

Gd-造影剤ファントムを用いた T₁ 強調コントラストの基礎的検討

熊代正行¹, 道家雅子², 中田和明¹, 清野 隆¹,
田 淵 隆¹, 香川芳徳¹, 光井英樹¹, 佐々木二梅恵¹,
河原泰人¹, 渡邊祐司²

¹倉敷中央病院放射線センター ²同放射線科

はじめに

腹部領域における造影剤を用いた撮像法は、急速静注した造影剤の動態を短時間で捕らえる造影 MR angiography^{1)~8)}や dynamic MRI⁹⁾と通常の造影後に撮像する造影 MRI がある。対象と目的により造影剤を用いる撮像方法が異なり、目的に応じて最適なパルスシーケンスを選択することが必要である。Dynamic MRI は、静的な造影画像では得ることのできない病変と正常組織の血管時相の違いによる画像コントラストの違いを利用し、肝細胞癌などの多血性腫瘍の検出や痔瘻などの浸潤範囲の診断を目的としているのに対し、造影 MR angiography では動脈・門脈などの血管の描出を目的とし、また、通常の造影 MRI は実質病変の造影増強効果を検出するのを目的としている。一方、用いられるパルスシーケンスは TR・TE・FA などの撮像パラメータによって T₁ 強調コントラストが影響されるだけでなく、パルスシーケンス間で造影剤に対する感度特性が異なる。実際の臨床応用にあたっては、個々のパルスシーケンスごとに最適な T₁ 強調画像が得られるように TR・TE・FA などの撮像パラメータを設定し、造影剤に対する感度特性を把握しておくことが重要である。そこで我々は Gd-造影剤を

静注したときに得られると考えられる肝および腹部血管系の血中濃度を想定し、0.1 から 40 mmol/l の低濃度から高濃度までの Gd-DTPA 水溶液を作成し、これをもとに TR・TE・FA を最適化したスピンエコー、ターボスピンエコー、GRASE、高速フィールドエコー、ターボフィールドエコーなどのパルスシーケンスの Gd-造影剤に対する信号強度特性を検討した。

方 法

1. 使用装置

MRI 装置は超伝導型 1.5T (Philips 社製 Gyroscan ACS-NT, 傾斜磁場強度 15 mT/m) で、受信コイルは体幹用コイルを用いた。

2. 各パルスシーケンスの信号強度・コントラスト・SNR に関する検討

1) Gd-造影剤感度測定用ファントムおよび撮像方法

Gadopentetate dimeglumine (Gd-DTPA) 原液 (500 mmol/l) を生理食塩水で希釈し、0.1~40 mmol/l に調整した Gd-DTPA 水溶液を入れた 16 本のサンプルチューブ (直径=25 mm, 高さ=50 mm) を Gd-造影剤感度測定用サンプルとして用いた。これらのうち代表的な

