

## テーブル移動併用造影 MR angiography : 撮像方法と血流信号についての基礎的検討

天沼 誠, 吉田 正, 平田 壽, 小沢 栄人,  
榎本 京子, 渡部 恒也, 平敷 淳子

埼玉医科大学放射線科

### はじめに

造影剤を併用した MR angiography (以下 MRA) は現在広く臨床の場で用いられるようになったが, 撮像領域が限定されることに問題を残している. これに対してデータ収集時に患者寝台を移動し, 複数部位の MRA を一回の造影剤投与下に行う方法が提唱された<sup>1)~3)</sup>. この方法はまたその画像コントラストの特性や最適な撮像方法が確立されておらず, とりわけデータ収集時間の総和が通常の方法の数倍になりうるため, 造影剤の投与量も多量となる傾向がある. 今回撮像方法を簡略化し, 投与された造影剤と血流信号の関係を中心に, この方法の特徴および撮像方法の至適化について検討した.

### 対象および方法

対象は 1998 年 6 月より 1999 年 2 月までに造影 MRA を施行した 31 例 (男性 17 例, 女性 14 例, 平均年齢 64.7 歳) である. 症例の内訳は正常ポランテニア 4 例, 閉塞性動脈硬化症およびその疑い 15 例, 大動脈瘤 9 例, 解離性大動脈瘤 3 例である. 使用した装置はシーメンス社製超電導 MRI, Magnetom Vision

(1.5T) で, 全例躯幹用コイルで撮像を行った. 寝台移動は自作の木製寝台を使用し, 撮像時に手動で移動した. 撮像は胸腹部領域を含み 4 部位のデータ収集を連続で行うことにより頭尾方向に計 125 cm の範囲の画像を得た. 使用したパルス系列は, 周波数, 面内およびスライス方向の位相エンコードの 3 軸方向すべてに zero-filled interpolation<sup>4)</sup> を施した三次元 FLASH 法 (TR/TE/FA/NEX=6.2/1.9/25/1) である. 各部位における FOV は 35 cm, データ収集マトリックスは 320×282, 表示マトリックスは 512×512, スラブ厚および分割厚はそれぞれ 120 mm および 5 mm とした (実効 voxel size : 2.3 mm<sup>3</sup>). 1 回の撮像時間は 20 秒, 寝台移動時間は 5 秒とし, 最も頭側に位置する胸部又は腹部での撮像時のみ呼吸停止を併用した. 4 部位 (以下頭側より station 1, 2, 3, 4) 各々で造影前後計 8 回の撮像を行い, 対応するデータ間で subtraction を施行し, MIP 処理した. 造影前撮像終了が造影剤注入開始時間とほぼ一致するように撮像前データと造影後データ収集の間には 60 秒の時間をおいた. 撮像開始から造影剤投与, 造影後画像データ収集終了まですべての過程に必要な時間は 4 分 10 秒である.

造影剤は Gd-DTPA 19 ml (5 例のみ 29 ml)

キーワード MR angiography, contrast media, arteries, three dimensional imaging

を自動注入機(Spectris, Medrad, および Sonic-shot 50, 根本杏林堂)を用いて0.3 ml/秒で持続注入した. 撮像に先立ち1 mlのGd-DTPAおよび10 mlの生理食塩水を用いて1 ml/秒の注入によるtest injectionを行い, 時間-信号曲線から目的とする最も頭側のスラブで大動脈の遠位部における造影剤到達時間を測定した<sup>5)</sup>. この到達時間に30秒を加えた時間を造影剤注入から撮像開始までの時間とした(したがって, 到達時間30秒の症例においては造影前データ収集終了と同時に造影剤注入が開始され, 造影後データ収集開始3秒後に注入が完了することになる). 体重当たりの投与量をA群: 0.10~0.15 mmol/kg, B群: 0.15~0.20 mmol/kg, C群: 0.20~0.25 mmol/kg, D群: 0.25~0.30 mmol/kgの4群に分け, 得られた画像において次の点について検討した.

