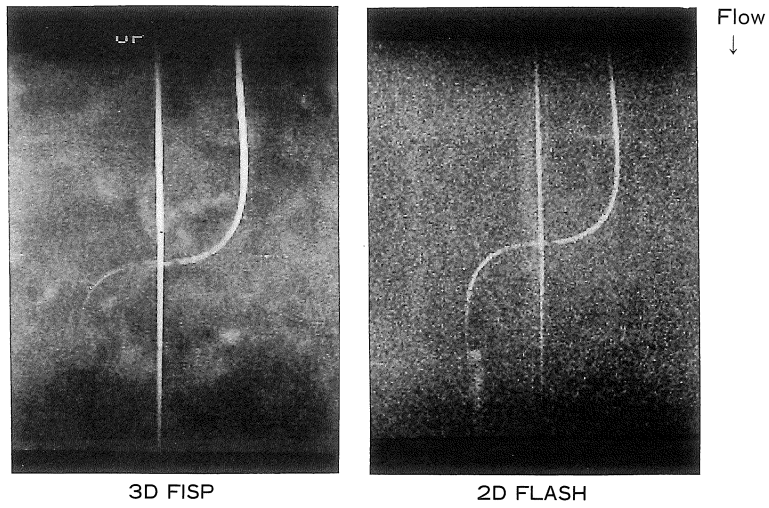


Fig.9. Comparison of 2D FLASH and 3D FISP

When coronal sections of 2D FLASH and 3D FISP were compared in same flow velocities, decrease of intensity due to saturation is not so remarkable in 2D FLASH, but signal to noise ratio is decreased.

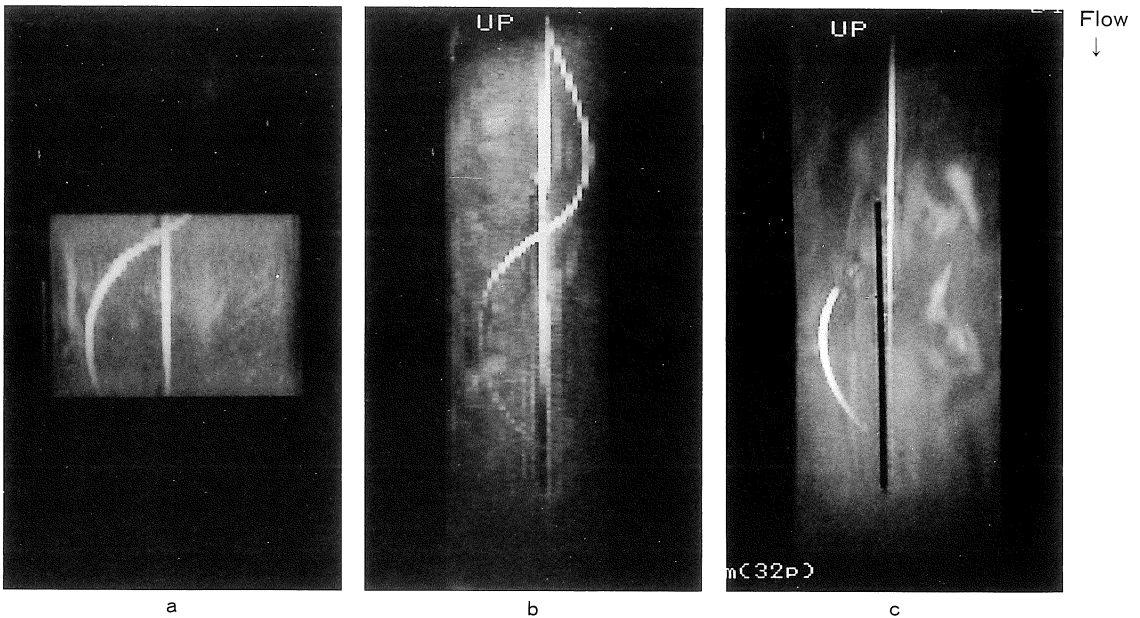


Fig.10. Comparison of signal intensities in different slice directions.

- (a) Axial slab section with sagittal reconstruction.
- (b) Coronal slab section with sagittal reconstruction.
- (c) Sagittal slab section with sagittal reconstruction.

Axial slab section shows least decrease of signal intensity due to saturation of protons.

