

0.5T MRI 装置における phase contrast angiography — 第 1 報. 頭蓋内検索における条件設定について —

伊藤隆彦¹, 片山伸二¹, 槌田昌平¹, 浅利正二¹,
西本 詮¹, 土井章弘², 吉岡純二², 池崎吉和³,
吉留英二³

¹岡山大学脳神経外科,
³横河メディカルシステム

²岡山旭東病院脳神経外科,

はじめに

核磁気共鳴の原理が発見されたのは 1946 年の事であったが, すでに 1950 年代にはこの現象が流速と密接な関係を持ち, 流速測定の可能性を持つことが報告されている¹⁾. 1970 年代後半になるとこの核磁気共鳴現象から画像を構成し, 人体の断層像が得られるようになった. この画像の中で血管内の血流が周囲と異なる信号を示すことを利用し, 血管内の情報だけを取り出して画像化するのが magnetic resonance angiography (MRA) である. 近年, 非侵襲的で生理的な血流を描出できる MRA について多くの検討がなされている^{2)~11)}. 今回, われわれは 0.5 T の MRI 装置で phase contrast 法^{2)~5)} を用いて MRA の臨床応用に関する基礎的検討を行ったので報告する.

対象と方法

対象は 20 から 32 歳までの成人 10 例で, cir-

cle of Willis を構成する anterior cerebral artery (ACA), middle cerebral artery (MCA), posterior cerebral artery (PCA), anterior communicating artery (AcomA), posterior communicating artery (PcomA) などの動脈と正中線上の静脈系を描出することを試みた. 使用機種は横河メディカルシステム製の RESONA 0.5T である. 設定し得る

Table 1. Parameters of phase contrast MR angiography

Pulse sequence of MRA(fixed)	
TR	120 (60×2) ms
TE	computed autochange (about 20 ms)
FA	30 degree
Changeable parameters	
FOV	: 20 or 25cm
matrix size	: 160-256×192-256 (phase×frequency)
slice direction	: optional
thickness of slice (slab)	: 2cm
quantity of the flow encode gradient (digital input)	: 5-90mc/s
projection gradient	: 15%

キーワード phase contrast angiography, velocity of intracranial vessels, transcranial Doppler

parameter は Table 1 に示してある。Table 中に fixed とあるものは機械的に固定されているものである。まず spin echo (SE) 法あるいは gradient recalled echo (GRE) 法の proton density image で signal void となる血管を同定し、目的とする血管が入りかつなるべく薄くなるような slice を設定した。この結果、対象が若年成人ではあったが、MCA の走行には個人差があり、axial で MCA の分岐部、AcomA、PCA を描出するには slab は 2 cm であれば全例の circle of Willis が観察可能であり、slab は全例 2 cm で固定し検討を行なった。Flip angle については装置の特性上安定した出力の得られる 30 度を使用することとし、変更は可能であるが、今回の検討では固定して使用した。さらに静止している部分の信号を抑える projection gradient (PG) は画像の評価を行う上で一定にする必要があるため、第 1 例で画像の検討を行ない 15% を用いることとした。この時、TR が 60 ms で機械的に固定されているため、およそ 1 心拍の血流を平均化するために excitation は 16 回とした。これらの条件を一定にしておいて他の parameter を変化させ、臨床診断に最も適した画像が得られる設定条件について検討した。

まず S/N を一定にするために field of view (FOV) を 25 cm, matrix size を 224×224 とし、流速の設定が画像に及ぼす影響を検討した。Flow encode gradient の量的な設定は数値入力 (Xcm/s) で行われる様になっており、この flow encode gradient の量は、最も強い信号を出す流速を表示するように設定してある^{2),3)}。Slab を 2 cm に設定すれば flow encode gradient は縦横の 2 方向だけで診断に必要な血管の画像が得られるため、この 2 方向の画像で flow encode の設定の最適値を求めた。動脈系については circle of Willis の level では 10 cm/s~90 cm/s まで 10 cm/s 毎に、静脈系については、正中の sagittal 方向で 2.5 cm/s~7.5 cm/s で 2.

5 cm/s 毎に設定を変えて描出を行った。その後、動脈の描出を目的とした画像で、時間短縮を最優先させてなお分解能を落とさないように FOV, matrix size を設定し検討を加えた。

結 果

Fig. 1 に今回の検討で得られた circle of Willis の schema を示す。流速を変化させて血管の描出を検討した結果 circle of Willis 近辺の動脈系は、 M_2 などの末梢の血管については 20 cm/s と 30 cm/s で良好な描出を示し、 A_1 、 M_1 などのやや太い血管では 30 cm/s と 40 cm/s で良好な描出を示した (Fig. 2 a~f)。細い末梢の血管も太い中枢側の血管も鮮明に描出するためには 30 cm/s が最適であった。一方静脈系を描出することを目的とした検討では静脈のみを描