キーワード T₁-weighted images, Gd-DTPA, fast field echo, turbo field echo

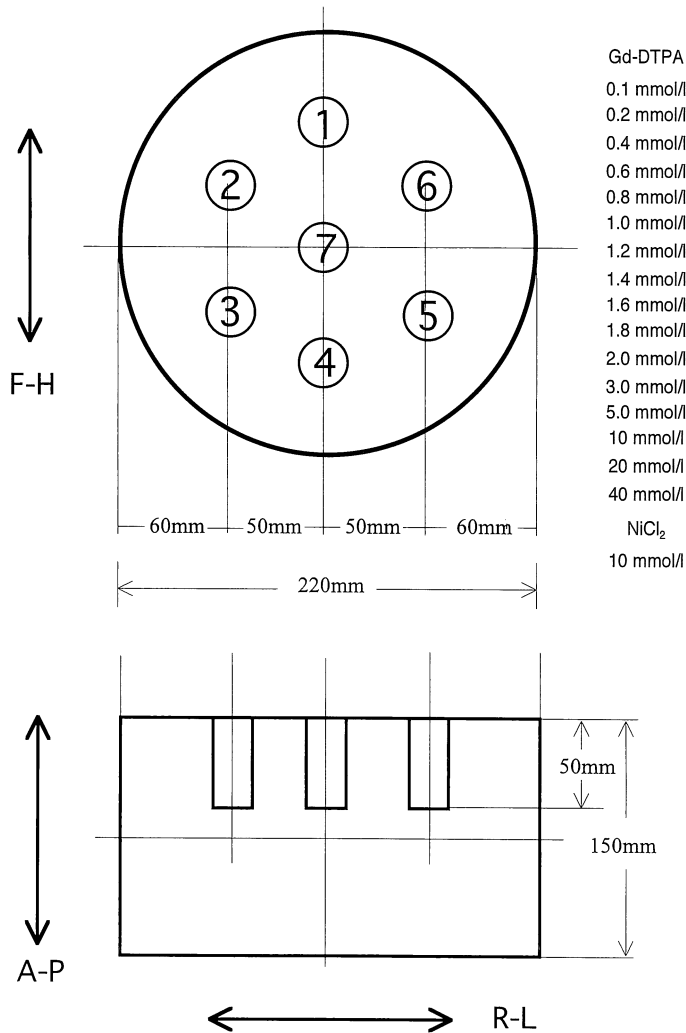


Fig. 1. A phantom model used in this study
 The phantom model made of acryl-resin has 7 holes (25 mm ϕ ×50 mm) surrounded by 10 mmol/l of NiCl₂ solution. A sample tube including Gd-DTPA solution ranging from 0.1 to 40.0 mmol/l is placed in each of 7 holes.

濃度の T₁ 値および T₂ 値をスピンエコー法により求め、その結果を Table 1 に示す。水、脂肪の標準サンプルとして生理食塩水、オリーブ油をそれぞれ用いた。各々のサンプルチューブを、Fig. 1 に示すように内部が塩化ニッケル水

溶液で満たされた直径 220 mm、高さ 150 mm の円柱状のファントム（京都科学）内に挿入した。ファントムの中心を磁場中心に置き、更にサンプルチューブの長軸が上下方向になるように配置した。撮像断面は、ファントムの横断面

Table 1. T₁-values and T₂-values of Gd-DTPA Solutions

Gd-DTPA	T ₁ value(ms)	T ₂ value(ms)
0 mmol/l	4092	1965
0.1 mmol/l	1294	1222
0.4 mmol/l	473	417
0.8 mmol/l	255	222
2.0 mmol/l	100	90

が得られるように水平に設定し、位相方向は、左右に設定して撮像を行った。サンプルの中央を横切る横断面の画像を選び、各サンプルチューブの信号強度を測定した。バックグラウンドノイズ (SD) はファントム周辺の四角の空気部に 30 mmφ の円形 ROI を設定し、これらの測定値の標準偏差の平均値とした。なお、ファントム内に挿入できるサンプルチューブは 7 本であるため、入れ替えて撮像したが、Gd-DTPA 水溶液 0.1, 1.0 および 2.0 mmol/l チューブの 3 本は常に測定し、信号強度のデータ補正として用いた。

2) コントラスト比・SNR の算出方法

得られた画像より各チューブの信号強度を測定したのちコントラスト比 (C) および SNR を次式により求めた。

$$C = S_c / S_0 \quad \text{SNR} = S_c / \text{SD}$$

ただし、S₀ は基準となる Gd-DTPA 水溶液 (0.1 mmol/l および 0.4 mmol/l) の信号強度、S_c は任意の Gd-DTPA 水溶液の信号強度、SD は空気 (バックグラウンド) の標準偏差である。

3) 撮像シーケンスおよび検討項目

T₁ 強調像を得られる撮像パルス系列を対象に比較検討を行った。すなわち、スピネコー系としてスピネコー (SE)、ターボスピネコー (TSE)、グラディエント・アンド・スピネコー (GRASE)、グラディエントエコー系としてスポイラーパルスの付加されない高速フィールドエコー (FFE)、スポイラーパルスの付加された高速フィールドエコー (TiFFE) およびスポイラーパルスの付加されたターボ

フィールドエコー (TiTFE) を用いて以下の検討を行った。

a. 0.1 mmol/l Gd-DTPA 水溶液に対するコントラスト比

血液にはほぼ等しい T₁ 値を有する 0.1 mmol/l Gd-DTPA 水溶液に対するコントラスト比を測定するために、Table 2 に示した撮像条件を用いた。ただし、ここでは撮像枚数 (NS) をすべて 1 に設定したので、用いた TiFFE と TiTFE は 2D タイプ (2D-TiFFE および 2D-TiTFE) のものである。また、以下に示すパラメータは各シーケンス間で共通の値とした。FOV=400 mm, rectangular FOV=55%, matrix=205×256, slice thickness=10 mm, 加算回数 (NSA)=2 (Table 2)。

