

ガドリニウム造影 3次元躯幹部 MR angiography

山下康行, 満崎克彦, 高橋陸正

熊本大学医学部放射線科

はじめに

胸腹部、骨盤領域のMR angiographyは従来、水平断による2次元time-of-flight (2D TOF) 法やphase contrast (PC) 法が用いられ、大血管の病変を中心に有用性が報告されている^{1)~7)}。しかしこれらの方法は広い範囲を撮像すると長時間を要し、階段状のアーチファクトも目立つ。また呼吸停止部位が一定でないで得られる画像の血管の連続性が悪い。また血管が蛇行している場合や流速が遅い場合の血管の描出は不良であり、狭窄部で乱流によるdephasingにより血流信号が低下し狭窄が強調される。さらにsubtractionができないため、maximum intensity projection (以下MIP) 法を行うと脂肪のために細かい血管の信号が飛んでしまうなどの問題が指摘され、頭頸部や下肢などのMR angiographyに比較すると必ずしも確立された方法とは言えなかった。

近年、inflow効果にほとんど依存せず、造影剤のT₁短縮効果を利用したGd-DTPA併用3次元(以下3D)MR angiographyが広く行われるようになった。この造影剤を用いたMR angiographyはLosseffら⁸⁾によって最初に報告されたが、下肢のごく狭い領域を対象としたものであった。その後Prince⁹⁾によって現在行われているように造影剤を注入し、広範囲の動脈を描出する方法が報告された。現在その

方法は普及してきたが、造影剤の投与方法や用いるパルス系列は研究者によって千差万別であり、必ずしもその方法にconsensusが得られているとは言いがたい。本稿では現在までの研究の流れを概観するとともに、いかにすれば高画質のMR angiographyが得られるかを基礎的な観点から実際の臨床応用について述べるとともに、その問題点についても言及した。

Gd-DTPA 併用 3D MR angiography とは

この方法はGd-DTPAを静注して血管内に高濃度のGd-DTPAが存在しているfirst passの間に3次元の高速のgradient echo法によってT₁強調系の像を撮像し、得られた原画像からMIP処理によって血管造影像を得る方法である。一般に血管内を流れる血液は中心部の速度が速く、辺縁部は遅いため、信号強度が血流速度に依存するTOFやPC法では辺縁部の信号は相対的に弱くなり、血管壁の正確な評価が困難となる。これに対し本法は、血管壁に近い部位からも信号が得られるのでヨード造影剤の濃度に依存して血管を描出するconventional angiographyに近い画像を得ることができると考えられている。GdのT₁短縮効果により血管が高信号に描出され、inflow効果は必要としないので、slice, slab方向は任意に決定できる。また血流方向にも依存しないため、逆行性

の flow の描出も可能である。撮像方向は、slab を血流方向と平行に設定した冠状断とすることにより、広い範囲の画像が可能である (Fig. 1)。

高画質の Gd-DTPA 3D MR angiography を得るポイントとしては、

1. 血管を高信号とすること
2. 周囲組織を低信号とすること
3. 撮像時間が短いこと (呼吸停止下の範囲内)
4. 高分解能であること

などが挙げられ、実際には目的とする血管を描出するために様々な工夫と trade off が必要である。胸腹部領域では motion artifact を抑えるため呼吸停止下的高速撮像が必要であり、動静脈を分離するという点からも高速撮像は有利である。さらに造影剤注入と撮像タイミングは高い血管コントラストと動静脈を分離するという点から重要である。

撮 像 法

a. パルス系列

造影剤使用 MR angiography では TR の短い 3D の gradient echo 法を用いることが多いが、冠状断の multislice の 2D でも可能である^{10),11)}。2D では TR を長くしスライス枚数を増やす一方、flip angle を倒し高い T₁ コントラストを得ることが可能であり、息止めを必要としない下肢で subtraction と併用した方法が報告されている¹¹⁾。しかし最近では gradient の強化により十分 TR を短縮できるようになったため、分解能および SNR が高い 3D が用いられることが多い。また 3D によって voxel size も小さくなり intravoxel dephasing も緩和される。

b. 撮像時間と造影剤投与

撮像時間と造影剤投与法の観点から持続静注法と急速注入法に大別される。

i) 持続静注法

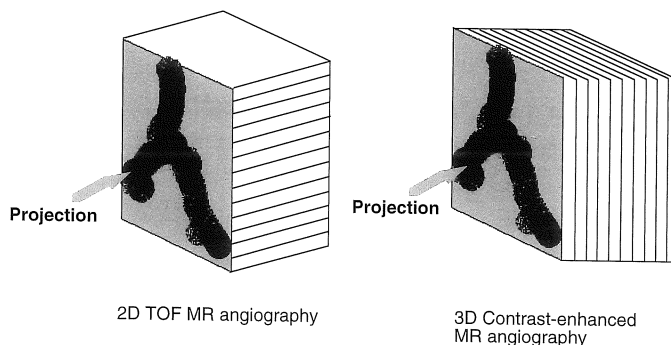


Fig. 1. Imaging sections on 2D TOF and 3D contrast enhanced MR angiography.

2D TOF images are usually obtained by axial section, followed by MIP postprocessing to create coronal images. Because Gd-DTPA enhanced 3D MR angiography does not rely on flow phenomenon, any imaging planes can be selected. By obtaining coronal image section parallel to the aorta, large area can be imaged.

1990 年代前半には主に安静呼吸下に比較的
 大量の造影剤をゆっくりと静注しながら 3~5
 分程度の撮像時間で 3D の gradient echo 法を
 用いて血管像を得ていた報告が多かった^{9),11)~16)}。この場合、通常目的血管の信号が
 撮像のはば真ん中、つまり k-space の中央で最
 も高濃度になるように設定する必要がある。
 TR は 20~40 ms, TE は 7 ms 前後の報告が多
 い。呼吸停止をしないため時間をかけ分解能を
 高くすることが可能である。しかしこのような
 方法では比較的大きな血管の描出は可能であ
 るが、末梢の分枝の描出は呼吸性移動のため不良
 である^{9),17)}。また reordering により撮像前半
 に動脈相の信号を集めることによって分枝の描
 出は可能という報告¹⁴⁾があるが限界があろう。

ii) 急速注入法

近年の MRI 技術の向上によって TR および
 TE の短縮が可能となり撮像時間が短縮可能と
 なるとともに、造影剤の急速静注によって MR
 angiography が得られるようになった^{10),17)~27)}。
 この TR/TE 短縮の効果は高画質の造影剤使
 用 3D MR angiography を得る上においては有
 利である。TR/TE の短縮により撮像時間が短
 縮され、呼吸停止が可能となり motion arti-
 fact を抑制できる。一方、slice 方向の parti-
 tion を増やして解像度を増やすことも可能で
 ある。TR 短縮に伴い全体の SNR は低下するが、

高濃度の造影剤を用いることで background と
 血管のコントラストも大きくすることが可能で
 ある。さらに短い撮像時間により適切なタイミ
 ングで撮像を行えば、静脈が造影される前に
 動脈のみを選択的に描出することも可能であ
 る。

c. 造影剤による血液の T₁ 値の緩和とパルス 系列の最適化

TOF 法による MR angiography では短い
 TR によって background を抑制するが、あま
 り TR を短くすると血液の飽和効果もおこり
 inflow 効果は弱くなる。造影剤使用 3D MR an-
 giography では Gd-DTPA 投与により十分に縦
 磁化が回復できるので TR の短縮が可能であ
 り (Fig. 2), TR と flip angle の設定には別の
 考え方が必要である⁹⁾。

Gd-DTPA によって血液の T₁ 値 (=1200 ms)
 が短縮するが、その大きさは次式で与えられ
 る。

$$1/T_1 = (1/1200) + R_1[Gd]$$

R₁ = 4.5 mmol-sec, 体重の 8 % が血液プール
 とし静注によって造影剤が血液中に均一に分布
 すると仮定すると、心拍出量から Gd-DTPA
 投与量に対する血管腔内の T₁ 値をおおよそ予
 測できる⁹⁾。しかし実際には造影剤は bolus で
 投与され、細胞外液にも分布するため予測は困

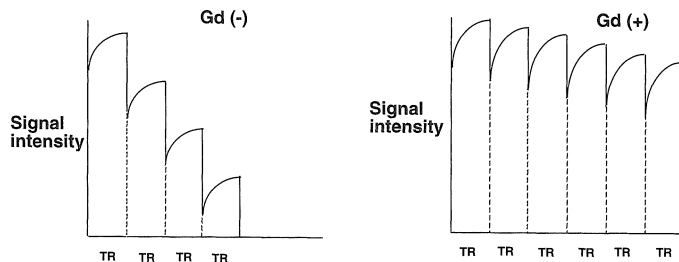


Fig. 2. Reducing saturation effect by the use of Gd-DTPA.