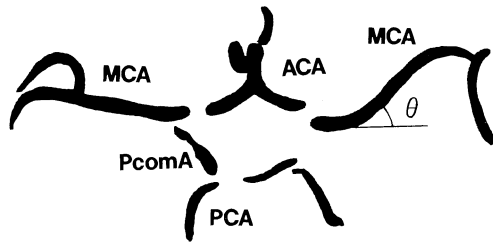
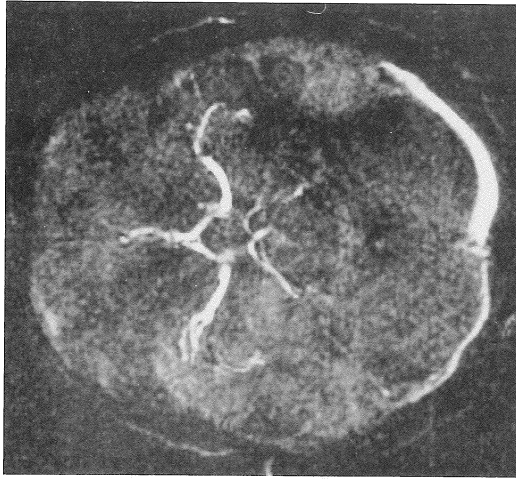


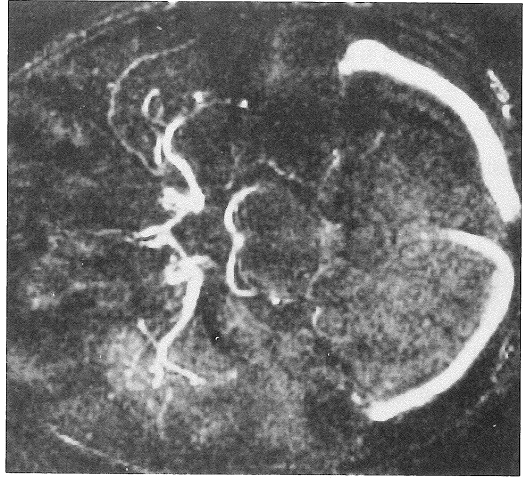
Fig. 1. Schema of circle of Willis in case 6. The angle between flow encode direction and flow direction of left MCA is θ . When velocity of this artery is V cm/s, the flow of this artery is detected as $V \cos \theta$ cm/s in this image. ACA : anterior cerebral artery, MCA : middle cerebral artery, PCA : posterior cerebral artery, PcomA : posterior communicating artery

1990年10月4日受理 1990年11月27日改訂

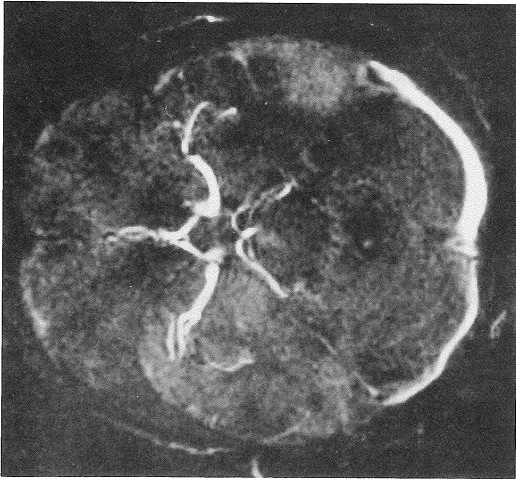
別刷請求先 〒700 岡山市鹿田町2-5-1 岡山大学医学部脳神経外科 伊藤隆彦