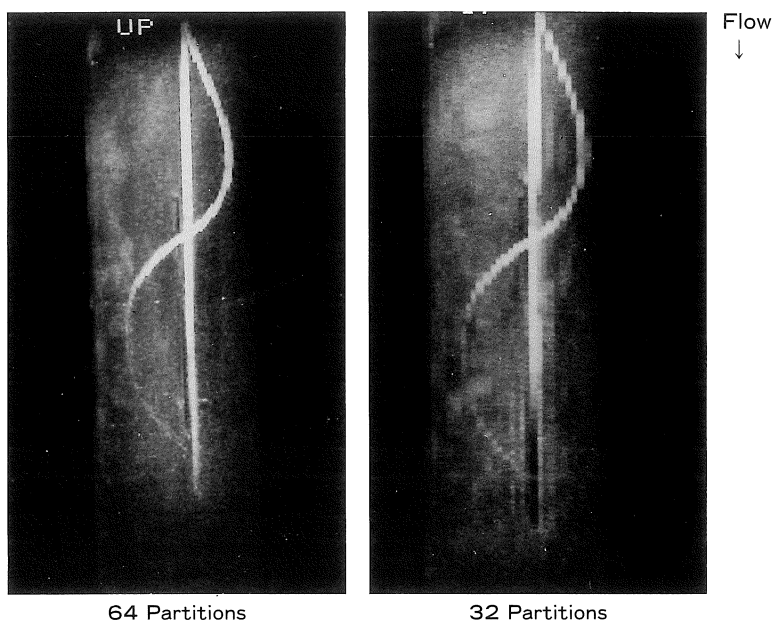


Fig.11. Comparison of image quality in different partitions of 3D FISP. 64 partitions is better than 32 partitions with less step ladder artifacts.

- 1) 3D FISP と 2D FLASH の比較：一定の流速 (27cm/s) で 2D FLASH と 3D FISP の coronal section でくらべると、曲線状の走行をしたシリコン管では 2D FLASH の方が下流の信号の低下が少なかったが、全体的に S/N 比 (signal to noise ratio) は低下した (Fig.9).
 - 2) 撮像方向による信号強度の変化の検討：3D FISP でスライスの方向による信号強度の変化は、axial section が最も飽和に伴う信号の低下が少なかった (Fig.10).
 - 3) スライス幅による信号強度の変化の検討：3D FISP の画像ではスライス分割の数が多ほど、階段状の step ladder artifact が減少し画質が向上した (Fig.11).
- c. 狭窄管の信号強度の検討
- 1) 流入部より狭窄部 (Fig.12a, 12b, 12c) にかけての CR は、狭窄率が大きくなるに従って低下する傾向があったが、position 5 (流出部) (Fig.12e) では全

体的に CR が低下した。

- 2) position 1 (流入部) (Fig.12a) では流速が 20-25cm/s 以上になると全体的に CR が低下する傾向がみられたが、position 3 (狭窄部) (Fig.12c) では狭窄率 70% 以外、CR の低下する傾向は認められなかった。

考 察

撮像パラメーターを種々に変化させ、信号強度の変化を実験的または臨床画像上で調べ、流量の定量をしたり、撮影パラメーターと信号強度との関係を調べた文献^{3)~6)}が認められる。MR 血管撮影では、TE を短くしたり、presaturation や motion-compensation gradient などの方法で、流れのある血管の信号強度を最大にする試みがなされてきた⁶⁾。本研究では流速を変えることができる実験装置を試作し、種々の血管モデルに水道水を定常流で流しながら撮像パラ