- (1) 造影後の各stationにおける画像中央レベルにおける動脈本幹のSNR
- (2) 各スラブ遠位部と次スラブ近位部の重複部(頭尾方向幅5 cm)における動脈本幹の同一部分のSNR差
- (3) 同一スラブ内の動脈本幹の中極側, 中央部, 末梢側における信号の変化(測定部位は(1)および(2)と同部位 (Fig. 1))



Fig. 1. Points of signal measurement. On each 3D image set, signal intensity of arterial main stem was measured at the proximal, middle, and distal level. Note the distal point of the upper station is the identical to the proximal point of the next station due to overlapping of the stations.

- (4) 描出動脈の視覚的評価: 動脈本幹(腹部大動脈, 総腸骨動脈, 外腸骨動脈, 総大腿動脈, 浅大腿動脈, 膝窩動脈, 前脛骨動脈, 後脛骨動脈, 腓骨動脈)および主要分枝(腎動脈, 内腸骨動脈, 外側大腿回旋動脈, 深大腿動脈)を以下の基準により評価した.

Excellent	描出良好. 血流信号均一. 狭窄, 拡張などの評価問題なし.
Good	描出良好. 血流信号不均一. 狭窄, 拡張などの評価問題なし.
Poor	描出不十分. 狭窄, 拡張の評価に問題あり.
Undetectable	描出なし. 評価不能.

- (5) 静脈描出の程度: 主要静脈(右腎静脈, 左腎静脈, 下大静脈 (suprarenal), 下大静脈 (infrarenal), 総腸骨静脈, 外腸骨静脈, 大腿静脈, 大伏在静脈, 下腿の静脈)を以下の基準により評価した.

Undetectable	静脈描出なし
Slightly demonstrated	静脈認識可能, 信号強度により動脈との分離可能, 読影の影響なし

**Definitely demonstrated** 静脈認識可能, 一部の  
み描出, 信号強度のみ  
では動脈との分離困難,  
読影の障害

**Undifferentiated** 全体の描出, 信号強度  
により動脈との分離不  
可能, 読影の障害

大きいほど高い値を示し, 通常投与量に近い  
A 群に比較して約 2 倍の投与量の D 群では部  
位により 10~50% 高い信号が得られている.

SNR の有意検定には t 検定を用い,  $p < 0.05$   
を有意差ありとした. また, 描出動脈および静  
脈の判定は 2 名の放射線科医により独立して  
行った. 判定に食い違いがあった場合には両者  
の合意により決定した.

### 結 果

各群における症例数は A 群 5 例 (平均投与  
量 0.14 mmol/kg), B 群 11 例 (0.18 mmol/kg),  
C 群 9 例 (0.22 mmol/kg), D 群 6 例 (0.28 mmol/  
kg) であった. Fig. 2 に各 station における画  
像中央レベルの動脈本幹の SNR を示す. 体重  
当たりの投与量によらず中枢側から末梢側へ  
移行するにつれて SNR が低下する傾向が観察  
された. SNR の有意差は B 群の station 1-4  
間, D 群の station 1-4 間, station 3-4 間での  
み認められ, ほかには部位による信号差は見ら  
れなかった. 動脈信号の SNR は造影剤濃度が

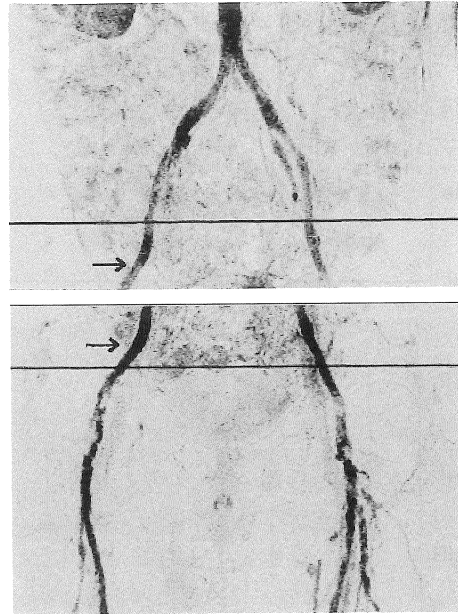


Fig. 3. Reconstructed MIP images of the over-  
lapping area. The distal part of the proximal sta-  
tion (above) and proximal part of the next sta-  
tion (below) are actually identical. Note arteri-  
al signal in the inferior area is significantly  
higher than that in the former area.