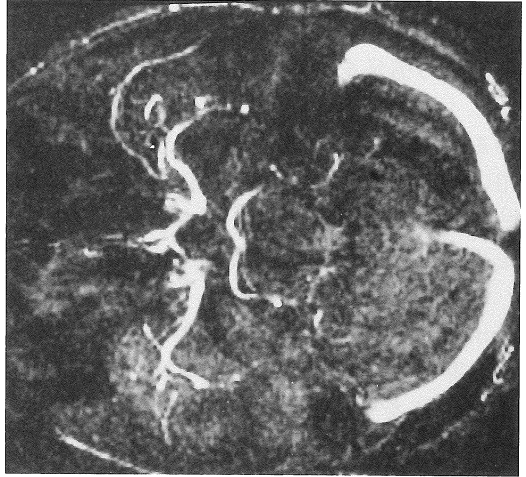
c



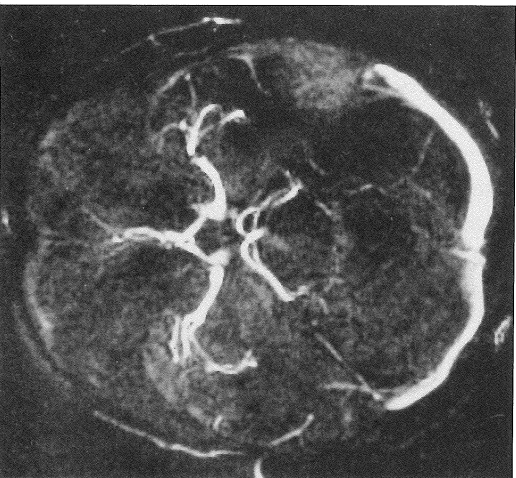
f



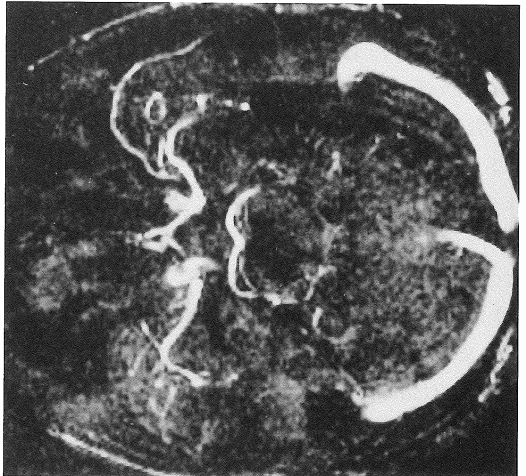
b



e



a



d

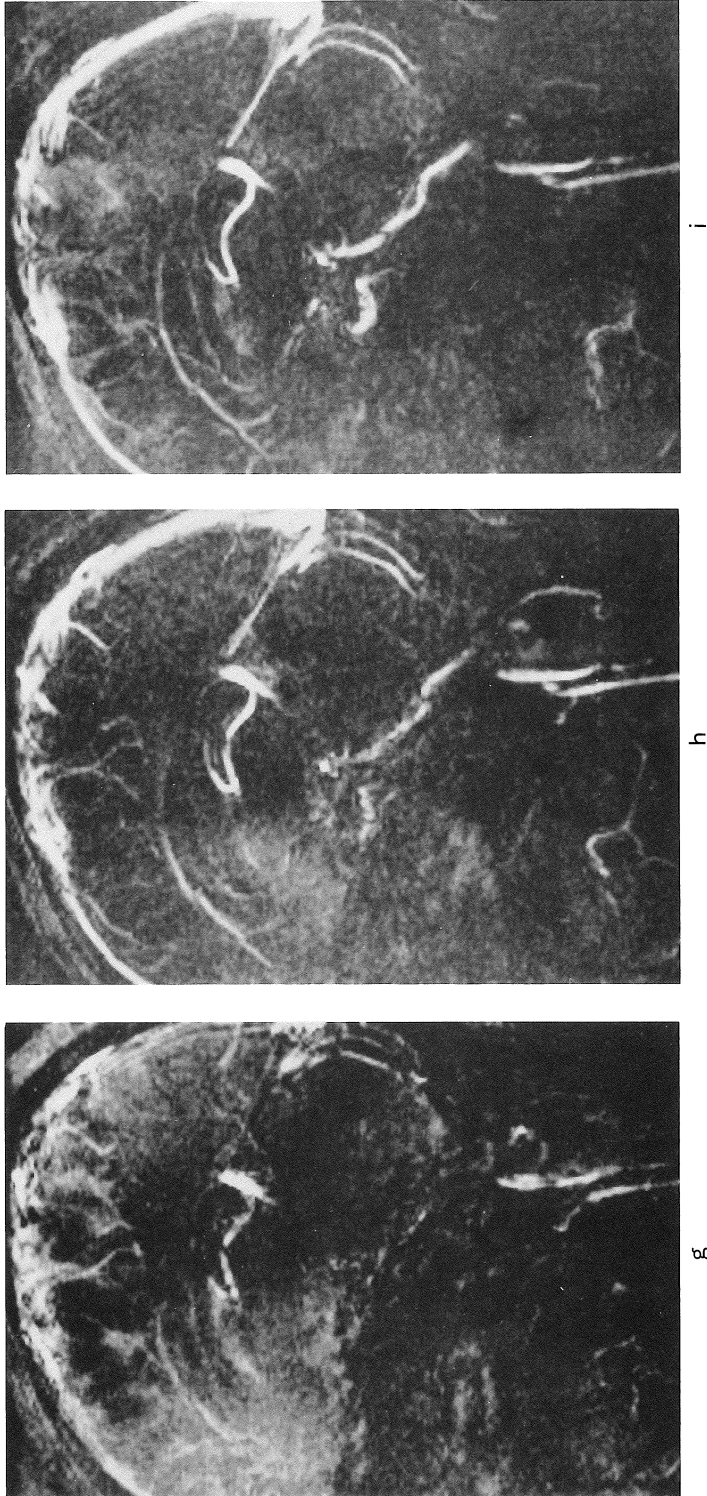
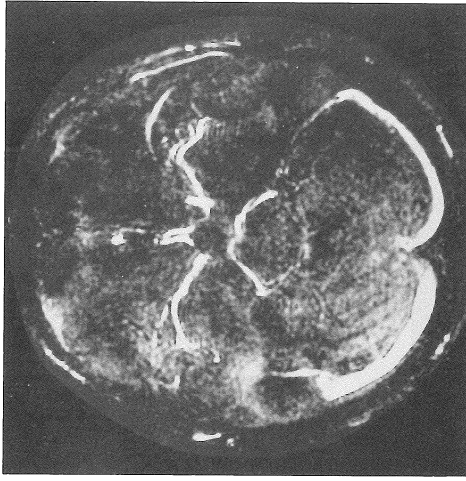
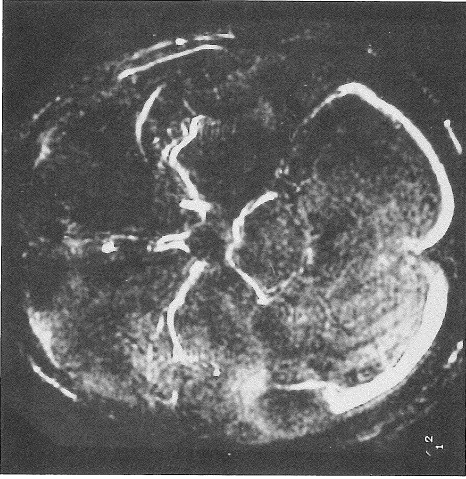