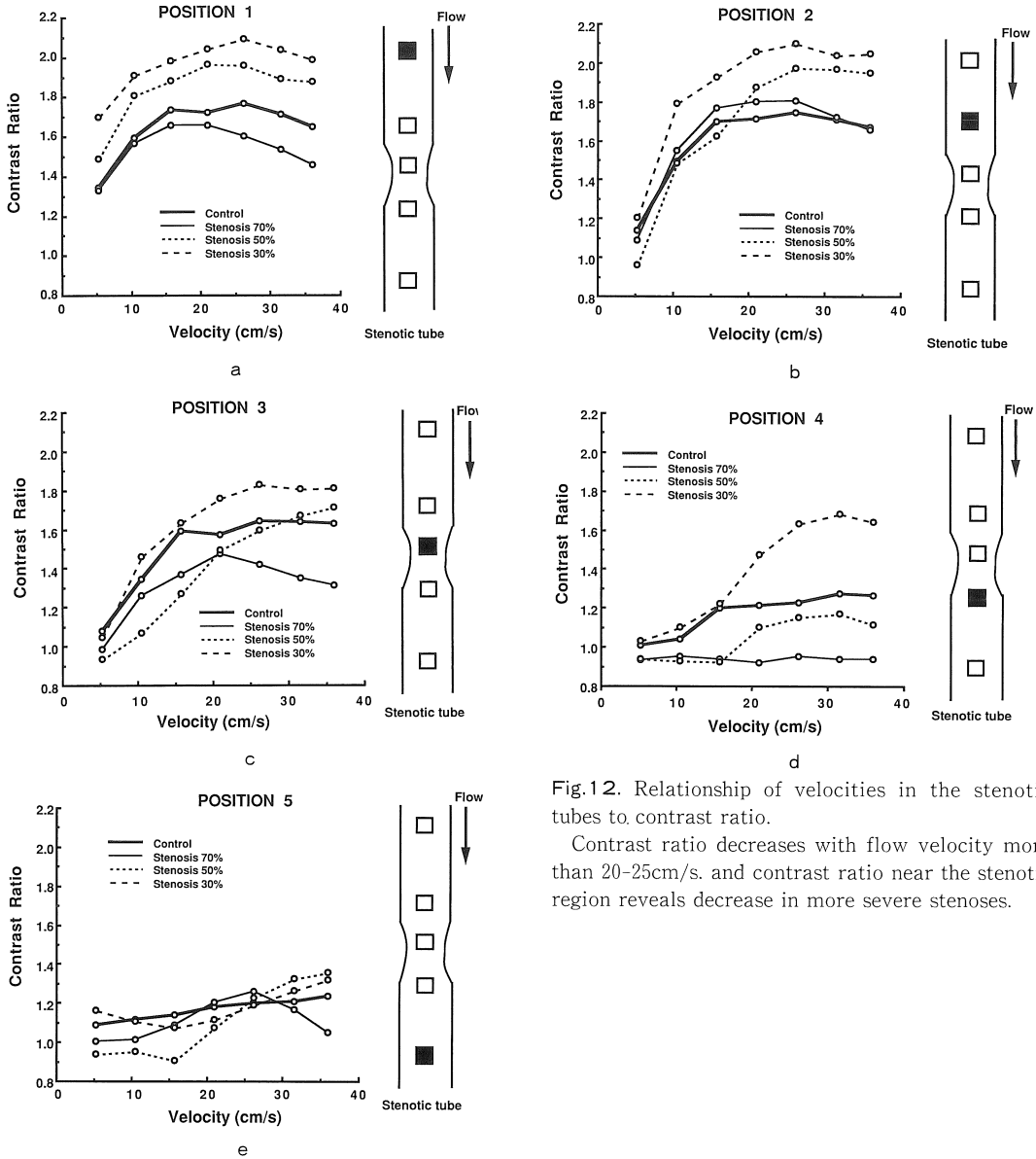


Fig.12. Relationship of velocities in the stenotic tubes to contrast ratio.

Contrast ratio decreases with flow velocity more than 20-25cm/s. and contrast ratio near the stenotic region reveals decrease in more severe stenoses.

メーターと信号強度との関係の実験を行った。
 この実験では flip angle を変化させた場合の CR は、flip angle 15-25 度で最適と思われたが、速度が遅い場合は、速い場合に比べて flip angle は小さい方が CR は良くなった。臨床例で検討した文献でも、flip angle は 15-40 度が適当であると報告されている^{6),7)}

TR の変化による信号強度の違いは、理論的には TR が長くなれば信号が回復する割合が高くなり、CR も良くなるため、より遅い流速の存在する末梢血管まで描出される⁵⁾。しかし、実験上は TR を 30-60ms の範囲で変化させても、CR の著明な改善はなかった。その原因としては、実験に使った管内の流速が 60cm/s と比較的速