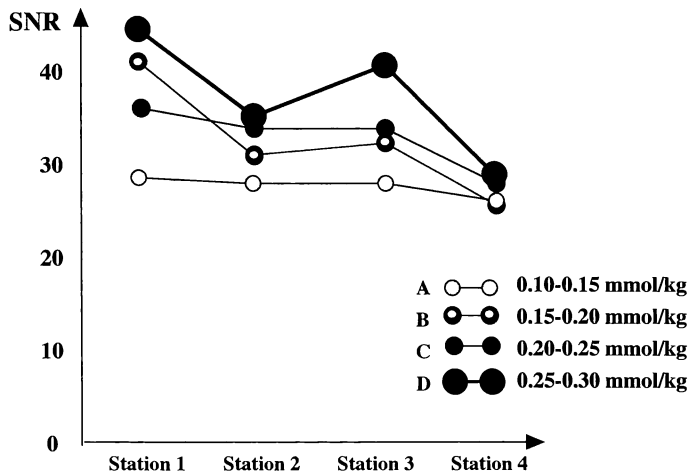


Fig. 2. Mean SNR of the arterial  
main stem measured at the middle  
level. The higher dose group re-  
veals higher SNR. The proximal sta-  
tion showed higher SNR than the  
distal one regardless of does of Gd-  
DTPA.

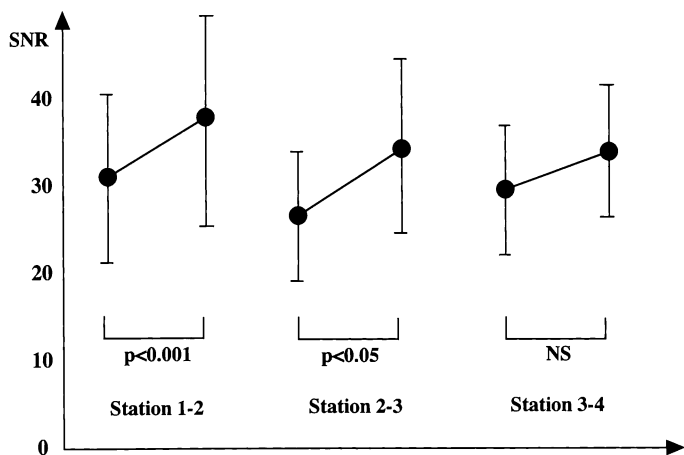


Fig. 4. Arterial SNR of the overlapping area. SNR in the proximal part of the distal station is always higher than the distal part of the proximal station, with the largest differences between station 1 and 2.

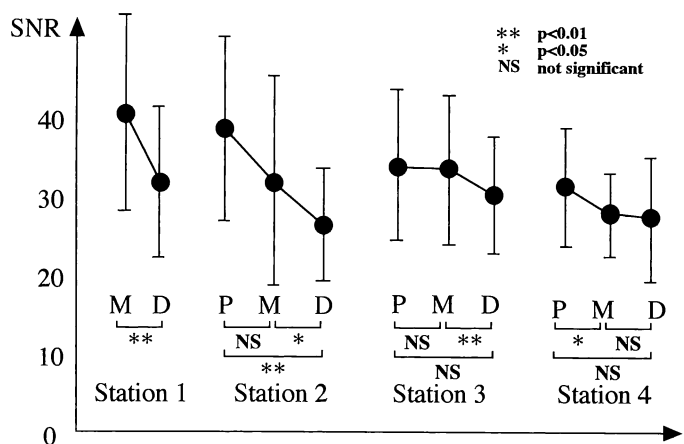


Fig. 5. Arterial SNR in four stations. Proximal part shows higher signal than middle part, and the middle part shows higher signal than distal part. Signal differences are significant in station 1 and 2.