Fig. 2. Angioimaging of several kinds of flow encode of case 2 to 4. Other conditions are 25cm of FOV, 224×224 matrix size, 2cm slab, 15% of PG. a : 30cm/s of case 2. b : 60cm/s of case 2. c : 90cm/s of case 2. d : 20cm/s of case 3. e : 30cm/s of case 3. g : 2.5cm/s of case 4. h : 5.0cm/s of case 4. i : 7.5cm/s of case 4. Artery of circle of Willis are visualized most clearly in 30cm/s on case 2 and 3. Central venous system is visualized most clearly in 7.5cm/s, but peripheral veins are visualized most clearly in 5.0cm/s.



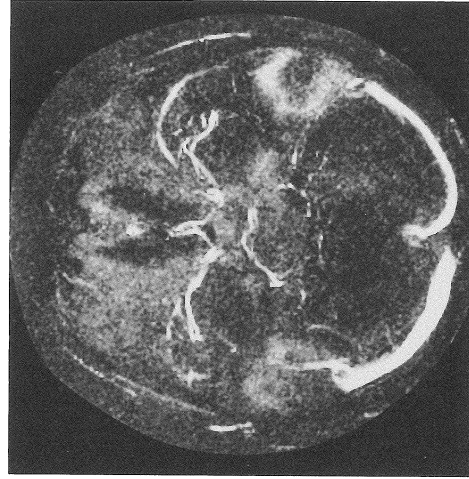
c



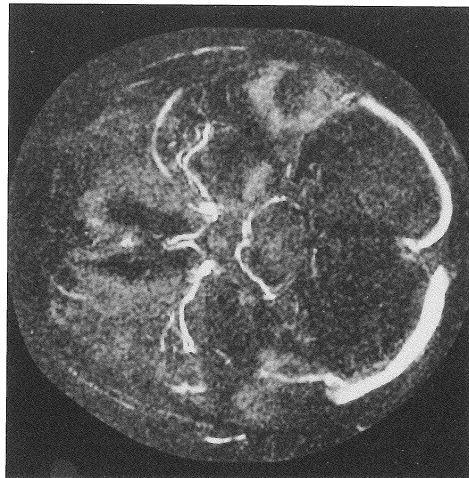
b



a



e



d

Fig. 3. Angiogram of several kinds of FOV and matrix size of case 5. Other conditions are 30cm/s of flow encode, 2cm slab, 15% of PG.

a : FOV is 25cm and matrix size is 224 × 224.
b : FOV is 25cm and matrix size is 256 × 256.
c : FOV is 20cm and matrix size is 192 × 192.
d : FOV is 20cm and matrix size is 224 × 224.
e : FOV is 20cm and matrix size is 256 × 256.
Signal intensity of arteries is strongest in conditions of (a). But separation of arteries are differentiated more clearly in conditions (b) and (c). The size of artery is visualized as nearly true size in conditions of (d) and (e). The signal intensity of artery appears to be weak in conditions of (e).