b. 臨床撮像条件を用いた信号強度および 0.4 mmol/l Gd-DTPA 水溶液に対するコントラスト比

信号強度が肝実質にはほぼ等しい T₁ 値¹⁰⁾ を有する 0.4 mmol/l Gd-DTPA 水溶液に対するコントラスト比を測定するために、Table 3 に示した臨床撮像条件を用いた。

c. 種々のサンプリング法による SNR とコントラスト比の比較

Half-Fourier 法や partial echo 法はパルスシーケンスの時間分解能を向上させることが可能で、dynamic MRI や造影 MRA において、ポーラス静注した造影剤の動態を捕らえるのに有用である。そこで、3D-TiFFE について、全エコー信号を収集する standard type と half-Fourier 法と partial echo 法の SNR とコントラストを比較した。すなわち、half-Fourier 法

Table 2. Pulse Sequence Parameters for Phantom Study

Pulse sequence	TR(ms)	TE(ms)	FA(deg)	NS	TF/EF	BW(kHz)	ST(s)
SE	500	15	90	1	-/-	28.7	114
TSE	500	15	90	1	3/-	24.0	38
GRASE	500	15	90	1	3/3	20.9	15
T ₁ FFE/PE	10	2.3	35	1	-/-	52.3	2
T ₁ TFE/PE	10	2.3	20	1	-/-	52.3	3

FOV=400 mm, RFOV=55%, Matrix=205×256, Slice thickness/gap=10 mm/1 mm, NSA=2
 TR: Repetition time, TE: Echo time, FA: Flip angle, TF: Turbo factor, EF: EPI factor, PE: Partial echo, NS: Number of slices, BW: Band width, ST: Scan time

Table 3. Pulse Sequence Parameters for Clinical Use

Pulse sequence	TR(ms)	TE(ms)	FA(deg)	TF/EF	NS	BW(kHz)	ST(s)
SE	500	18	90	—	15	20.2	72
TSE	431	13	90	3	13	37.1	45
GRASE	500	18	90	3/3	11	17.1	19
2D-FFE	111	2.3	70	—	13	55.6	16
3D-T ₁ FFE	14	6.9	35	—	30	55.6	35
3D-T ₁ TFE/PE	7.6	2.5	20	—	30	55.6	22

FOV=400 mm, RFOV=70%, Matrix=205×256, NSA=1, Slice thickness/gap=10 mm/1 mm (3D: 10 mm/-5 mm), NSA=1, TR: Repetition time, TE: Echo time, FA: Flip angle, TF: Turbo factor, EF: EPI factor, PE: Partial echo, NS: Number of slices, BW: Band width, ST: Scan time

は位相方向に対して62.5%の収集を行ったのちk空間を共役対称により計算して画像を得、partial echo法は全エコー信号のうち後半の62.5%をサンプルしたのち共役対称により画像を得る。撮像された画像よりSNRおよび0.4 mmol/l Gd-DTPA水溶液に対するコントラスト比をそれぞれ算出し、standard typeと比較した。Table 3に示す3D-T₁FFEをstandard typeとし、これにTR, TEなどの他の条件をそろえてそれぞれhalf-Fourier法およびpartial echo法を併用した。Half-Fourier法を併用した場合は撮像時間は23秒となった。Partial echo法を併用した場合は、TRその他の条件をそろえたため、撮像時間はstandard typeと同じ時間であったが、バンド幅が33%上昇し74.1 kHzとなった。

ここで検討項目のbとcについては、以下

に示すパラメータを各シーケンス間で共通の値とした。FOV=400 mm, rectangular FOV=70%, matrix=205×256, 2D収集はslice thickness=10 mm, 3D収集はスラブ厚150 mmとし、slice thickness=10 mm/overlap=5 mm, 加算回数=1 (Table 3)。Flow compensation (FC) およびpresaturation pulseは臨床では併用する可能性があるが、ファントムを対象としているため使用しなかった。