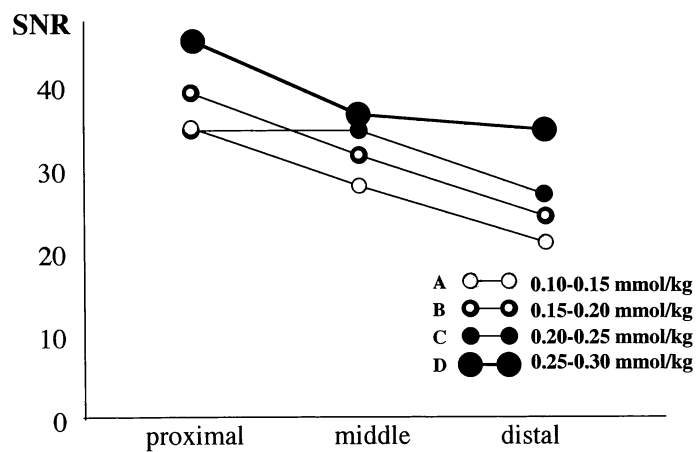


Fig. 6. SNR declines within the station 2 relative to the dose of Gd-DTPA. The tendency of the declination is observed regardless of dose.

Station 3 において両者の信号強度に有意差を認められた ( $p=0.034$ ).

Figs. 3, 4 に各 station 重複撮像領域での撮像時間の異なる二つの station における血管同一部位の画像および SNR の変化を示す. いずれの部位においても遠位 station, すなわち 25 秒後に得られた画像の SNR が常に近位 station に比較して高く, station 1-2 間 ( $p<0.001$ ), station 2-3 間 ( $p=0.019$ ) で有意差を示した. 信号差は station 1-2 間が最も大きく, 末梢側

ほどこの違いは小さい傾向が見られた.

同一 station における動脈信号の SNR の分布はいずれのレベルにおいても近位側が遠位側に比較して高い値を示した (Fig. 5). この差は特に頭側のレベル (station 1, 2) で著しく, station 4 では有意差が見られなかった. Fig. 6 に体重当たりの造影剤投与量における station 2 での中枢側, 中央部, 末梢側の SNR を示す. 造影剤投与量にかかわらず動脈信号は中枢側で高い傾向が観察された.

Fig. 7 に実際に得られた D 群および A 群の画像を, Figs. 8, 9 に動脈本幹, および主要分枝における造影剤投与量による描出能の評価を提示する. 動脈本幹については膝窩動脈まででは造影剤投与量によらずほぼ 8 割以上, 下腿の分枝でも 60~80% の例で十分評価可能な画像が得られている (Fig. 8). しかし分枝については腎動脈で 40~60% が描出不十分と評価されたのをはじめ起始部を除いて狭窄病変の評価などは不可能と考えられた (Fig. 9). Station 1, station 2 の末梢側における血流信号は低下する傾向が見られたが評価困難の原因となるような例は認めなかった.

静脈描出の頻度については, 注入経路である鎖骨下静脈, 上大静脈はほとんどの例で観察された. また, 腎静脈, 門脈も読影の障害にならない程度ではあったが約半数例で観察された (Fig. 10). これに対して大腿, 下腿領域での静脈出現頻度は低く, 読影の障害の可能性 (静脈描出 3 又は 4) が示唆されたのは 5 例 11 部位 (6.3%) のみであった.

## 考 察

近年における三次元造影 MRA の進歩は著しく, 頭部領域を除くあらゆる部位でその主な撮像方法となっているといっても過言ではない. 本法は短時間で高画質の血管像を得ることが可能であるが, その問題点の多くは造影剤の使用そのものに基づく. すなわち, 腎機能症例