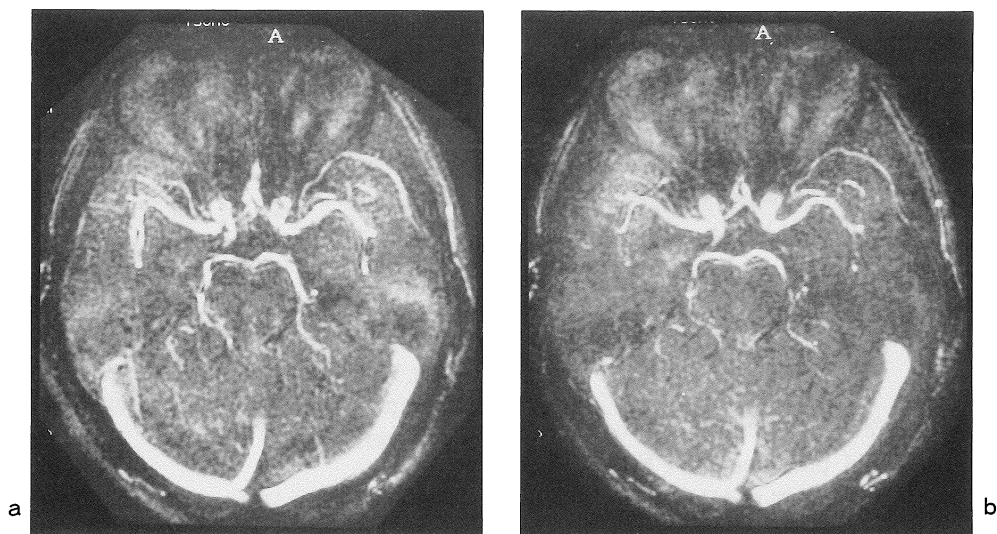


Fig. 4. Comparison of phase encode directions of case 3. The conditions are same of FOV 20cm, 30cm/s, 2cm slab, and PG 15%. a : The image of vertical phase encode. The matrix size is 192×192. b : The image of horizontal phase encode. The matrix size is 160×192. Vertical segment of artery is visualized more clearly in conditions of a, but horizontal segment of arteries is visualized more clearly in conditions of b, The sensitivity to flow is higher in phase encode direction.

出することはできなかった。個々の静脈については深部静脈では7.5 cm/sが、表在静脈では5.0 cm/sが最も描出が良好であった (Fig. 2 g~i)。

次に、以上の条件で十分なS/Nを保ちながら、さらに撮像時間を短縮し分解能を上げられるかを動脈系について検討した。FOVとmatrix sizeを変える事により、分解能を向上させる事が可能なため、FOV 25 cmでmatrix sizeを224×224および256×256とし、さらに、FOV 20 cmでmatrix size 192×192, 224×224, 256×256と変化させて検討を行った。この結果、FOV 25 cm, matrix size 224×224の条件では重複して描出されたPCA, superior cerebellar artery (SCA)は256×256では分解能がやや向上し、2本の血管であることが確認された (Fig. 3 a, b)。FOV 20 cm, matrix size 192×192では、FOV 25 cm, matrix size 256×256とほとんど画像的に差はなく、FOV 20 cmのまま、

matrix sizeを224×224から256×256へと変化させると、224×224では分解能がさらに向上したが、256×256では信号強度が低下し、かえって血管描出能力は低下した (Fig. 3 c, d, e)。この結果、FOV 20 cm, matrix size 224×224が最高の分解能を示した。Matrix sizeのphase encode方向が192あるいは224では1枚の撮像に約12分あるいは14分かかるため、matrix sizeを160×192とし、さらに時間の短縮を試みた。

今回使用した機種ではmatrix sizeを160×192に設定した場合、撮像範囲が長方形となるが、voxelは正方形のままであるため、分解能に関しては192×192と変化はない。この設定ではmatrixが192×192の時と比べ、frequency encode方向とphase encode方向が入れ替わるため、この変化による感受性も検討した。この結果、192×192ではfrequency encode方向のMCAのM₁, PCAのP₁の描出がやや悪く、

phase encode 方向の MCA の M_2 , M_3 , ACA の A_1 , A_2 , PCA の P_2 , P_3 などの末梢の血管はよく描出され (Fig. 4 a), 160×192 でも phase encode 方向の M_1 , P_1 はよく描出され, frequency encode 方向の M_2 , M_3 , A_2 , P_2 , P_3 では十分な血管の描出は得られなかった (Fig. 4 b). 以上のごとく流速情報に関しては phase encode 方向の方が敏感であった.

考 察

MRA には大別して以下の種類がある. すなわち 1) signal void phenomenon を利用したものの⁶⁾, 2) 収縮期と拡張期の信号強度の差を利用する方法^{7),8)}, 3) time-of-flight の原理を使い血流を表す方法^{2),7),9),10),11)}, 4) 位相の変化を意図的に起こさせ, その変化量から血流の情報を得る phase contrast 法^{2),3),4)} である. Flow void を利用するものは特に工夫した撮り方を必要としない反面, CSF による artifact が強く, circle of Willis の検討には向かない. Time-of-flight を利用する方法で得られる像は, 流体の情報を止めた状態で取り出す静止画像である^{7),10)}. これに対して, phase contrast 法は流速に対応して画像が変化する点で最も大きな違いを持っている^{2),3),4)}. 今回われわれが用いた pulse sequence は 1986 年に Dumoulin ら⁴⁾ が開発した phase contrast 法を改良したものである. 基本的 pulse sequence を Fig. 5 に示す. この pulse sequence 中の bipolar flow encode gradient が血流の描出に関与する. このように極性が反対で対称な bipolar gradient をかけると, 移動する proton からの信号は phase shift を起こす. Bipolar gradient を順序を逆転させて 2 回の scan を行い, それぞれの画像で正反対の phase shift を起こした spin の信号強度と shift 量から血流の信号を計算し, 血流画像を構成する. すなわち静止している proton にとってはこの bipolar gradient による shift 量は和が 0 となり, 血流画像には信号として描出されない (Fig. 6 a). しかし,