In gradient echo sequences, saturation effects become problematic because very short TRs are used. The use of paramagnetic contrast agent, such as Gd-DTPA causes T₁ shortening of blood. Consequently, the T₁ recovery is faster with less saturation effects.

難である。

ここで spoiled gradient echo 法を用いた場合の信号強度は次式で与えられる。

$$SI = N(H) \frac{1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right)}{1 - \cos(\alpha) \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right)} \sin(\alpha) \times \exp\left(-\frac{TR}{T_2^*}\right)$$

Fig. 3 は TR=8 ms, TE=3 (≪T₂^{*}) として 1.5 T において T₁=50 ms (bolus により造影された血液), 100 ms, 150 ms (持続静注で造影された血液), 270 ms (脂肪), 1200 ms (血液) による flip angle と信号強度の関係を示したものである。一般には撮影時間をできるだけ短くするために TR は最短にした方がよい。また TR, 予測される血液の T₁ 値 (Gd-DTPA の投与方法で変化する) において最適の flip angle を選択する必要がある。

d. TE の設定

乱流による信号の dephasing を最小にし, T₁ コントラストを高め, 高い信号を得るには

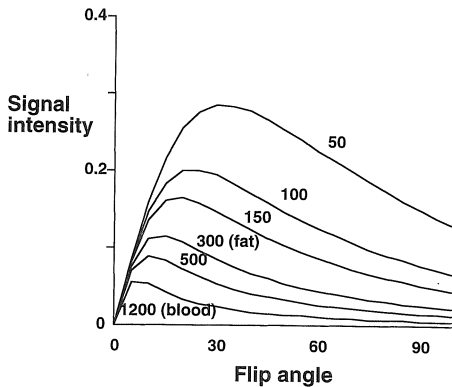


Fig. 3. Relationship between flip angle and signal intensity at a given TR on steady-state gradient echo sequence. The T₁ values are 1200 ms for blood, 270 ms for fat, 150 ms for blood after continuous Gd-DTPA infusion, 50 ms for blood after dynamic Gd-DTPA injection. TR=8 ms, TE=3 ms (≪T₂^{*})

TE はできるだけ短くした方が望ましい。Effective TE をできるだけ短くするために fractional echo や fractional RF pulse を用いることもある。また脂肪の信号をキャンセルするためには out of phase になるような TE が用いられることが多い (1.5 T では 2.2, 6.6 ms)。

特に胸部の MR angiography では, 空気と水の間の susceptibility の影響を抑えるためには後述のように TE の短縮が特に重要であり, TE の短縮は motion artifact の抑制にも効果がある。さらに TE の短縮により voxel 内の spin の位相分散 (dephasing) を少なくすることができ, SNR の点からも有利である。TE が長くなると, susceptibility artifact の増加や乱流による dephasing によって信号強度が低下し血管の描出が不良となる。TE の長さを規定する因子として, field of view の大きさ, slice 厚, flow compensation (gradient moment nulling) の有無, バンド幅などがある。Flow compensation を使用すると flow による artifact は軽減するが, TE の延長を伴う。そのため結果的に血管の描出が不良となることがある。腹部, 骨盤部では必ずしも flow compensation を必要とせず TE を短縮させた方が良い結果が得られることが多い。また, バンド幅を狭めると SNR は上昇するが, TE の延長を伴う。このように TE の短縮にあたっては様々の trade off が必要であり, 部位, 目的に応じて pulse sequence を optimize する必要がある。一般的には TE の短縮を優先する方が良い結果を生むようである。

造影剤投与方法

a. 造影剤の hemodynamics と撮像のタイミング

ヨード造影剤では造影剤の first pass の濃度は体重にはあまり依存せずむしろ造影剤投与速度を心拍出量で割った値に一致することはよく知られており, Gd-DTPA でもあてはまる。つ

まり Gd-DTPA 併用 3D MR angiography においても、動脈の造影のピーク値は Gd-DTPA の濃度が比較的低ければ投与速度 (flow rate) に比例し、臓器の染まりの大きさは造影剤投与量に比例する。しかし一定量を投与する場合 flow rate を速くするとピークの持続時間も短くなる。そこで実際の検査ではある程度の量の造影剤 (15~20 ml) を bolus で注入し、その

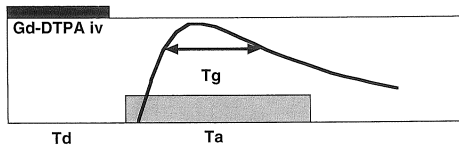


Fig. 4. Relationship between contrast material injection and image acquisition.

In order to achieve good contrast enhancement, the center of the k-space, usually located midportion of the acquisition, needs to be obtained at the peak enhancement of the first-pass of contrast material. During the acquisition, the concentration of Gd-DTPA should be constant to reduce blurring artifact from vessels. Td=initiation of scan, Ta=acquisition, TG=duration of maximum enhancement.

濃度のピーク付近が k-space の中央付近 (多くは撮像時間の真ん中) に一致するように設定すると最も良い結果が得られる^{20),24),26)} (Fig. 4). 高画質の Gd-DTPA 併用 3D MR angiography を得るには静脈が造影される以前にできるだけ高い動脈内の造影剤濃度を得ることが必要である (Fig. 5). 造影剤を急速静注し高速撮像する場合には適切な撮像タイミングを設定することが特に重要となってくる。タイミングがずれると十分なコントラストが得られないばかりか静脈の重なりも見られ、MR angiography の画質は著しく低下する²⁸⁾ (Fig. 6, 7).

通常の MRI のスキャンと contrast enhanced MR angiography の最も大きな違いは、前者では撮像時間中組織の緩和時間が一定であるのに対して、後者では一刻一刻血管内の組織緩和の大きさが急激に変化するという点である。そのために造影のピーク付近で k-space の中心付近の低周波領域の撮像を行うと最も高い血管の造影効果を得ることができるが、それがずれてしまうと著しいアーチファクトを生じ、実際より血管径が太く見えたり、blurring が起こるとい

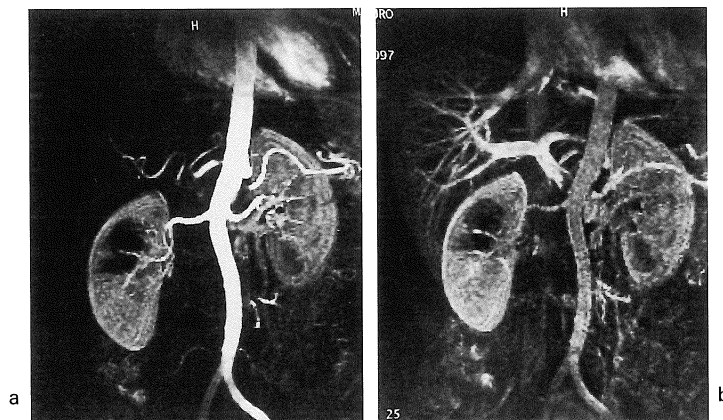


Fig. 5. Examples of abdominal MR angiography (TR/TE/flip angle= 5 ms/2 ms/25°, scan time : 15 s).

a : arterial phase, b : venous phase.