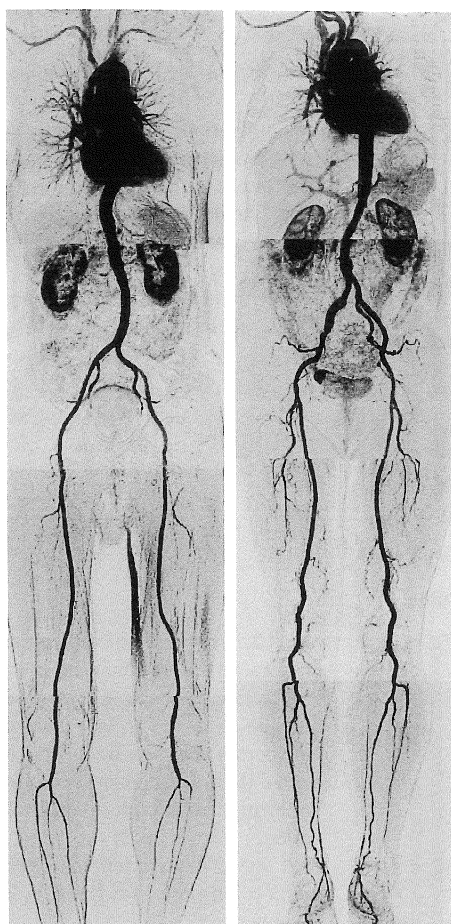


Fig. 7. Reconstructed MRA with high dose (left) and low dose (right) Gd-DTPA. Even with lower dose (0.12 mmol/kg) obtained MRA has a clinically acceptable image quality.

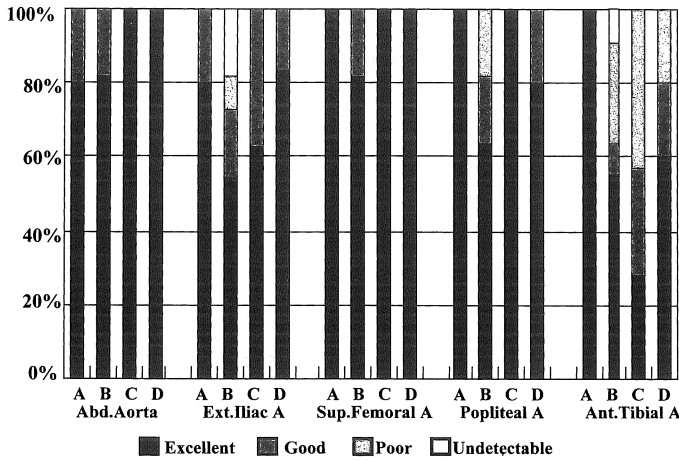


Fig. 8. Subjective evaluation of demonstration of arterial main stem. Above the popliteal artery, more than 90% of arterial segments are readily accessible. Even leg branches are clearly demonstrated in more than 80% of cases. Abd. Aorta, abdominal aorta; Ext. Iliac A, external iliac artery; Sup. Femoral A, superficial femoral artery; Popliteal A, popliteal artery; Ant. Tibial A, anterior tibial artery

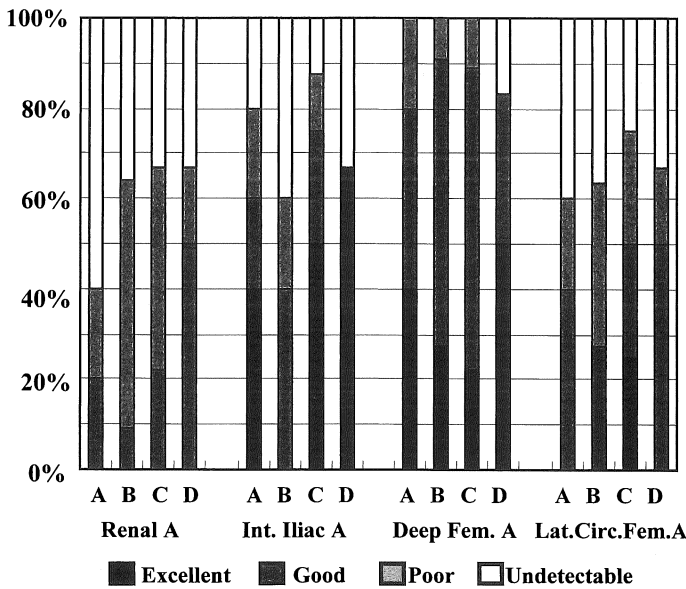


Fig. 9. Subjective evaluation of demonstration of main arterial branches. Demonstration of horizontally oriented branches are poor. In nearly 80% of cases evaluation of renal arteries are not acceptable. Renal A, renal artery; Int.Iliac A, internal iliac artery; Deep Fem. A, deep femoral artery; Lat. Circ. Fem. A, lateral circumflex femoral artery