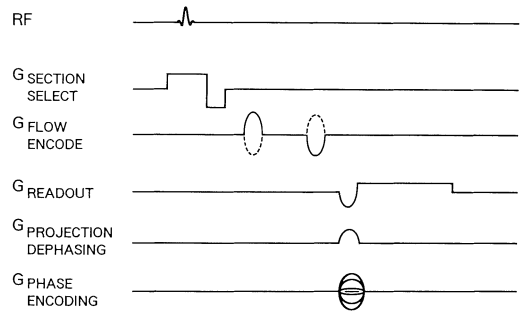


Fig. 5. Pulse sequence for phase contrast angiography. (quotation from Dumoulin et al., Radiology, 161 : 717-720, 1986)

移動する proton にとっては, shift 量の和が 0 でなくなり phase shift が生じる. この shift 量を計算して subtraction することにより移動する proton のある場所に信号が生じる (Fig. 6 b). この信号はもちろん flow encode gradient の量と, 移動する proton の density と, 移動速度に依存することになり, 流速情報を含んだ血管像が得られることになる^{2),4)}. Flow encode の方向は x, y, z いずれかの方向に 1 方向だけしか指定できず, あらゆる方向の動きを画像化しようとすれば 3 回の scan が必要になる. この時得られる image は流速を反映した画像ではあるが, proton density の影響が強く流速情報のみを反映しているわけではない. この計算画像の処理を phase shift の量に対して行うことにより, 流速情報のみを angiography で得られた画像から取り出すことも可能である^{2),5)}.

今回検討した中でも最も問題となったのは流速の設定に関してである. われわれの用いた pulse sequence では, 数値で設定した速度で移動する水素原子が $\pi/2$ の phase shift を受けて最高の信号強度を示すように設定してある²⁾. つまり, 理論的にはこれを越える移動速度を持つものは信号強度が低下するというものであり, 2 倍の流速を持つものの信号強度は 0 となり, それを越えれば信号は負の方向に強くなっていく. このことから, flow encode gradient を最高流速より

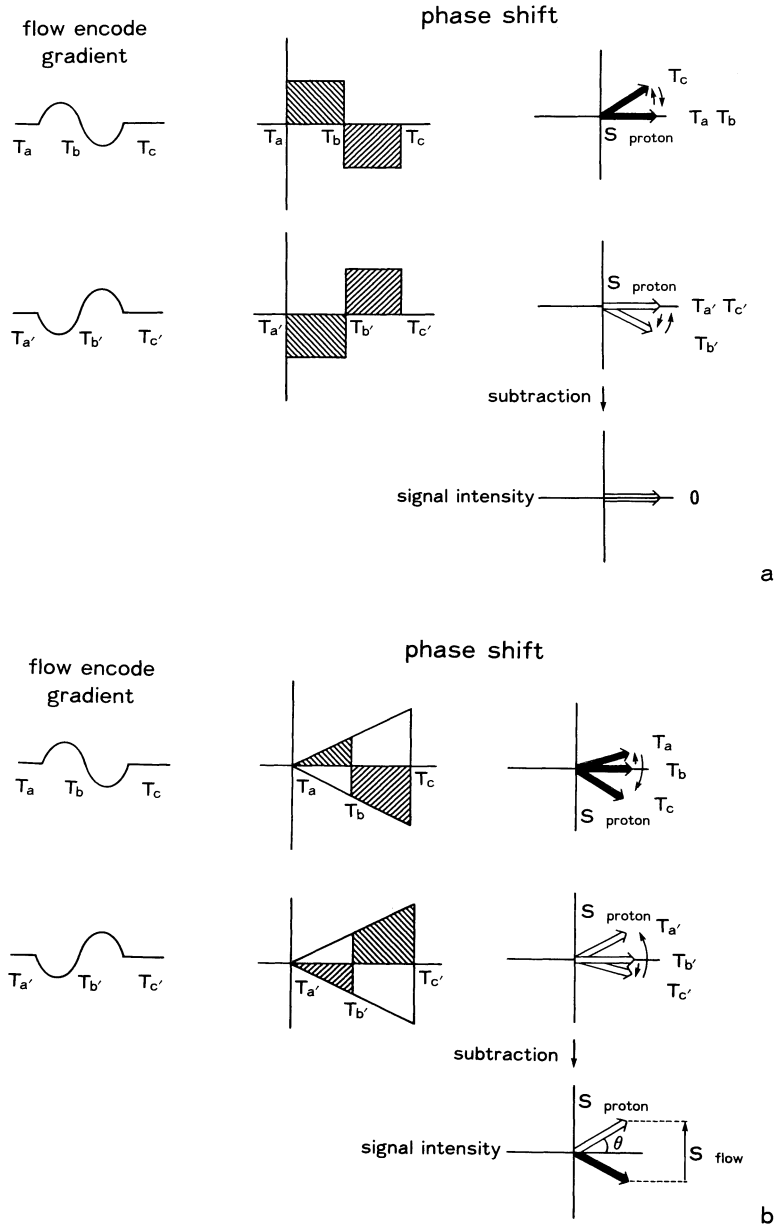


Fig. 6. Phase shift in flow encode gradient and signal intensity after subtraction. The time of Tx in flow encode gradient of left side corresponds to Tx in phase shift arrow in right side. The area of oblique line shows the quantity of phase shift by a lobe of bipolar gradient.
 a : stationary proton. b : moving proton. S : signal intensity, T : time.