Both arterial and venous phase images can be obtained by the scans at appropriate timing. For arterial phase imaging, venous overlap should be eliminated.

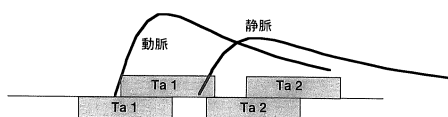


Fig. 6. Contrast agent profile and timing of acquisition.

Proper timing scan enable us to obtain separate arterial phase image (Ta1) and venous phase image (Ta2). Slightly earlier or later scan results in failure of obtaining arterial images and significant arterio-venous overlap.

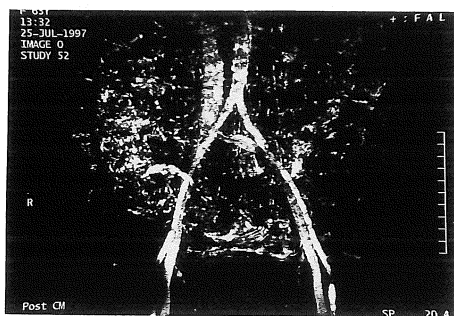


Fig. 7. Pelvic MR angiography (TR/TE/flip angle=15 ms/6 ms/30°, scan time : 65 s). Due to inadequate scan timing, significant arteriovenous overlap is seen.

われている²⁹⁾. また k-space の低周波領域が造影のピーク付近に一致しても撮像中に血管内の Gd-DTPA の濃度が急激に変化すると blurring の原因となる. そのため良い造影効果を得るためには撮像の間の血管内の Gd-DTPA を高濃度に保ち, 濃度の変化を最小にすることが望ましい. Holland ら²²⁾は撮像の間で動脈内の Gd-DTPA の濃度が大きく変化しないことの重要性を指摘し, 動脈内濃度を一定に保つために大量の造影剤 (40~60 ml) を用いている.

b. 撮像タイミングの最適化

撮像の至適タイミングは患者の心肺機能や投与方法で著しく異なり, 個々の例で最適のタイミングを予測することは困難である. 適切なタイミングでスキャンするためには短い時間で撮像を繰り返すことがなされるが, 空間分解能の低

下をきたす. 一方, 最適のタイミングは少量の造影剤で test injection することで求めることが可能である.

c. Test injection の方法

1 ml の造影剤を呼吸停止下に実際の注入と同じ flow rate および生食の量で flash し, inflow 効果のない turbo FLASH の sequence で 1 秒に 1 枚程度のスキャンを繰り返し到達時間を求める. 造影剤が到達すると急激に血管内の信号が増加し, 到達時間 (Td) を知ることができる. k-space を高周波領域から sequential に撮像し, 動脈のピークが造影剤の注入時間持続する (Tg) と仮定し, 撮像時間 (Ta) の中心 (k-space の中心) が動脈のピークに一致するように設定する. 投与開始から撮像開始までの時間 (Ts) は次式で算出される (Fig. 8)^{20),24)}.

$$Ta + Ta/2 = Td + Tg/2$$

$$Ts = Td + Tg/2 - Ta/2$$

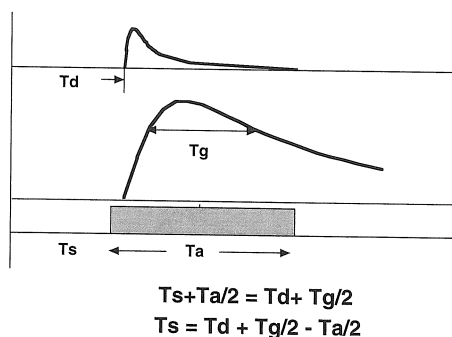


Fig. 8. A method used to time data acquisition and contrast material infusion. The contrast material bolus arrives at the aorta Td seconds after injection. The Gd-DTPA infusion lasts Tg seconds ; therefore the aorta remains enhanced from Td to Td+Tg seconds. This is the window of the first-pass enhancement. In sequential ordering, maximum contrast needs to be coincide with the center of acquisition. We calculated the delay of acquisition, Ts, with the following equation.

$Ts + Ta/2 = Td + Tg/2$, Ta=period of data acquisition

$$Ts = Td + Tg/2 - Ta/2$$

スキャン時間が長いと負の値となることもあるが、これはスキャン開始を注入より早く始めなければ造影のピークが撮像のピークに一致しないことを示している。一方、centric ordering で低周波成分を先に sampling する場合、delay time (Td) から直ちにスキャンを開始しても構わない。

このような test injection を行う上では MR 用の造影剤の injector は必須である。これらの方法によって用いる造影剤の量は少量であるために以下の検査が妨げになることはない。最近では CT などでも用いられている smart prep と同様に造影剤流入に伴う血管内の信号の上昇をモニターし、適当なタイミングでスキャンが開始される triggering software により test injection 無しに最適の撮像時間が得られる方法 (MR smart prep) が開発されている^{30),31)}。これは関心領域 (tracking volume) を大動脈に設定し、信号変化を経時的にモニターしあらかじめ設定された閾値以上になると delay time の後に自動的にスキャンが開始される方法で有用性が期待される。

Background の抑制

Background の信号を抑制することによって血管と周囲組織のコントラストを高めるために CHESSE pulse による脂肪抑制、subtraction 法、inversion pulse を用いる方法などが行われる。

a. 脂肪抑制法

脂肪の周波数に一致する脂肪抑制パルスを用いて脂肪の信号を消去する方法が最も一般的である^{15),21),28),32)}。均一な脂肪抑制を得るには磁場の均一性が不可欠である。通常脂肪抑制 pulse はすべての RF pulse の前に入れるために時間の延長を伴う。そこで脂肪抑制パルスを最初の 1 回だけ行い、centric ordering によって初めに脂肪の信号が null になるところでコントラストの大半を決める低周波信号を得るこ

とで最小の撮像時間の延長で効果的な脂肪抑制が可能であると報告されている²⁸⁾。しかし脂肪抑制だけでは background の信号消去は十分でない場合もあり特に phased array coil を用いた場合、信号の除去が困難である。そのため可能であれば subtraction 法を行うことにより画質が向上する。

b. Subtraction

造影剤投与前後の差分像を求めるもので組織の T₁ 値に関係せず高いコントラストを得ることができる。血管の信号が高くない場合、通常の方法では脂肪の信号に埋もれてしまい MIP 像での血管の描出は不良となる。脂肪の信号を subtraction によってほぼ完全に消去することによって細い血管まで描出可能である^{10),11),33)}。本法は呼吸性運動の少ない骨盤や下肢のみならず (Fig. 9)、上腹部でも多くの場合有効に脂肪の信号を消去することが可能である (Fig. 10)。しかし、造影前後で患者が動いた場合 misregistration となる。また腸管の動きを完全に抑制することは通常困難であるため、鎮座剤を投与しできるだけ速い sequence で撮像することによって腸管の信号を最小限に押さえることができる (Fig. 11)。

c. Inversion pulse

Inversion pulse を preparation pulse として用いて特定の T₁ 値の組織の背景の信号を消すことも可能である。Inversion pulse を併用した 3D gradient echo 法により T₁ コントラストが増し、画質が向上する^{27),34),35)}。Inversion time として短い TI 値を設定し (short inversion time : STIR) 脂肪の信号を消すことも可能であるが、この方法では造影された組織が脂肪の T₁ 値と一致した場合信号が抑制されるという現象が見られる。また IR pulse を有する MP-RAGE 法を用い Gd-DTPA によって造影された肝臓の信号を消去することによって肝内門脈の描出が高まる (Fig. 12)³⁴⁾。