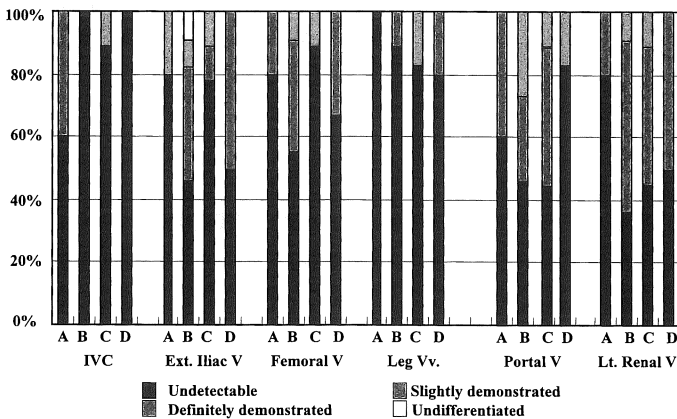


Fig. 10. Frequency of venous demonstration. As for main stem systemic veins, they are only rarely detectable. While SVC, left renal vein, and portal vein are frequently observed their signal is low and usually not problematic for arterial evaluation. Ext. Iliac V, external iliac vein; Leg Vv, leg veins; Lt. Renal V, left renal vein

ではその適応が限られること、十分なコントラストを得るための撮像タイミング上の制約が生じることなどである<sup>5)~7)</sup>。これらと並んで大きな問題となるのが一回の検査の中で複数の部位を撮像することの困難さである。撮像領域の変更に伴う種々のセッティング変更の煩雑さに加え、いったん投与された造影剤の効果はしばらくの間持続し、組織の非特異的な信号上昇をもたらす。このため subtraction 法の併用により造影剤を複数回投与する方法も報告されているが<sup>8)</sup>残存する造影剤の影響を完全にとり除くことは不可能であり診断上の問題点となりうる事が指摘されている<sup>9)</sup>。

最近になってこの問題点を解決するための試みとして造影剤の連続投与下に患者寝台を移動させながら撮像を繰り返し、複数部位を一回の造影剤注入で終了する方法が報告された<sup>1)~3)</sup>。この方法では短い撮像時間の中で骨盤から下肢にかけて診断能の高い動脈像が得られるとされている<sup>3)</sup>。広範囲の血管病変を評価する上で非常に有用性が期待できる方法であるが、造影剤の投与方法、撮像のタイミングなどについてはなお詳細な検討はできておらず、多くの追試も十分な検討なしに大量の造影剤を用いているように思われる<sup>3),10)</sup>。

我々は今回この方法の撮像条件の標準化を目的として、幾つかの基礎的な検討を試みた。撮像にあたり、(1) 造影剤の投与量 (19 ml および 29 ml)、(2) 秒間の注入量 (0.3 ml)、(3) 造影剤注入開始から撮像開始までの時間 (peak time+30 秒) などの条件を固定した。撮像開始までの時間については test injection と実際の撮像での秒間注入量が異なること、事前の検討で 1 ml/秒のテスト注入から得られた到達時間では 20 秒程度の余分の時間をとってなお頭側のスラブにおいて動脈全体の信号が不均一でかつ造影効果が不十分であったため、30 秒の遅れを付加した。造影剤投与量は日常臨床で使用可能な総量 20 ml を基本とし、撮像時間の長さ (4 部位で 95 秒) に基づく持続注入の

必要性より秒間注入量を抑えるべきと考えたが、事前に検討した秒間 0.2 ml 投与症例で十分な造影効果が得られなかったため Ho らの報告と同じ 0.3 ml とすることにした<sup>1),10)</sup>。

今回の注入方法で、(1) 造影剤の投与量、(2) 撮像スラブ内における動脈の位置 (中極側か末梢側か)、(3) 注入開始から撮像までの時間、などにより SNR で 10~50% の違いが観察された。すなわち投与する造影剤総量が多いほど、中極側に位置する動脈ほど、また、十分な注入時間 (注入量) をおいたあとの撮像ほど得られる動脈の SNR が高いことが確認された。測定部位による SNR の変化は投与造影剤量によらずほぼ同様のパターンを示し、動脈信号の空間的分布が投与造影剤量以外の要因に大きく影響されていることが示唆された。