結 果

1. 各シーケンスの0.1 mmol/l Gd-DTPA水溶液に対するコントラスト比

各濃度のGd-DTPA水溶液の0.1 mmol/lに対するコントラスト比をFig. 2に示す。スピノエコー系では、1.0 mmol/lまではほぼ直

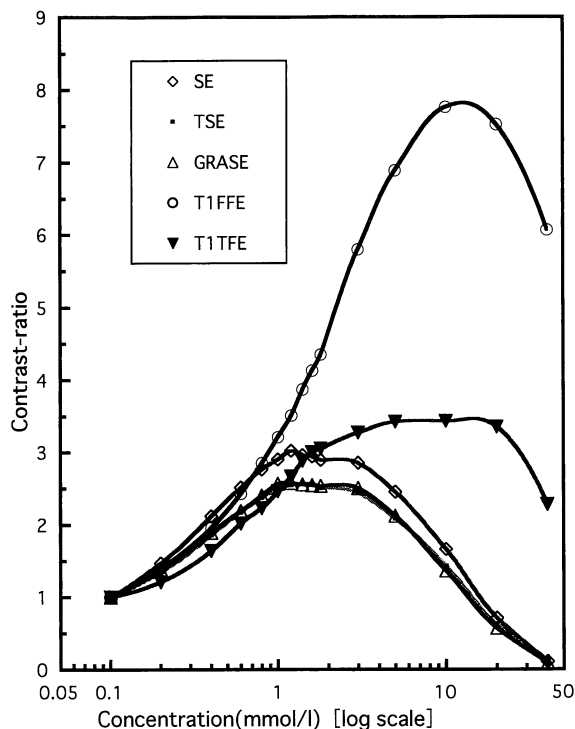


Fig. 2. Contrast-ratio to 0.1 mmol/l of Gd-DTPA solution as a function of Gd-DTPA concentration shown on various pulse sequences including SE, TSE, GRASE, T₁FFE and T₁TFE. Contrast shown by SE, TSE and GRASE increases with Gd-DTPA concentration and reaches a peak at 2 mmol/l. Note a hook phenomenon in the range of Gd-DTPA concentration over the 2 mmol/l. In contrast, T₁FFE and T₁TFE shows increase of contrast in the range from 0.1 to 40.0 mmol/l.

線的な増加を示したが、1.0 mmol/l から 3 mmol/l まではほぼプラトーな値をとったのち、それ以上の高濃度域ではコントラスト比は急激に低下した（フック現象）。これに対し、グラディエントエコー系では、2 mmol/l から 10 mmol/l の高濃度領域においてもコントラスト比は低下することなく増加した。0.6 mmol/l 以下の低濃度領域においては、SE が最も高いコントラスト比を示し、T₁TFE が最も低いコントラスト比を示した。T₁FFE と T₁TFE の比較では、T₁FFE の方が全濃度域において高いコントラスト比を示した。また、T₁TFE は緩やかな上昇曲線で約 4 mmol/l でプラトーに達しているのに対し、T₁FFE は約 10 mmol/l まで急峻な増加を示した。

2. 臨床に用いる撮像シーケンスの信号強度特性

臨床で用いている撮像条件 (Table 3) で撮像した Gd-DTPA 水溶液 0.1 mmol/l から 5 mmol

/l の信号強度を Fig. 3 に示す。SE, TSE および GRASE は 0.8 mmol/l 以下において高い信号強度を示したが、約 2 mmol/l をピークにしてそれ以上の高濃度領域では低下した（フック現象）。これに対し、グラディエントエコー系の信号強度は、約 0.8 mmol/l 以下ではスピンエコー系に比べ低いが、約 1.0 mmol/l 以上においてはスピンエコー系よりも高い信号強度を示した。特に 3D-T₁FFE では直線的で急峻な信号強度の増加を示した。

3. 臨床に用いる撮像シーケンスの 0.4 mmol/l Gd-DTPA 水溶液に対するコントラスト比

臨床で用いている撮像条件 (Table 3) で得られた信号強度をもとに算出した Gd-DTPA 水溶液 0.4 mM に対するコントラスト比を Fig. 4 に示す。グラディエントエコー系は全濃度域で急峻かつ直線的に増加した。一方、スピンエコー系は緩やかに増加し、約 2.0 mM でピークに到達しそれ以上の高濃度域では低下し