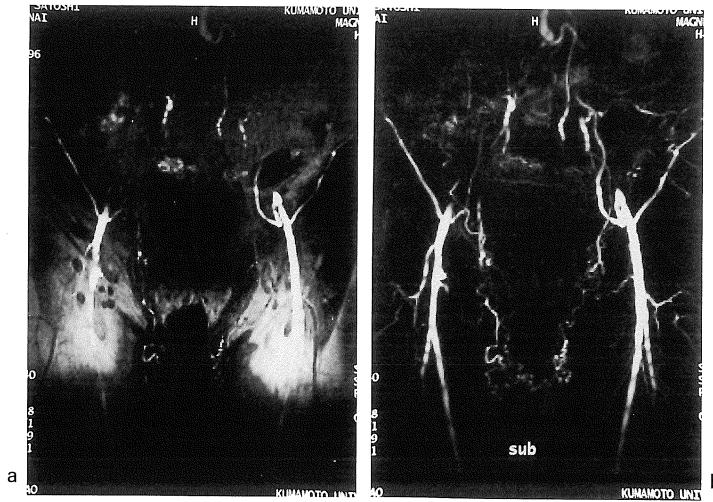


Fig. 9. Phased array coil MR angiography in a patient with arteriosclerosis obliterans (TR/TE/flip angle=15 ms/6 ms/30°, acquisition time : 65 s).

- a. Before subtraction
- b. After subtraction

Cancellation of the background tissue by subtracting the postcontrast images by the precontrast images enables visualization of small arteries.

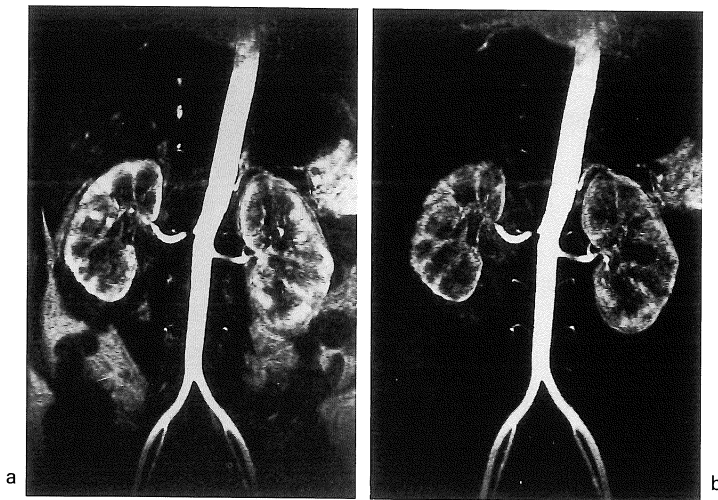


Fig. 10. MR angiography in a patient with renal artery stenosis (TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30°, acquisition time : 15 s).

- a. Before subtraction
- b. After subtraction

Subtraction is possible in the upper abdomen in the majority of patients. Visualization of small arteries is somewhat better on postsubtraction image.

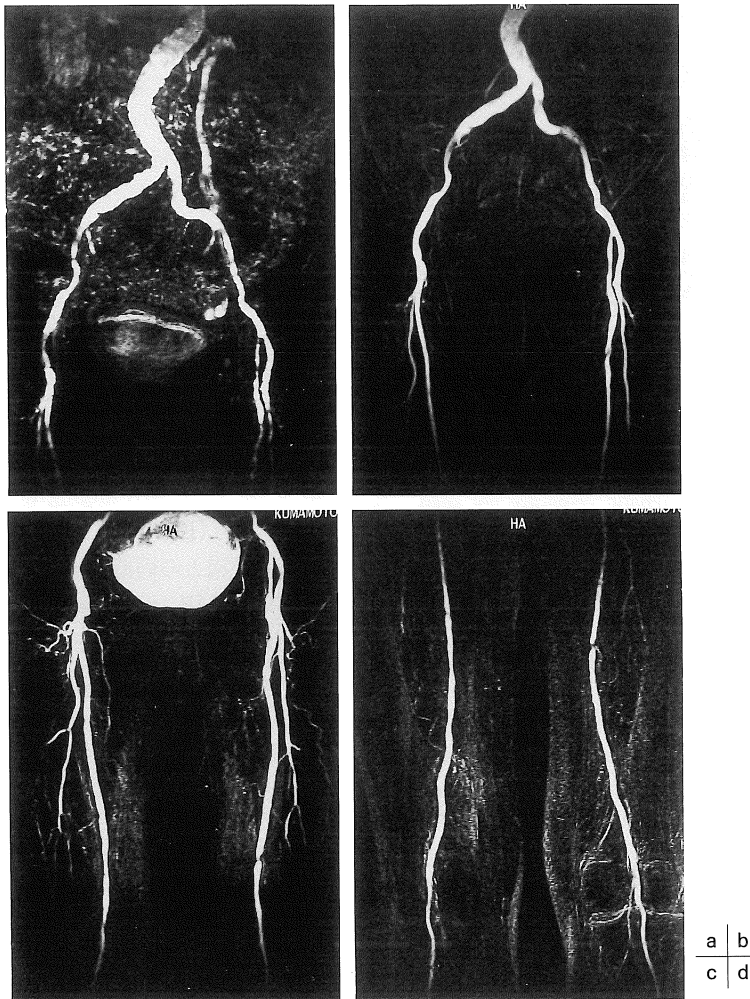


Fig. 11. Subtraction-MR angiography in a patient with arteriosclerosis. Phased array coil was used. Images were obtained 5 months interval using the different imaging parameters.

a. Subtraction MR angiography with TR/TE/flip angle=15 ms/6 ms/30° (acquisition time : 65 s)

b. Subtraction MR angiography with TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30° (acquisition time : 15 s). Zero-interpolation was used. By shortening the acquisition time, motion artifacts from the intestine and venous overlap are effectively eliminated.

c & d. Subtraction MR angiography with TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30° (acquisition time : 15 s) at femoral regions (c) and knee regions (d).

By moving a phased array coil, we can obtain several regions at one examination. Due to subtraction technique, contrast agent previously administered is not apparent. Stenotic lesions are seen in the both femoral arteries.

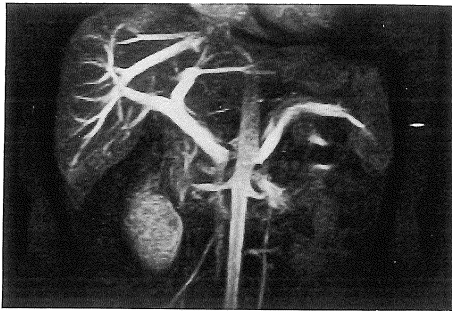


Fig. 12. MR portography with MP-RAGE sequence (TR/TE/flip angle=15 ms/7 ms/10° TI=20 ms, acquisition time : 18 s). MP-RAGE sequence achieves good background suppression, resulting in better contrast between portal or hepatic vein and liver parenchyma. Left hepatic veins are not seen, because they were not included in the coronal slab. (Permission from Ref. 32.)