各 station において近位部と遠位部との信号には 10~30% 程度の SNR の違いが見られた。SNR が連続的に変化している傾向と併せ、この現象は持続注入により近位部がより濃度の高い造影剤を相対的に多量に供給されているためと思われる。また、1 station の遠位部と次 station の近位部は実際には同一部位を撮像しているにもかかわらず、3 接合部において後者の信号は常に前者より 20~30% 高かった。この現象は後のレベルでは造影剤の移動時間はあるものの 25 秒間分余分の造影剤注入 (7.5 ml) が加わっているためと考えられる。なお、撮像時間 95 秒に対して造影剤注入時間は約 63 秒である。Test injection による peak time は心機能低下症例では 30 秒以上かかる例もあり、このような例では造影後画像の撮像開始時に既に造影剤注入が終了している場合もある。この時間的な差にもかかわらず 4 レベルでほぼ同等の造影効果が得られたのは造影効果に濃度の幅があること、到達時間内における造影剤の時間的空間的な拡散などの影響もあるが、テーブル移動による造影剤移動距離の時間的変化が重要な役割を果たしているためと考えられる<sup>2)</sup>。造影効果とテーブルの移動の関係についての解明

は今回の検討のみではなお不十分であり、造影剤の効率的な投与方法の確立のためにも今後明らかにしていかななくてはならない問題である。

また、同一症例における血流信号の不均一性は頭側のスラブ (station 1, 2) ほど顕著に見られ、末梢側のスラブ (station 3, 4) においては投与造影剤の量にかかわらず明らかな差が認められなかった。したがって、信号不均一性の最大の原因は頭側スラブの撮像開始時点における投与造影剤量の不足に起因すると考えられ、現在撮像開始時間を peak time より 40 秒後として検討を続けている。

撮像時間が長いために静脈描出の影響が問題となることが予想されたが大腿、下腿領域で静脈系の描出がほとんど見られなかった。この原因として現在二つの可能性が挙げられる。第一は造影剤が下腿までに移動する時間が長く、時間的に静脈内に造影剤が到達していないこと、第二は少量造影剤の持続注入であったために毛細血管相での希釈による信号低下の影響が強く、結果として目に見えるほどはっきりした静脈信号の上昇が生じないことである。Station 4 の撮像は造影剤投与開始から、約 2.5 分経過しており造影剤は静脈まで到達していないとは考えにくい。また、左膝関節炎症例で患側の明らかな静脈描出が見られたことなど後者を原因として考えるのが妥当と思われる。造影剤の秒間投与量も標準化すべき課題であるが、1 ml/秒のような注入方法では撮像時間を短縮しないと末梢領域で静脈描出が問題となってくることが予想される。

今回の検討では体重当たりの造影剤投与量により SNR の上では 40% に及ぶ信号差が観察されたものの動脈描出率、静脈の出現頻度など実際の画像の評価においては各群間に明らかな差異を認めなかった。各群における症例数が少ないことも原因として考えられるが subtraction による CNR の飛躍的な向上が画質改善に大きく貢献していると思われ<sup>11),12)</sup>、A 群症例でも動脈本幹に関しては十分評価が可能と思われる。

現在テーブル移動を併用した MRA の造影剤投与には我々が今回検討したような 0.3 ml/秒程度の注入量で持続注入する方法<sup>1)</sup>と 1 ml/秒程度の注入量で比較的短時間で注入する方法<sup>2),3)</sup>がある。いずれの方法においても現在投与総量としては通常量を超えた大量の造影剤が用いられている傾向があるが<sup>1),3),10)</sup>、我々の検討では撮像のタイミングなどの条件を至適化することにより動脈本幹に限定していれば通常投与量程度の造影剤でも十分評価可能な MRA を得ることができると考えられた。今後狭窄性病変の診断能や血管内造影剤の応用なども考慮し、造影剤の投与量と診断能の関係を明らかにしていくことは医療費抑制の面からも重要であると考えられる。