もう少し高めに設定すれば、流速が sine curve に比例した信号強度を示す画像が得られる。しかし、0.5 T の装置では S/N が劣るため、このような設定では末梢の動脈や静脈は描出されない (Fig. 2)。1 例のみの検討であるが ultrasound Doppler で測定した中大脳動脈の血流速度は、収縮期最高血流速度が 98 cm/s で、拡張期終末血流速度が 52 cm/s、平均流速は 64 cm/s であった (Fig. 7)。平均化した像を得るためには flow encode gradient を 70 cm/s 程度に設定すればよいようだが、これは血管中央部での値であり、血管形態の描出に関しては、中央部だけでなく、血管壁に接する辺縁部の流速にも留意しなければならない。辺縁部の低い流速と、中央の高い流速の両方を画像化できなければ、angiogram としての価値はない。血管中央部の平均流速と同程度の条件設定では辺縁部の流速の低い部分は十分画像化されず、低く設定すれば中央部の高い流速が負の方向の信号として混入し、信号強度が低下するなど画像上の信号強度は複雑になるおそれがある。しかし、実際には、Fig. 2 で示したように、90 cm/s、30 cm/s のいずれの設定でも MCA の M₁ の描出能力にはそれほど差はない。それに比べ細い血管になるにつれて高い

流速設定の画像で信号強度の低下が起こる理由の一つには、血管中央の高い流速を持つ部分が voxel size に比べ小さくなるためと考えられた。今回は slab を 2 cm で設定しているため、血流の信号を得た全ての voxel に血管の辺縁部が含まれ、そのために高い流速を持つ中央部はあまり大きな影響を与えず、flow encode gradient を平均流速よりも低く設定した方が鮮明な画像が得られたものと考えた。さらに、頭蓋内の血管は縦横いずれの方向にもある程度の角度を持っている。Fig. 1 のごとく、V cm/s の流速を持つ血管が、水平方向に θ の角度を持つとき、水平方向に flow encode gradient をかけると、V cos θ cm/s が画像に影響をもたらす。このことも設定速度を低くした方が良い画像が得られた原因の一つであると考えられた。一方静脈の撮像を行うときには、動脈は flow encode の設定の数倍の流速を持っており動脈の示す信号は一様ではない。このため、静脈の像は動脈と走行の近接しない脳深部における検討にのみ有用であると考えた。

次に、matrix size の設定についてであるが、今回の検討では観察する方向からみた 1 voxel が約 1 mm 角の前後で変化する場合に描出血管の径はかなり異なり、1.14 mm 角となる FOV 20 cm、244×224 では血管径がために描出される傾向がある点が問題となった。特に PCA, SCA の分離などの細かい血管の解像力に差がでた (Fig. 3)。今回は FOV を 20 cm にしたことで voxel size は 0.8 mm 角まで小さくすることが可能であったが、0.8 mm 角と 0.9 mm 角であれば分解能に大きな差はなく、かえって voxel size が小さくなった事で信号強度が低下し、血管描出能力が低下した (Fig. 3)。高い分解能を求めれば信号強度自体は低下する。Flow encode の最適値には個人差があり、設定が十分でないまま撮像を行う可能性があり、常に 0.9 mm 角の設定で撮像する事が必ずしも良いとは言いきれない。FOV 20 cm、192×192 の検討でも PCA, SCA は分離して確認され、分解能については次善で

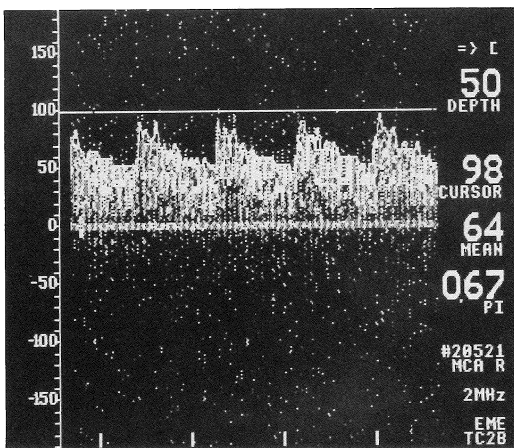


Fig. 7. The velocity curve of right MCA by ultrasound transcranial Doppler in case 2. Peak of velocity is 98cm/s and mean of velocity is 64cm/s.