Gd-DTPA 造影 3D MR angiography の画質改善の試み

近年 Gd-DTPA 造影 3D MR angiography において画質向上のため様々の試みが行われている。

a. 傾斜磁場の強化

MRI では空間分解能と撮像時間は trade off の関係にあるが、最近の EPI 対応の MRI 機種では gradient の強化 (high performance gradient) により TR を短縮できるようになったため (<5 ms), 限られた時間でできるだけ高い分解能を得ることが可能となった。TR/TE は RF pulse の幅を切り詰めたり (fractional RF pulse), fractional echo を用いて更に短縮することも可能である²²⁾。

b. 補間 (interpolation)

冠状断での Gd-DTPA 併用 3D MR angiography では撮像時間の関係でスライス方向 (Z 軸方向) の分解能が低くなると MIP 像において階段状のアーチファクトが目立つことがある。TR を短縮することによって撮像時間あるいは解像度を上げることが可能である。更にデ

ータ収集で位相方向の sampling を減らし k-space の低周波領域のみをデータ収集し高周波領域を 0 の値で補完する方法 (zero filling) によって撮像時間の短縮あるいは分解能を向上させる方法³⁶⁾が行われる。最新のソフトウェアではスライス面内のみならずスライス方向 (z 軸方向) にも可能である (Fig. 13)。この際中心部のみ sampling を行うと高周波成分の情報が無くなり、空間分解能が実際に期待されるほど伸びないため、k-space を非対称性に sampling した方が分解能が上がる。本法により著しい撮像時間の短縮, partial volume effect 軽減による空間分解能の改善が可能であり、造影剤を用いる MR angiography に有効である^{11),17),37)} (Fig. 11b)。

c. 心電図との同期 (triggering)

胸部の MR angiography では時に大血管の拍動に伴う動きのために著しい ghost artifact を生じることがある (Fig. 14)。これは特に TR/TE の長いパルス系列を用いる場合に見られる。このような場合心電図同期でこのようなアーチファクトを軽減できることを我々は経験している。この方法は k-space を segmentation する方法であり、例えば拡張期のみで一心拍 15 個の RF pulse を照射し 256/15 (=17) 回の心拍ですべてのデータを集める。撮像時間は若干延びるが心臓の拍動に伴うアーチファクトはかなり除去できる。

d. 位相の encode の reordering

位相の encode の reordering を行い撮像の最初に k-space の低周波領域の情報を集めることによって motion artifact に対してもアーチファクトがでにくくなり¹⁹⁾, 適切なコントラストを得ることが容易になる。また動静脈の重なりも軽減することが可能である¹⁴⁾。

e. Phased array coil の応用

コイルの選択は SNR を上げるためには重要である。体幹部の MR angiography では phased array coil の使用が有効である。ただ腹壁に近い部位の脂肪の信号が高くなり MIP 処

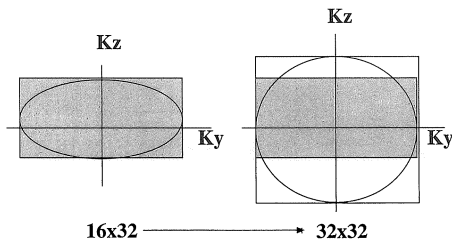


Fig. 13. In a sequence with zero-filling technique, only part of k-space is sampled. The remaining areas in k-space is filled with zero to create thin slice partitions without increasing scan time.

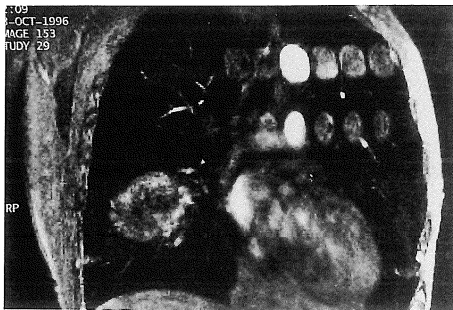


Fig. 14. MR angiography of the lung in a patient with lung cancer (TR/TE/flip angle=8 ms/3 ms/30°, acquisition time : 17 s). Severe ghost from the aorta is seen. This artifact is caused by motion of the aorta. In order to eliminate this artifact, cardiac gating or shortening of echo time is effective.

理の際に妨げとなるが、通常 subtraction 法で消去可能である。

Gd-DTPA 3D MR angiography の問題点

3D MR angiography の問題点としては 1) 造影タイミングのずれと静脈の重なり, 2) 不十分な background の抑制, 3) 被験者の動きによる motion artifact あるいは subtraction を行う際の misregistration, 4) 空間分解能が劣る, 5) 狭窄が過大評価されることなどが挙げられる。この中で, 1)~4) はこれまで述べた

ことでおおよそ解決されるが, 5) は MR angiography の本質的問題点であり, 今後もっと検討を進めていかなければならない。

一般に Gd-DTPA 造影 MR angiography では TOF 法に比し turbulence の影響を受けにくく, dephasing が起きにくいと考えられている。しかし乱流による phase の乱れは造影剤により縦磁化の緩和を短縮しても補正されず, 狭窄は実際にはかなり強調される。Fig. 15 は狭窄モデルにより拍動流における流速と狭窄率の関係を示したものであるが, Gd-DTPA の濃度が低いほど, 流速が速いほど狭窄は強調され, 実際臨床的にもこの現象は観察される。この dephasing の影響を小さくする方法として通常の 3D MR angiography 同様, field echo time あるいは TE の短縮, 高次の flow compensation を付加すること, voxel size を小さくすることなどが有効であるが^{38),39)}, 完全に conventional angiography のような像が MR angiography では得られないことを銘記すべきである。

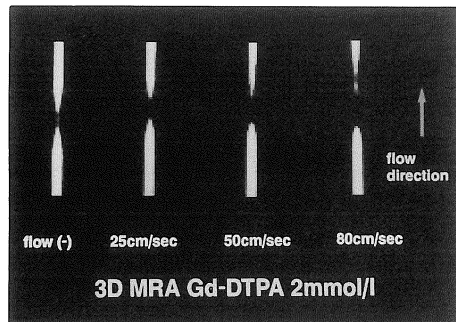


Fig. 15. Phantom study simulating 3D gradient echo MR angiography. Flow rate was changed from 0 to 80 cm/s. Pulsatile flow is obtained. Images were obtained at TR/TE/flip angle=15 ms/6 ms/30° (acquisition time : 65 s) with a concentration of Gd-DTPA of 2 mmol/l.

As the flow rate increases, the stenosis is over-estimated. Similar phenomenon is seen when the concentration of Gd-DTPA is diluted.

具体的な MR angiography の方法

a. 肺動脈

肺の MR angiography では肺塞栓の診断、肺の動静脈奇形等が主な適応であり、従来は 2D あるいは 3D の TOF 法が行われていた。しかし撮像時間が長い、末梢の血管の描出が悪い、塞栓と血流が識別困難なことがあるなどの欠点が見られた。造影剤を用いた MR angiography によって高画質の MR angiography が得られる^{40),41)}。

肺血管の MR angiography では、血管と空気が混在するため susceptibility の影響を受けやすく、心拍動や呼吸運動による motion artifact を生じやすい、また末梢血管の描出には高い空間分解能と SNR が必要などの技術的困難性がある^{42),43)}。Susceptibility の影響を抑えるには TE の短縮が有効であり⁴⁴⁾、TE の短縮により motion artifact や、dephasing も軽減される (Fig. 16)。Flow compensation を用いるより TE を短縮させた方がよい結果が得られる。もし、心拍動に伴う motion artifact が強い場合は、若干の撮像時間の延長を伴うが、心電図同期を行うとよい。また、source image を参照することによって dynamic study として診断する上で重要な情報を得ることができる

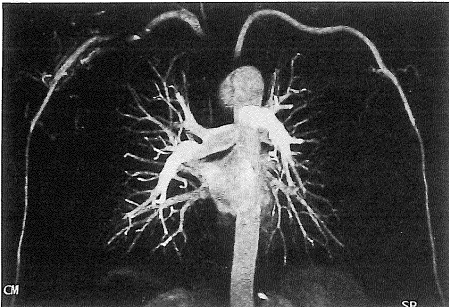


Fig. 16. Subtraction MR angiography of the lung (TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30°, acquisition time : 15 s). With very short TE, excellent visualization of the peripheral vessels is obtained.