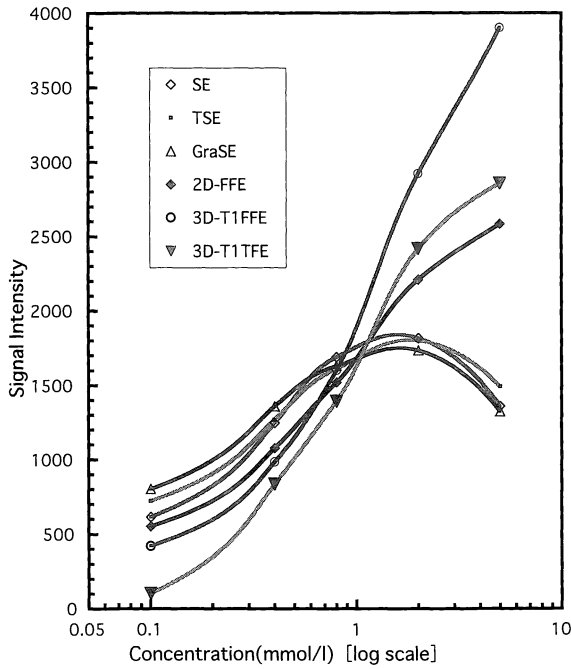


Fig. 3. Signal intensity as a function of Gd-DTPA concentration shown on various pulse sequences including SE, TSE, GRASE, T₁FFE and T₁TFE. 3D-T₁FFE shows the highest signal intensity in the range over 1 mmol/l Gd-DTPA concentration, followed by 3D-T₁TFE, 2D-FFE and other spin echo pulse sequences in the order of signal intensity. In contrast, spin echo pulse sequences including GRASE, TSE and SE, shows higher signal intensity than gradient echo sequences including 3D-T₁FFE, 3D-T₁TFE and 2D-FFE in the range from 0.1 to 1 mmol/l.

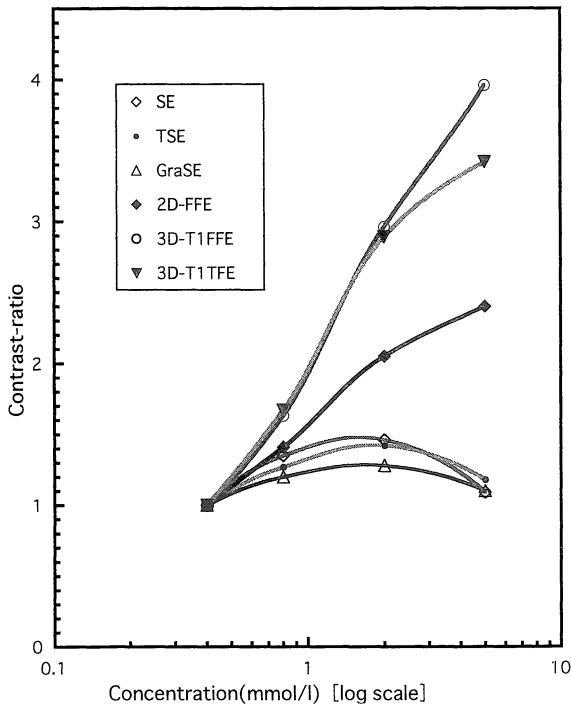


Fig. 4. Contrast-ratio to 0.4 mmol/l Gd-DTPA solution as a function of Gd-DTPA concentration shown on various pulse sequences including SE, TSE, GRASE, T₁FFE and T₁TFE. 3D-T₁FFE shows the highest contrast throughout the range over 0.4 mmol/l of Gd-DTPA concentration, rivaled by 3D-T₁TFE and followed by 2D-FFE. Other spin echo pulse sequences including SE, TSE and GRASE shows minimal increase with Gd-DTPA concentration increase.

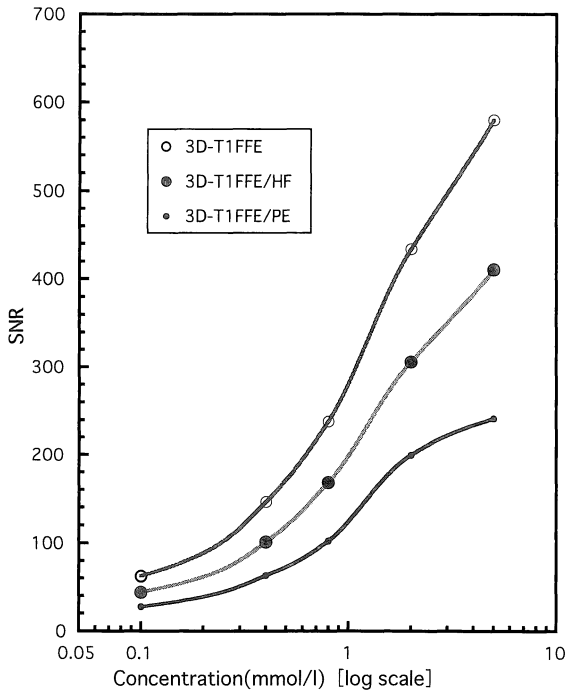


Fig. 5. Effect of half-Fourier and partial echo acquisitions on the signal-to-noise ratios
The SNR is reduced by a use of half-Fourier and partial echo acquisitions. The decrease of SNR is smaller on 3D-T₁FFE with half-Fourier acquisitions than on that with partial echo acquisitions.