いため、信号が回復する度合いが少なかったと考えられる。

TEの変化による画像の違いは、TEが長くなればなるほど、CRが低下するため画質は劣化する。この実験ではTEを長くするにしたがい速度の速い管のCRは低下したが、速度の遅い管のCRは、やや増加か、ほとんど変化がなかった。流速が乱流のおこる程度に速い場合、TEを変えると、 T_2 による信号減衰以上に乱流の効果がでるため、さらに短いTEの方がより強い信号が得られることが予想される。したがってTEはできるだけ短い方がよい。

現時点におけるMR血管撮影の問題点には、1) 流体中のプロトンの飽和 (saturation)、2) 乱流、3) susceptibility artifactsなどに伴う信号強度の低下などがある。第一のプロトンの飽和の程度は流速、slice volume、血管の走行方向などに依存するため、その信号強度の低下を防ぐ方法としてslice volumeを小さくとり、multislab acquisitionで撮影したり、二次元のMR血管撮影をするなど、種々の工夫が行われている^{7)~10)}。第二の乱流に伴うflowの研究も報告されているが^{11),12)}、乱流の発生はReynolds number (Re) によって予知することができる。Reynolds numberは $Re = (\text{density} \times \text{velocity} \times \text{tube diameter}) / \text{viscosity}$ で定義され^{13),14)}、一般にReynolds numberが2100以下の場合、層流 (laminar flow) の状態であるが、一方2100以上の場合には層流から乱流へと遷移するといわれている。内径10mmのプラスチック管では、流速が20cm/s以上の時にReynolds numberが2100以上になり、狭窄モデルに用いた4本のいずれの管においても定常流が乱流の影響を受けるようになると思われる。今回の実験で狭窄部におけるCRの変化は、狭窄率が70%の管では流速が20cm/sをこえるとCRは低下するが、その他の管のCRの低下する傾向は見られなかった。これは乱流が存在するからといって、かならずしもCRが低下するとは限らないこと¹⁵⁾を示唆してと思われる。しかし乱流による

信号強度の評価は、流体の粘稠度、濃度、温度などに影響され、さらに管の内壁の状態、狭窄の有無、拍動流、定常流などにも大きく左右され、実際の臨床の病態に実験系を近似させるには問題点も少なくない。

第三の susceptibility artifact に関しても、磁場の不均一性に敏感な gradient echo 法にて撮像する限りは宿命的な現象である。

臨床での読影の際、このようなアーチファクトや乱流、ジェット流などに伴う血流の信号強度の変化の存在に注意することが重要である。

造影剤を使用し T_1 値の短縮効果による信号強度の増強効果を利用して、より微細な血流速度の遅い血管を描出しようとする試みもされており、特に流れの遅い静脈系における有用性も報告されている¹⁶⁾。今後の課題として、本実験の方法を用いて造影剤を使用した研究の検討が望まれる。

ま と め

MR血管撮影において、流体中の物質の信号強度に影響する因子について種々の血管モデルおよび狭窄モデルを用いて、これらの因子と信号強度との関係を調べた。

現時点では臨床の場合において、MR血管撮影の有用性が数多く報告されている^{17)~20)}が、依然として、流体中のプロトンの飽和 (saturation)、乱流、susceptibility artifactsなどの問題点について十分な対策が完全にはなされていない。しかし近い将来 artifacts の少ないパルス・シークエンスの開発によって、この様な問題点が解決され、画質が向上していくことが期待できる。

(本研究に際して御指導をいただいた高橋睦正教授、シーメンス社滝沢修博士と御協力をいただいた古嶋昭博博士に感謝する。)