(Fig. 17). 更に本方法を発展させて turbo FLASH などの非常に TE の短い sequence を

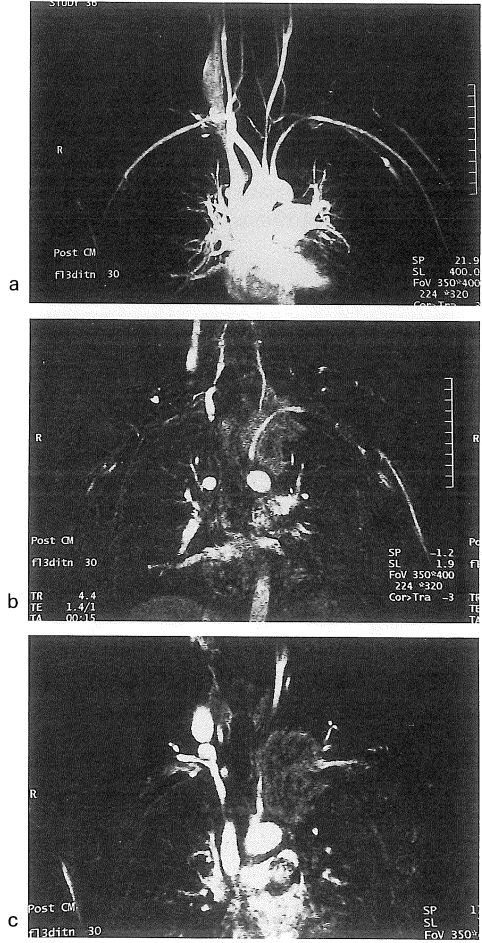


Fig. 17. Subtraction MR angiography of the chest (TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30°, acquisition time : 15 s, zero-interpolation was used).

a. MIP subtraction image

Stenosis of the left subclavian artery and left carotid artery is seen.

b. Source image of the arterial phase

The relationship between the vessels and tumor is well-visualized on source images. Enhancement of the left carotid artery and subclavian artery and occlusion of the left subclavian vein are seen.

c. Source image of the venous phase

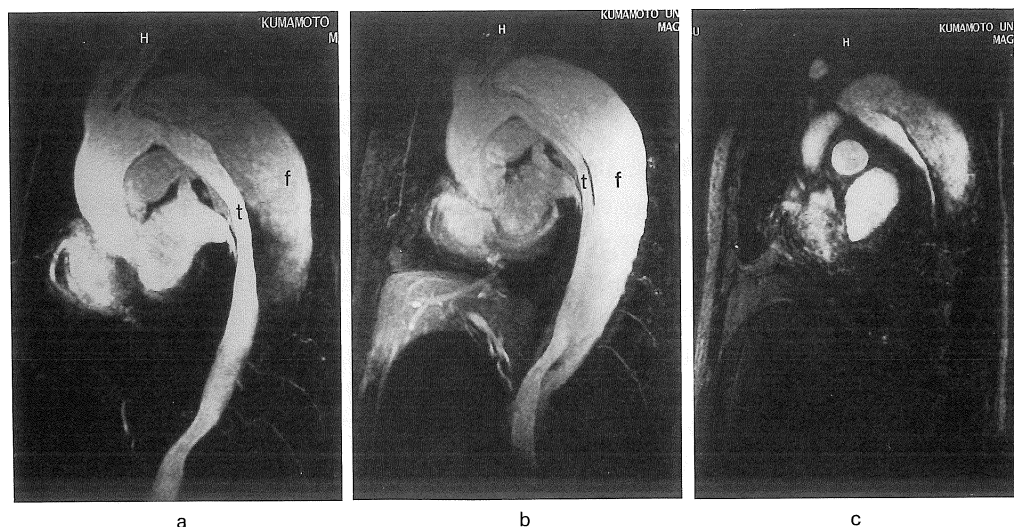


Fig. 18. Subtraction MR angiography in a patient with Stanford B dissecting aortic aneurysm (TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30°, acquisition time : 15 s, zero-interpolation was used).

- a. First phase MIP image
- b. Second phase MIP image
- c. Source image of the first phase

Whole extent of the dissecting aneurysm of the descending aorta is evident on MR angiography. Entry of the dissection locates next to the orifice of the left subclavian artery. t=true lumen, f=false lumen.

用いて肺実質の perfusion を見ることも試みられている⁴⁵⁾。

b. 大動脈

従来から行われた心電図同期, black blood 法による spin echo 法が大動脈の描出には有用である⁴⁶⁾。また血流の情報を見るには gradient echo 法を用い, 心電図同期で画像収集する cine MRI も有用である⁴⁷⁾。Gd-DTPA を用いた MR angiography では血流の状態にあまり依存されないため, 心拍出量の低下した患者や血行動態に異常のある患者でも良好な血管像が得ることが可能である^{48)~50)}。胸部大動脈瘤では全体の形態は MIP 像によって容易に診断可能であり, 瘤と弓部分枝の関係, ことに真腔, 偽腔との関係では原画像を評価することが重要である (Fig. 18)。しかし呼吸停止ができない患者ではやや多めの造影剤をゆっくりと静注して安静呼吸下に 2 分ほどかけて撮像してもよい。また肺動脈同様 TE のやや長い se-

quence では大動脈の拍動が著しいことがある。このような場合には心電図同期の併用を考慮するべきである。

腹部大動脈は基本的には胸部大動脈の MR angiography と同じコンセプトだが, 腹部領域では胸部とは異なり, 脂肪等の周囲組織の信号を落とすことが腹部の MR angiography では重要である。Background の信号低下を目的として, out-of-phase を撮像する, subtraction を行う, preparation pulse を用いる (脂肪抑制法, MTC pulse, inversion pulse の付加) などの方法が考えられる。実際, 我々は out-of-phase (1.5 T で TE=2 ms) を原則として使用し, 必要に応じて subtraction を用いている。多くの場合, subtraction によって皮下脂肪, 腹腔内脂肪は消去可能である (Fig. 17, 18)。

c. 腎動脈

腎動脈の描出には従来より 2D あるいは 3D

の TOF 法, phase contrast 法が行われてきたが, 呼吸性の運動, 血管の蛇行した走行, 遅延した血流, 細い accessory artery の存在などのために必ずしも良好には描出されていなかった. 安静呼吸下の Gd-DTPA を用いた 3D-MR angiography では細い accessory artery の描出は比較的困難であったが^{9),16)}, 呼吸停止下の short TR/TE の sequence を用いることで分解能が向上し臨床的に有用性が高まってきた^{16),20),23),25),26)} (Fig. 10, 19). しかしこの方法でも実際の狭窄より過大評価される傾向があり, sensitivity はほぼ 100% であるが, specificity は 62~100% とやや低く, 腎内の分枝の描出も十分でないことからまだ完全に血管造影を置き換えるわけには行かないのが現状である.

d. 門脈

門脈の造影検査は静脈瘤の診断, 門脈血栓症, 癌の浸潤の診断などで重要である. 最近では non-invasive に MR angiography を用いて

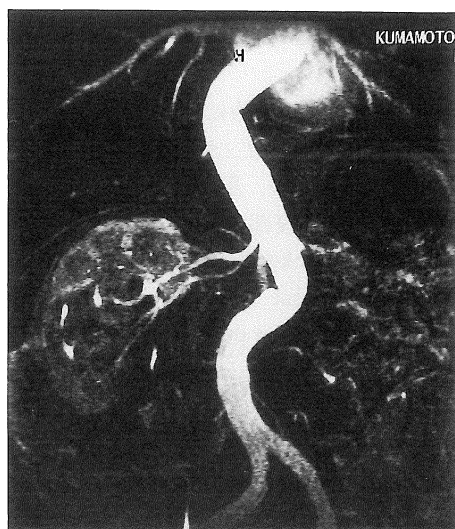


Fig. 19. Subtraction MR angiography in a patients with left renal artery obstruction (TR/TE/flip angle=4.4 ms/1.4 ms/30°, acquisition time: 15 s, zero-interpolation was used). Left renal artery is occluded at the orifice.