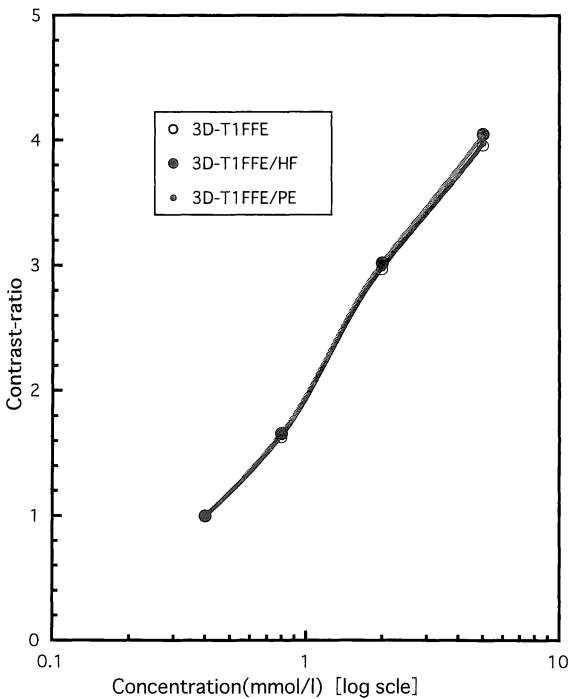


Fig. 6. Effect of half-Fourier and partial echo acquisitions on the contrast-ratio to 0.4 mmol/l Gd-DTPA concentration
Half-Fourier and partial echo acquisitions show no effect on the contrast-ratio to 0.4 mmol/l Gd-DTPA concentration.

た (フック現象). グラディエントエコー系のうち, スポイラーパルスの付加された 3D-T₁FFE および 3D-T₁TFE は特に直線勾配の高い上昇を示し, 0.4 mM から 5 mM の全濃度域でスピネコー系に比べ明らかに高いコントラスト比を示した. スポイラーパルスの付加されていない 2D-FFE も直線的に増加したが, 3D-T₁FFE および 3D-T₁TFE に比べコントラスト比は低値を呈した.

4. 3D-T₁FFE における standard type に half-Fourier 法および partial echo 法を併用した場合の SNR およびコントラスト比に及ぼす影響

Fig. 5 に SNR を, Fig. 6 に Gd-DTPA 水溶液 0.4 mmol/l に対するコントラスト比をそれぞれ示す. SNR は, standard type (3D-T₁FFE), half-Fourier (3D-T₁FFE/HF) 法および partial echo (3D-T₁FFE/PE) 法のいずれも濃度の上昇に伴いほぼ直線的な上昇を示したが, 3D-T₁FFE/HF は 3D-T₁FFE に比べ約 30% SNR が低下し, 3D-T₁FFE/PE は 3D-T₁FFE/HF に比べ約 40% (3D-T₁FFE に比べ約 60%) SNR が低下した. 一方, Gd-DTPA 水溶液 0.4 mmol/l に対するコントラスト比は, partial echo 法や half-Fourier 法を併用しても standard type と比べて差は認められなかった.

考 察

造影 MR 検査法に用いられるパルスシーケンスは各施設によって様々であり, また同じパルスシーケンスでも TR・TE・FA の違いにより Gd 造影剤に対する感度が異なることはよく知られている. 目的に応じた最適なパルスシーケンスを用いるためには, TR・TE・FA を最適化した上でそれぞれのパルスシーケンスの Gd 造影剤に対する感度を把握しておくことが重要である. 今回, 我々は実際患者に Gd-造影剤を投与した場合, 腹部で得られると考えられる種々の濃度の Gd-DTPA 水溶液を用いたファントムを作成し, 各パルスシーケンスの信

号強度およびコントラストを検討した. 同じパルスシーケンスでも個々のパラメータの設定により撮像時間や画質は異なる¹¹⁾が, 呼吸停止時間や撮像範囲を考慮し, パラメータを実際に臨床の場で使用している値に設定し検討した.