文 献

- 1) Charles L. Dumoulin : Magnetic Resonance Angiography ; GE Corporate Research and Development Center, 1989.
- 2) Lenz GW, Haacke EM, Masaryk TJ, et al. : Inplane vascular imaging : Pulse sequence design and strategy. Radiology 166 : 875-882, 1988.
- 3) Lin Yi-gun, Kojima A, Shinzato J, et al. : Quantitative measurement of high flow velocities by a spin echo MR technique. Radiation Medicine, Vol. 9 (6) : 217-222, 1991.
- 4) 高橋 健 : 3次元 time-of-flight MR アンギオグラフィにおける流速, 撮像変数の影響. 日磁医誌, Vol. 11 (5) : 353-363, 1991.
- 5) 大内敏宏 : MR Angiography. 画像診断, Vol. 9 (8) : 918-926, 1989.
- 6) Ruggier PM, Laub GA, Masaryk TJ, et al. : Intracranial circulation : Pulse-sequence considerations in three-dimensional (volume) MR angiography. Radiology, 171 : 785-791, 1989.
- 7) Marchal G, Bosmans H, Vanfraeyenhoven M. et al. : Intracranial vascular lesions : Optimization and clinical evaluation of three-dimensional time-of-flight MR angiography. Radiology, 175 : 443-448, 1990.
- 8) Blatter DD, Parker DL, Robinson RO : Cerebral MR angiography by multiple overlapping thin slab acquisition part I. Quantitative analysis of vessel visibility. Radiology, 179 : 805-811, 1991.
- 9) Blatter DD, Parker DL, Ahn SS, et al. : Cerebral MR angiography with multiple overlapping thin slab acquisition part II. Early clinical experience. Radiology, 183 : 379-389, 1992.
- 10) Litt AW, Eidelman EM, Pinto RS, et al. : Diagnosis of carotid artery stenosis : Comparison of 2DFT time-of-flight MR angiography with contrast angiography in 50 patients. AJR 156 : 611-616, 1991.
- 11) Bradley WG, Waluch V, Lai K, et al. : The appearance of rapidly flowing blood on magnetic resonance images. AJR 143 : 1167-1174, 1984.
- 12) Bradley WG, Waluch V, : Blood flow : Magnetic resonance imaging. Radiology 154 : 443-450, 1985.
- 13) Bird RB, Stewart WE, Lightfoot EN : Transport phenomena. New York : Wiley, 153-158, 1960.
- 14) McDonald DA : Blood flow in arteries. Baltimore : William & Wilkins 20, 1960.
- 15) Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, et al. : Effect of turbulence on signal intensity in gradient echo images. Invest Radiology 23 : 512-518, 1988.
- 16) Chakeres DW, Schmalbrock P, Brogen M, et al. : Normal venous anatomy of the brain : Demonstration with gadopentatate dimeglumine in enhanced 3-D MR Angiography. AJR 156 : 161-172, 1991.
- 17) 高橋睦正 : 神経放射線診断における MR 血管撮影の役割. 日本医放会誌 : 51 (9), 1011-1016, 1991.
- 18) Masaryk TJ, Medic MT, Ruggieri PM, et al. : Three-dimensional (Volume) gradient-echo imaging of the carotid bifurcation : Preliminary clinical experience. Radiology, 171 : 801-806 1989.
- 19) Litt AW, Eidelman EM, Pinto RS : Diagnosis of carotid artery stenosis : Comparison of 2DFT time-of-flight MR angiography with contrast angiography in 50 patients. AJR, 156 : 611-616, 1991.
- 20) Edelman RR, Wentz KU, Mattle H, et al. : Projection arterioangiography and venography : Initial clinical results with MR. radiology, 172 : 351-357, 1989.

Experimental Study of Various Factors Affecting Signal Intensities in MR Angiography

Jintetsu SHINZATO

*Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine
1-1-1 Honjou, Kumamoto 860*

Time of flight effects generated by flowing protons in the blood are influenced by various factors including velocity, direction and type of the flow, relaxation time of blood (T_1), pulse sequence and its parameters (TR, TE, flip angle), saturation of the flowing blood, and geometries of excitations and detections.

We analyzed the influence of each factor on steadily flowing water, using a 3 dimensional flow-phantom and a stenotic tube flow phantom.

The factors, which affect contrast ratios most, were flip angles and flow velocities. Optimum flip angle were between 15-25 degrees. Flip angle should be larger to evaluate faster flow, but smaller to demonstrate slower flow. When TRs and flip angles were constant with changing flow velocities, contrast ratio showed the peak value at 40cm/s in the tube of 7mm in diameter.

When 2D FLASH and 3D FISP were compared at same flow velocities, decrease of signal intensity due to saturation was less remarkable in 2D FLASH.

Axial slab section less influenced upon decrease of signal intensity due to saturation of protons.

Contrast ratio decreased at flow velocity bigger than 20-25cm/s in the tube of 10mm in inner diameter and contrast ratio around stenotic region decreased in more severe stenoses.