門脈の描出が可能となってきた. 門脈の血流は流速 50 cm/s 以下の層流で 2D TOF や 3D phase contrast 法でこれまで行われてきた^{51)~53)}. 造影剤使用 3D MR portography は, 冠状断を撮像することによって腹部の広い範囲を短時間で撮像可能である. 造影剤使用 3D MR portography は静脈瘤の診断, 門脈血栓症, 癌の浸潤の診断の他, 静脈瘤の塞栓術を施行予定の患者に対して腹部全体の静脈瘤のスクリーニングとして有用である^{34),54)}. また, 肝静脈, 下大静脈も良く描出されるため肝腫瘍摘出手術や TIPS の術前検査として有効である.

我々は 3D の超高速撮像法 turbo FLASH の一種である magnetization prepared rapid acquired gradient echoes (以下 MP-RAGE) 法において T₁ 値を造影された肝臓の信号が null になるように設定することによって, 肝臓内でも良好な門脈の描出が得られている³⁴⁾ (Fig. 12). 大動脈の重なりをさけるために斜位で撮像している. この方法では門脈と肝実質のコントラストは高いが TR が長い呼吸停止下に撮像できる範囲内ではスラブの厚さに限界があり, 腹部のすべての静脈瘤をカバーすることができない.

e. 骨盤部, 下肢

閉塞性動脈硬化症のスクリーニングとして MR angiography は有用である. 従来は 2D TOF 法が行われることが多かったが^{5),6),55)}, axial で撮像するために時間がかかる, 拍動のため ghost がでることがある, 面内に走行する血管の描出が悪い, 乱流による dephasing のため狭窄部が強調される, background の信号抑制が不完全であるなど様々な問題点が指摘されている^{6),56),57)}.

Gd-DTPA 併用 3D MR angiography はこれらの問題点をかなり克服可能である. 当初は多量 (0.2~0.4 mmol/kg) の造影剤を 1~4 分かけて持続静注することで骨盤部の動脈像を得ていた^{9),11),13)~15)}. この方法では腸管ガスの動きや腸管の染まりが画質を悪化させる (Fig. 7).

また hemodynamics の個人差が大きく、時に造影不良や静脈の重なりのため診断能が低下することがある。最近では上腹部の MR angiography 同様 gradient が強化された機種では短時間（1 分以下）で分解能の高い画像が得られるようになった。そのため少量の造影剤を急速静注することで短時間で検査を終了することが可能である^{10),17),21)} (Fig. 11)。一般に閉塞性動脈硬化症の患者の血管の評価には大動脈分岐部から下腿まで一度の検査でできることが望ましいが、subtraction 法を併用することで特殊なコイルを用いることなしに骨盤から下腿まで 1 回の検査でスクリーニングが可能となった³³⁾ (Fig. 11)。まだこの方法の診断能は十分に評価されているとはいえないが、我々の施設では sensitivity 96%, specificity 83% の成績を得ている⁵⁸⁾。

おわりに

胸腹部領域の造影剤併用 MR angiography について簡単に解説したが、今後 MR 装置自体の性能の向上により空間分解能や撮像時間は更に改良されていくであろう。装置の改良以外の課題として造影剤の注入タイミングの最適化、3 次元的な血管画像の表示や観察方法の工夫も今後の重要な課題と考えられる。注入タイミングの最適化は症例の個人差もあり、難しい課題と考えられるが、最近 MR 装置対応の自動注入器が開発され、その活用により良好な画像が得られることが期待される。また、それぞれの施設での機種の性能、放射線科医の習熟、用いるテクニック、利用のしやすさなど様々の問題があると思われるが、MRI の技術は日進月歩しておりより簡便で精度の高い方法がこれからも数多く発表され診断能も向上すると思われる。

文 献

- 1) Grist TM, Sostman HD, MacFall JR, et al. : Pulmonary angiography with MR imaging : preliminary clinical experience. *Radiology* 1993 ; 189 : 523-530
- 2) Debatin JF, Spritzer CE, Grist TM, et al. : Imaging of the renal arteries : value of MR angiography. *AJR* 1991 ; 157 : 981-990
- 3) Dumoulin CL, Hart HWJ : MR angiography. *Radiology* 1990 ; 167 : 712-720
- 4) Nishimura DG : Time-of-flight MR angiography. *Magn Reson Med* 1990 ; 14 : 194-201
- 5) Yucel EK, Kaufman JA, Geller SC, Waltman AC : Atherosclerotic occlusive disease of the lower extremity : prospective evaluation with two-dimensional time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1993 ; 187 : 637-641
- 6) Owen RS, Baum RA, Carpenter JP, Holland GA, Cope C : Symptomatic peripheral vascular disease : selection of imaging parameters and clinical evaluation with MR angiography. *Radiology* 1993 ; 187 : 627-635
- 7) Swan JS, Grist TM, Weber DM, Sproat IA, Wojtowycz MM : MR angiography of the pelvis with variable velocity encoding and a phased array coil. *Radiology* 1994 ; 190 : 363-369
- 8) Lossef SV, Rajan SS, Patt RH, et al. : Gadolinium-enhanced magnitude contrast MR angiography of popliteal and tibial arteries. *Radiology* 1992 ; 184 : 349-355
- 9) Prince MR : Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 1994 ; 191 : 155-164
- 10) Douek PC, Revel D, Chazel S, Falise B, Villard J, Amiel M : Fast MR angiography of the aortoiliac arteries and arteries of the lower extremity : value of bolus-enhanced, whole-volume subtraction technique. *AJR* 1995 ; 165 : 431-437
- 11) Adamis MK, Li W, Wielopolski PA, et al. : Dynamic contrast-enhanced subtraction MR angiography of the lower extremities : initial evaluation with a multisection two-dimensional time-of-flight sequence. *Radiology* 1995 ; 196 : 689-695
- 12) Kaufman JA, Geller SC, Petersen MJ, Cambria RP, Prince MR, Waltman AC : MR imaging (including MR angiography) of abdominal aortic

- aneurysms : comparison with conventional angiography. *AJR* 1994 ; 163 : 203-210
- 13) Snidow JJ, Aisen AM, Harris VJ, et al. : Iliac MR angiography : comparison of three-dimensional gadolinium-enhanced and two-dimensional time-of-flight techniques. *Radiology* 1995 ; 196 : 371-378
 - 14) 天沼 誠, 田村綾子, 渡部恒也, 山崎美保子, 杉本映一, 平敷淳子 : Gd-DTPA 持続静注を用いた骨盤, 下肢の3次元MR angiography. *日磁医誌* 1996 ; 16 : 13-21
 - 15) 天野康雄, 弦間和仁, 榎 利夫, 他 : 脂肪抑制併用造影3次元MR angiographyによる閉塞性動脈硬化症の診断と治療効果判定. *日磁医誌* 1996 ; 16 : 316-321
 - 16) Rieumont MJ, Kaufman JA, Geller SC, et al. : Evaluation of renal artery stenosis with dynamic gadolinium-enhanced MR angiography. *AJR* 1997 ; 169 : 39-44
 - 17) Leung DA, McKinnon GC, Davis CP, Pfammatter T, Krestin GP, Debatin JF : Breath-hold, contrast-enhanced, three-dimensional MR angiography. *Radiology* 1996 ; 201 : 569-571
 - 18) 天沼 誠, 渡部恒也, 平敷淳子 : 呼吸停止下Gd-DTPA 持続静注による腎動脈の高分解能MR angiography. *日医放会誌* 1994 ; 54 : 292-294
 - 19) 天沼 誠, 木村敏彦, 滝沢 修, 他 : 呼吸停止下3次元MR imaging : phase reorderingによるmotion artifact 抑制効果の基礎的検討. *日医放会誌* 1995 ; 55 : 222-227
 - 20) Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, et al. : Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology* 1995 ; 197 : 785-792
 - 21) Shetty AN, Shirkhoda A, Bis KG, Alcantara A : Contrast-enhanced three-dimensional MR angiography in a single breath-hold : a novel technique. *AJR* 1995 ; 165 : 1290-1292
 - 22) Holland GA, Dougherty L, Carpenter JP, et al. : Ultrafast 3D time-of-flight MR angiography with gadolinium of the abdominal aorta and the renal and other visceral abdominal vessels. *AJR* 1996 ; 166 : 971-981
 - 23) Snidow JJ, Johnson MS, Harris VJ, et al. : Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography for aortoiliac inflow assessment plus renal artery screening in a single breath hold. *Radiology* 1996 ; 198 : 725-732
 - 24) 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
 - 25) Siegelman ES, Gilfeather M, Holland GA, et al. : Breath-hold ultrafast three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the renovascular system. *AJR* 1997 ; 168 : 1035-1040
 - 26) Steffens JC, Link J, Graessner J, et al. : Contrast-enhanced, k-space-centered, breath-hold MR angiography of the renal arteries and the abdominal aorta. *JMRI* 1997 ; 7 : 617-622
 - 27) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Tang Y, Namimoto T, Takahashi M : Gadolinium-enhanced breath-hold three-dimensional time-of-flight MR angiography of the abdominal and pelvic vessels : the value of MP-RAGE sequences. *JMRI* 1997 ; 7 : 623-628
 - 28) 笠原利之, 高原太郎, 中島康雄, 石川 徹, 田中良一 : 骨盤部の高速脂肪抑制付加3D造影ダイナミックMRAを用いた選択的動脈, 静脈撮像. *日磁医誌* 1997 ; 17 : 149-156
 - 29) Maki JH, Prince MR, Londy FJ, Chenevert TL : The effects of time varying intravascular signal intensity and k-space acquisition order on three-dimensional MR angiography image quality. *JMRI* 1996 ; 6 : 642-651
 - 30) Foo, TKF, Saranathan M, Prince MR, Chenevert TL : Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 1997 ; 203 : 275-280
 - 31) Prince MR, Chenevert TL, Foo TK, Londy FJ, Ward JS, Maki JH : Contrast-enhanced abdominal MR angiography : optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta. *Radiology* 1997 ; 203 : 109-114
 - 32) 天野康雄, 弦間和仁, 川俣博史, 榎 利夫, 隈崎達夫 : 脂肪抑制を併用した3次元造影MR angiographyによる骨盤部動脈の描出. *臨放*