Gd-DTPA 水溶液の T₁ 値は, 0.1 mmol/l が血液 (1200 ms)^{1),2)}に, 0.4 mmol/l が肝臓実質 (490 ms)¹⁰⁾に, 0.8 mmol/l が脂肪 (260 ms)¹⁰⁾にほぼ相当する (Table 1). これらをもとに, 0.1 mmol/l から 0.4 mmol/l を低濃度域, 0.6 mmol/l から 0.8 mmol/l を中濃度域, 1 mmol/l 以上を高濃度域のそれぞれ指標とした. 通常の造影 MRI で観察される実質病変の T₁ 値は低濃度域から中濃度域に分布し, dynamic MRI で造影される多血性病変や造影 MR angiography で得られる血管腔の T₁ 値は中濃度域から高濃度域に分布すると考えられる.

今回の検討において信号強度は, 低濃度領域でスピネコー系の方がグラディエントエコー系に比べ信号強度が明らかに高かったが, 高濃度領域ではスピネコー系列にはフック現象が見られた. すなわち, 2 mmol/l を超える高濃度の Gd-造影剤では信号強度およびコントラストは Gd-DTPA 濃度の増加に相反して低下した. これは, これら SE 系のシーケンスにおいては TE がグラディエントエコー系のシーケンスよりも長いので, 高濃度造影剤の T₂ 短縮効果 (T₂*短縮効果) が信号強度に影響したためである. 一方, グラディエントエコー系においてはフック現象は見られず, スポイラーパルスを付加したグラディエントエコー系 (T₁FFE, T₁TFE) の信号強度は, 高濃度領域においても高値を呈した. これは, スポイラーパルスにより T₂*短縮効果が抑制されるためと考えられた. 特に, 3D-T₁FFE は, 0.1 mmol/l から 5 mmol/l までの全濃度域で信号強度は直線勾配の高い増加を示し, 極めて高いコントラストを呈した. この特性は Gd-DTPA 原液をポラス静注し, 造影剤の first pass を捕らえる造影 MR angiography において最も重要と考えられ

た。

造影 MR angiography や dynamic MRI では血行動態を捕らえる必要があるために、撮像タイミングとともに撮像時間の短縮が重要である。また、撮像時間の短縮は、呼吸停止困難な患者の撮像には必須である。撮像時間を短縮するためには、種々の手法が考案されている^{5)~8)}。これらのうち、half-Fourier 法は TR および TE を変更せずに撮像時間を約 1/2 に短縮することができる。Partial echo 法は TE を短縮することができるので、同時に TR を短縮して撮像時間を短くすることが可能である。今回は、同じ TR, TE および FA を用い、half-Fourier 法、partial echo 法を併用した場合の SNR とコントラストについて検討した。両者共 standard type に比べて SNR が低下し、このうち partial echo 法が最も低い SNR を示した。これは half-Fourier 法では位相エンコードのステップ数を約半数にするのに対し、partial echo 法ではすべての位相エンコードステップは繰り返されるが、エコーの後半部のみをデータ収集し、信号の強い前半部を棄却するため、全体の信号が低下するものと推定された。しかし、コントラストに対する影響については、同一の TR, TE および FA を用いた場合には half-Fourier 法と partial echo 法との間に差は認められなかった。一方、partial echo 法は TE を短縮することができるので、同時に TR も短縮でき、撮像時間を短縮することができる。この場合 SNR が更に低下すると推定されるが、partial echo 法は TE を短縮することで、血流の位相変化に伴う信号の dephasing や、磁化率アーチファクト、位相アーチファクトを抑制することができる⁷⁾。

実際の臨床の場での撮像は、目的、対象によって必要とされる時間分解能、空間分解能、撮像範囲、撮像枚数およびアーチファクトなどを考慮しながら適切なパルスシーケンスを選択する必要がある。ボラス静注した造影剤のピークを捕らえる造影 MR angiography では、

高濃度域においてもフック現象が見られず、高濃度造影剤に対する感度が特に良好な 3D-T₁FFE が適していると考えられる。partial echo 法や half-Fourier 法の併用が時間分解能を向上させるのに有用^{5),12)}と考えられるが、SNR の低下を来すので、造影剤の投与方法を工夫し、造影剤の血中濃度のピークを高める必要がある。スピネコー系はグラディエントエコー系に比べて撮像時間が長く、しかも血流の速い血管は flow void 現象のため信号が低下し、造影 MR angiography には不適當である。Dynamic MRI では、病変の造影増強の程度によって、最適なパルスシーケンスが異なると考えられる。例えば、肝細胞癌などの多血性腫瘍では、高濃度造影剤に対する感度の良好な 3D-T₁FFE が適していると考えられるが、それほど多血性でない腫瘍の検出にはむしろ TSE などの低～中濃度域の感度の良いパルスシーケンスが適すると考えられる。実質性病変のみを目的とする通常の造影 MRI には中～低濃度域での信号強度に優れている TSE や SE が有用と考えられる。