## 文 献

- 1) Ho KY, Leiner T, de Haan MW, Kessels AG, Kitslaar PJ, van Engelshoven JM: Peripheral vascular tree stenoses: evaluation with moving-bed infusion-tracking MR angiography. *Radiology* 1998; 206: 683-692
- 2) Wang Y, Lee HM, Khilnani NM, Trost DW, Jagust MB, Winchester PA, Bush HL, Sos TA, Sostman HD: Bolus-chase MR digital subtraction angiography in the lower extremity. *Radiology* 1998; 207: 263-269
- 3) Earls JP, De Sena S, Bluemke DA: Gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography of the entire aorta and iliac arteries with dynamic manual table translation. *Radiology* 1998; 209: 844-849
- 4) Du YP, Parker DL, Davis WL, Cao G: Reduction of partial-volume artifacts with zero-filled interpolation in three-dimensional MR angiography. *JMRI* 1994; 4: 733-741
- 5) Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC: Breath-hold single dose gadolinium enhanced three dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector. *Radiology* 1996; 201: 705-710
- 6) Saloner D: Determinants of image appearance



- in contrast-enhanced magnetic resonance angiography. A review. *Invest Radiol* 1998 ; 33 : 488-495
- 7) 藤井秀和, 坪田秀一, 吉川裕幸, 他 : ボーラス注入時における 3D 造影 MR angiography. *日磁医誌* 1998 ; 18 : 182-184
- 8) Westernberg JJM, Wasser MNJM, van der Geest RJ, Pattynama PMT, de Roos A, Vanderschoot J, Reiber JHC : Scan optimization of gadolinium contrast-enhanced three-dimensional MRA of peripheral arteries with multiple bolus injections and *in vitro* validation of stenosis quantification. *MRM* 1999 ; 17 : 47-57
- 9) Frayne R, Grist TM, Swan JS, Peters DC, Korosec FR, Mistretta CA : Contrast agent injection protocols for 3D MR DSA : effects of injection order, volume and rate. Abstract of ISMRM sixth annual meeting 1998
- 10) Meaney JFM, Ridgway JP, Radjenovic A, Say-sell M, Kouwenhoven M, Kassner A, Smith MA : Stepping-table (MOBITRAK) gadolinium-enhanced digital-subtraction magnetic resonance angiography of the aorta and lower extremity arteries. Abstract of ISMRM sixth annual meeting 1998
- 11) Ho KY, Haan MW, Klessels AGH, Kitslaar PJ, van Engelshoven JM : Peripheral vascular tree stenoses : Detection with subtracted and non-subtracted MR angiography. *Radiology* 1998 ; 206 : 673-681
- 12) Leung DA, Pelkonen P, Hany TF, Zimmermann G, Pfammatter T, Debatin JF : Value of image subtraction in 3D gadolinium-enhanced MR angiography of the renal arteries. *JMRI* 1998 ; 8 : 598-602

### **Table-moving Contrast-enhanced MR Angiography : Evaluation of Imaging Methods and Its Vascular Signal Characters**

Makoto AMANUMA, Tadashi YOSHIDA, Hisashi HIRATA,  
Eito KOZAWA, Kyoko ENOMOTO, Tsuneya WATABE,  
Atsuko HESHIKI

*Department of Radiology, Saitama Medical School  
38 Morohongo, Moroyama-cho, Iruma-gun, Saitama 350-0495*

Signal characteristics of table-moving contrast-enhanced MR angiography (MRA) were analyzed in 31 consecutive patients. Imaging was performed at four different stations continuously before and after Gd-DTPA infusion and subtracted MRA were processed. Signal to noise ratio (SNR) of the main arteries was measured at 11 different points and their distribution pattern was compared relative to its position and dose of Gd-DTPA. Degree of arterial and venous demonstration was also scored by two radiologists. Arterial signal in the proximal stations showed significantly higher value than that in distal stations. In a single station, the proximal part of arterial main stem also had higher signal value than did distal part. The signal difference was largest in the proximal station. Although higher dose of contrast medium provided higher vascular signal, image quality was also clinically acceptable in the nearly single dose (0.10-0.15 mmol/kg). By optimizing imaging parameters, high quality whole-body MRA was possible even with single dose of contrast medium.