- 1996 ; 41 : 429-433
- 33) 渡辺祐司, 道家雅子, 天羽賢樹, 他 : ハーフフーリエ法とサブトラクション処理を併用した Gd-造影 3D MRA. 日医放会誌, 1997 ; 57 : 61-63
- 34) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Miyazaki T, et al. : Gadolinium-enhanced breath-hold 3D MR angiography of the portal vein : the value of MP-RAGE sequence. *Radiology* 1996 ; 201 : 283-288
- 35) 伊藤公一郎, 岡田 進, 田島なつき, 保坂純朗, 隈崎達夫 : 3D IR-Fast SPGR による造影 MR angiography. 日医放会誌 1996 ; 56 : S37
- 36) Du YP, Parker DL, Davis WL, Gao G : Reduction of partial-volume artifacts with zero-filled interpolation in three-dimensional MR angiography. *JMRI* 1994 ; 4 : 733-741
- 37) Koresec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA : Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *MRM* 1996 ; 36 : 345-351
- 38) Schmalbroc P, Yuan C, Chakeres DW, Kohli J, Pelc NJ : Volume MR angiography : methods to achieve very short echo times. *Radiology* 1990 ; 175 : 861-865
- 39) Evans AJ, Richardson DB, Tien R, et al. : Poststenotic signal loss in MR angiography : effects of echo time, flow compensation, and fractional echo. *AJNR* 1993 ; 14 : 721-729
- 40) Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV, Edelman RE : Pulmonary perfusion and angiography : evaluation with breath-hold enhanced three-dimensional fast imaging steady-state precession MR imaging with short TR and TE. *AJR* 1996 ; 167 : 653-655
- 41) Isoda H, Masui T, Hasegawa S, et al. : Pulmonary MR angiography : a comparison of 2D and 3D time-of-flight. *JCAT* 1994 ; 18 : 402-407
- 42) 福田 浩, 栗井和夫, 鈴木孝之, 他 : Pulmonary MR angiography の肺血管描出能および末梢肺腫瘍への応用. 日医放会誌 1995 ; 55 : 885-889
- 43) 渡部文彦 : 一回の呼吸停止による肺血管 MR angiography のための最適撮像条件の研究とその臨床応用. 日医放会誌 1996 ; 56 : 507-514
- 44) Geftter WB, Hatabu H : Evaluation of pulmonary vascular anatomy and blood flow by magnetic resonance. *J Thorac Imaging* 1993 ; 8 : 122-136
- 45) Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV, Edelman RE : Pulmonary perfusion : qualitative assessment with dynamic contrast-enhanced MRI using ultra-short TE and inversion recovery turbo FLASH. *MRM* 1996 ; 36 : 503-508
- 46) Felmlee J, Ehman R : Spatial presaturation : a method for suppressing flow artifacts and improving depiction of vascular anatomy in MRI. *Radiology* 1987 ; 164 : 559-564
- 47) Sonnabend SB, Coletti PM, Pentecost M : Demonstration of aortic lesions via cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 1990 ; 8 : 613-618
- 48) Prince MR, Narasimham DL, Jacoby WT, et al. : Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the thoracic aorta. *AJR* 1996 ; 166 : 1387-1397
- 49) Revel D, Loubeyre P, Delignette A, Douek P, Amiel M : Contrast-enhanced magnetic resonance tomography : a new imaging technique for studying thoracic great vessels. *Magn Reson Imaging* 1993 ; 11 : 1101-1105
- 50) Krinsky GA, Rofsky NM, DeCorato DR, et al. : Thoracic aorta : comparison of gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography with conventional MR imaging. *Radiology* 1997 ; 202 : 183-193
- 51) Silverman PM, Patt RH, Garra BS, et al. : MR imaging of the portal venous system : value of gradient-echo imaging as an adjunct to spin-echo imaging. *AJR* 1991 ; 157 : 297-302
- 52) Yuasa Y : Phase-contrast magnetic resonance angiography in the abdomen and thorax. *Rad Clin North Amer* 1993 ; 1 : 327-338
- 53) Finn JP, Kane RA, Edelman RR, et al. : Imaging of the portal venous system in patients with cirrhosis : MR angiography vs duplex doppler sonography. *AJR* 1993 ; 161 : 989-994
- 54) Rodgers PM, Ward J, Baudouin CJ, Ridgway JP, Robinson PJ : Dynamic contrast-enhanced MR imaging of the portal venous system : comparison with x-ray angiography. *Radiology* 1994 ; 191 : 741-745
- 55) Quinn SF, Demlow TA, Hallin RW, Eidemiller LR, Szumowski J : Femoral MR angiography

- versus conventional angiography : preliminary results. *Radiology* 1993 ; 189 : 181-184
- 56) Gatenby JC, McCauley TR, Gore JC : Mechanisms of signal loss in magnetic resonance imaging of stenoses. *Med Phys* 1993 ; 20 : 1049-1057
- 57) Edelman RR : MR angiography : present and future. *AJR* 1993 ; 161 : 1-11
- 58) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Ogata I, Takahashi M, Hiai Y : 3D high-resolution dynamic contrast-enhanced MR angiography of the pelvis and lower extremities with use of a phased array coil and subtraction : diagnostic accuracy (Accepted for publication in *JMRI*)

Contrast-enhanced Three-dimensional MR Angiography of the Body

Yasuyuki YAMASHITA, Katsuhiko MITSUZAKI, Mutsumasa TAKAHASHI

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

Contrast agents have come increasingly into use for MR angiography for the purpose of improving flow contrast. Three-dimensional gradient echo imaging can be performed during or after administration of the contrast agent, Gd-DTPA. In this article, we review pertinent current imaging techniques from both a basic and a clinical point of view. The importance of hemodynamic considerations relevant to contrast-enhanced MR angiography is stressed.