はあるが信号が強く有用であると考えられた。Circle of Willis の検査では、臨床上重要な M_1 , A_1 , P_1 などを検索するために、左右方向がより感度の高い phase encode 方向となるように設定する方が良く、通常は matrix size 160×192 で撮像すると鮮明な血管像が得られる。良好な信号強度が得られることが確認されており、より精細な画像が要求されるときには 192×224 で撮像する。

以上の検討から、30 歳前後の成人で頭部の動脈の描出を目的として phase contrast MR angiography を行う場合の基本的条件設定は、FOV 20 cm, flow encode 30 cm/s, PG 15%, 2 cm Slab, matrix size 160×192 , 16 excitations が、また静脈を中心に描出を行う場合には flow encode を 5.0 あるいは 7.5 cm/s とすることが最適と考えた。

1 枚の血管画像を得るために必要な時間は 10~12 分であり、SE 法の proton, T_2 強調像の後に 2 枚の MRA を撮像しても 40 分程度で検査は終了でき、頭蓋内軟部組織と血管の両者について同時に screening を行うことも可能な検査法である。現在、1.5 T 高磁場装置に比べて 3 次元立体撮影ができないこと、S/N が低く信号の欠損がでることなど改善すべき点も多いが、今後臨床例に応用しその有用性を検討したい。

文 献

- 1) J. R. Singer : Blood flow rates by nuclear magnetic resonance. *Science*, 130 : 1652-1653, 1959.
- 2) 池崎吉和 : MR による血流計測. *センサ技術* 7 : 56-59, 1987.
- 3) M. F. Walker, S. P. Souza, C. L. Dumoulin : Quantitative flow measurement in phase contrast MR angiography. *J Comput Assist Tomogr*, 12 : 304-313, 1988.
- 4) C. L. Dumoulin, H. R. Hart : Magnetic resonance angiography. *Radiology*, 161 : 717-720, 1986.
- 5) 池崎吉和, 吉留英二 : Phase Contrast 法を用いた流速表示 MR angiography. 第 15 回日本磁気共鳴医学会大会, 1990.
- 6) M. C. Fishman, J. B. Nadish, H. L. Stein : Vascular magnetic resonance imaging. *Radiol Clin North Am*, 24 : 485-501, 1986.
- 7) 福井啓二, 貞本和彦, 中村 貢, 他. : Cerebral MR angioimaging (脳血管磁気共鳴画像法) の研究—第 1 報—. *CT 研究*, 10 (2) : 133-142, 1988.
- 8) V. J. Wedeen, R. A. Meuli, R. R. Edelman, et al.: Projective imaging of pulsatile flow with magnetic resonance. *Science*, 230 : 946-948, 1985.
- 9) L. Axel, D. Morton : MR flow imaging by velocity-compensated/un-compensated difference images. *J Comput Assist Tomogr*, 11 (1) : 31-34, 1987.
- 10) 武田定典, 貞本和彦, 中村貢, 他. : Cerebral MR angioimaging (脳血管磁気共鳴画像法) の研究—第 3 報—. *CT 研究*, 11 (5) : 535-540, 1989.
- 11) 大内敏宏 : MR angiography. *画像診断*, 9 : 918-926, 1989.

**Megnetic Resonance Angiography by a Phase Contrast Method
Using a 0.5 T Imager
-The Conditions for Imaging Intracranial Vessels-**

Takahiko ITHO¹, Shinji KATAYAMA¹, Shohei TSUCHIDA¹,
Shoji ASARI¹, Akira NISHIMOTO¹, Akihiro DOI²,
Junji YOSHIOKA², Yosikazu IKEZAKI³, Eiji YOSHITOME³

¹*Department of Neurological Surgery, Okayama University Medical School,
2-5-1 Shikata-cho, Okayama 700*

²*Department of Neurological Surgery, Okayama Kyokutoh Hospital,*

³*Yokogawa Madical System,*

The now widely used MR angiography has been performed using 1.5 T imagers. However, we performed phase contrast MR angiography on ten healthy volunteers using a 0.5T imager to identify conditions for imaging intracranial vessels. The parameters have been preset at two times of TR (60 ms) for subtraction and flip angle (30 deg.) and computed autochange of TE. Thus the excitation is fixed for 16 times to cover almost one cardiac cycle. The best choice of FOV is 20 cm to shorten the examination time on the same matrix size. The suitable matrix sizes are 160×192 and 192×224 . In these matrix sizes, the voxel sizes are $0.9 \times 0.9 \times 20$ (slab) mm or $1 \times 1 \times 20$ (slab) mm. When the voxel size is set larger, intracranial vessels are visualized thicker. However, when it is set smaller, the signal from vessels decreases. The quantity of the flow encode gradient is set by digital input of the most sensitive velocity (cm/s). The most suitable quantity of the flow encode gradient to visualize intracranial arteries is 30 cm/s and that for vein is 7.5 cm/s. In these conditions, intracranial vessels are clearly visualized by the phase contrast method.