結 論

3D-T₁FFE は高濃度の Gd-造影剤に対し高い信号強度が得られるので、腹部 dynamic MRI や造影 MRA に適している。一方、スピネコー系は低・中濃度の Gd-造影剤に対し高感度であるため、軽微な造影効果を検出するのに適している。

文 献

- 1) Prince MR: Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 1994; 191: 155-164
- 2) 加藤丈司, 伊藤公一郎, 田島なつき, 川村義彦, 岡田 進: Gd-DTPA 造影 3D MR angiography における血管描出能と撮像パラメータの実験的検討. *日磁医誌* 1995; 15: 115-125
- 3) 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, 下肢動脈の3次元 MR angiography. 日磁医誌 1996; 16: 13-21
- 4) 笠原利之, 高原太郎, 中島康雄, 石川 徹, 田中良一, Marc Van Cauteren: 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
- 5) 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
- 6) Watanabe Y, Dohke M, Okumura A, et al.: Dynamic subtraction MR angiography: first pass imaging of the main arteries of the lower abdomen. AJR 1998; 170: 357-360
- 7) 山下康行, 満崎克彦, 高橋睦正: ガドリニウム造影3次元躯幹部MR angiography. 日磁医誌 1998; 18: 121-138
- 8) Okumura A, Watanabe Y, Dohke M, et al.: Contrast-enhanced 3D MR portal-venography. Radiographics 1999 in press.
- 9) 村上公則, 戸上 泉, 津野田雅敏, 他: Gd-DTPAを用いたdynamic MRIによる腎機能評価の検討—初期臨床経験—. 日磁医誌 1991; 11: 166-174
- 10) 川光秀昭: 骨盤内臓器のMRI診断に必要な技術的知識. 臨床画像 1995; 11(10): 6-16
- 11) 熊代正行, 田渕 隆, 清野 隆, 他: 各種パルスシーケンスにおけるGd-DTPAを用いたT₁コントラストの基礎的検討. 岡山MR研究会誌 1997; 7: 51-56
- 12) 道家雅子, 渡辺祐司, 奥村 明, 他: 腹部・骨盤領域の造影MR Angiography. 日獨医報 1998; 48: 375-392

Difference of T₁-weighted Contrast among Various Pulse Sequences : Basic Study by Using a Phantom Containing Gd-DTPA Solutions

Masayuki KUMASHIRO, Masako DOHKE, Kazuaki NAKADA,
Takashi KIYONO, Takashi TABUCHI, Yoshinori KAGAWA,
Hideki MITSUI, Fumie SASAKI, Yasuji KAWAHARA,
Yuji WATANABE

*Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital
1-1-1 Miwa, Kurashiki-shi, Okayama 710-8602*

In order to select the optimal pulse sequence in an abdominal contrast-enhanced MR examination, we have investigated signal intensity characteristics of various T₁-weighted pulse sequences by using sample tubes containing a variety of concentration of Gd-DTPA solution ranging from 0.1 to 40 mmol/l. T₁-weighted pulse sequences including spin echo (SE), turbo spin echo (TSE), gradient and spin echo (GRASE), non-spoiled fast field echo (FFE), spoiled fast field echo (T₁FFE) and spoiled turbo field echo (T₁TFE) were included in this study. All images were obtained with a 1.5T superconductive MR unit. Signal intensity for each Gd-DTPA solution was measured. Contrast ratios and signal-to-noise ratios were calculated and compared among those pulse sequences. 3D-T₁FFE showed the highest contrast ratio and signal intensity at the high concentrations of Gd-DTPA solution over 1 mmol/l, which suggested that 3D-T₁FFE could be best suited for contrast-enhanced MR angiography. SE and TSE sequences were superior to gradient echo sequences such as T₁FFE and T₁TFE in signal intensity at the low concentrations of Gd-DTPA solution ranging between 0.1 mmol/l and 0.8 mmol/l, which suggested that SE and TSE could be better used in detection of lesions with subtle contrast enhancement.

In conclusion, knowledge of signal intensity characteristics of various pulse sequences is important to select a pulse sequence suitable for an abdominal contrast-enhanced MR examination in a variety of clinical settings.