

# 全肝ダイナミック MRI における至適撮像法の検討 —テスト注入法および SmartPrep 法の有用性—

結城 雅子

大阪医科大学放射線医学教室

## はじめに

肝腫瘍の精査には全肝 dynamic study は必要不可欠な検査である。特に多血性の肝細胞癌の描出および質的診断には動脈優位相での腫瘍の濃染と、平衡相での濃染の低下を正確にとらえる必要がある<sup>1)</sup>。CT では自動注入器を用いて、注入速度や delay time の設定が検討されているが、MRI に関しては自動注入機を用いたの造影法がいまだに確立しておらず撮像法も様々である。現在、全肝ダイナミック MRI に対しては、用手注入と CT と同様に自動注入機による注入が行われている。Delay time の設定方法としては、造影剤の到達を感知して自動的にスタートする SmartPrep 法 (GE Medical Systems)<sup>2)~4)</sup> や、テスト注入法により造影剤の到達時間を測定する方法がある<sup>5)~8)</sup>。SmartPrep 法は CT における自動感知機能を利用した撮像法同様、個々の心機能に応じた撮像タイミングの設定が可能である<sup>9)</sup>。さらに MRI では、サンプリングデータの収集法も考慮すべき問題点となる。

本研究では、臨床例から、自動注入機の使用の有無、注入速度、SmartPrep 法とテスト注入法の効果、パルスシーケンスの違いによる肝動脈優位相の造影効果を比較し、全肝ダイナミック MRI における至適撮像法について検討

した。

## 対象および方法

使用装置は GE 社製 Signa Horizon 1.5T, Ver. 5.5 および 5.6 である。コイルは torso coil を用いた。

## 対 象

肝腫瘍の精査あるいは治療効果判定を目的として全肝ダイナミック MRI を施行した 100 例である (Table 1)。男性 68 例、女性 32 例、平均年齢  $62.4 \pm 10.2$  歳 (22~85 歳) で、臨床診断は肝細胞癌 61 例、血管腫 7 例、転移性肝腫瘍 7 例、その他 16 例、不明 9 例であった。

Table 1. Material Characteristics for Manual and Automatic Injection

clinical diagnosis before dynamic MRI	manual injection	power injector	total
HCC	5	56	61
hemangioma	3	4	7
metastasis	3	4	7
others	3	13	16
unknown	1	8	9
total	15	85	100

キーワード liver MR imaging, MR angiography, contrast enhancement, dynamic study

注入方法

15 例は用手的に, 85 例は自動注入機 (根本杏林堂社製; MRS-50) を用いて造影剤を注入した. 患者の肘若しくは前腕静脈に 20~22 G の留置針を穿刺し, 穿刺部直前まで造影剤を先進させておき, 造影剤を全量注入直後に生理食塩水 20 ml でフラッシュした. 造影剤投与量は Gd-DTPA 0.1 mmol/kg とした. 用手注入時には約 3 ml/秒の一定の速度で注入した. 自動注入機を用いた場合は, 注入速度を 3 ml/秒 (77 例) 又は 4 ml/秒 (8 例) とした.

パルスシーケンス

43 例は fast spoiled GRASS 法 (FSPGR) で, TR/TE = 100/4.2 ms, スライス厚 8 mm ギャップ 2 mm, FOV 40×30 cm, matrix 256×192, 撮像時間 16~20 秒, 撮像枚数 16 枚, 57 例は enhanced 3D fast gradient echo 法 (efgre3d) で, TR/TE = 6.2/1.4 ms, スライス厚 8 mm, FOV 40×30 cm, matrix 256×192, 撮像時間 18~22 秒, 撮像枚数 18 枚であった.

テスト注入法と SmartPrep 法

テスト注入法は SmartPrep 法を用いた 37 例中 10 例に行った. 大動脈, 肝, 脾を含む 1 断面を設定し, 頭側に presaturation pulse をか

け, 安静呼吸下で撮像と注入を同時に開始した. 造影には自動注入機を用い, Gd-DTPA 2 ml を 3 ml/秒の速度で注入し, 生理食塩水 20 ml でフラッシュした. 撮像条件は TR/TE = 16/1.8 ms, スライス厚 8 mm, 撮像時間 60~70 秒, 1 断面 2 秒ごとであった. 得られた画像の大動脈内に関心領域を設定し, time-intensity curve より, 造影剤注入開始直後から信号が上昇し始める時間 (start-up time), トリガーがかかるまでの時間 (triggering time), 大動脈が最高濃度に達するまでの時間 (peak time) を測定した. その後引き続いてダイナミック MRI を撮像した. SmartPrep 法では, 矢状断像で撮像範囲直上の下行大動脈内に 10 cm×10 mm の tracking volume を設定した. トリガーがかかる閾値は「base line の平均の信号強度」+「標準偏差の 3 倍」である第一の閾値と, 「平均の信号強度の 15% 上昇」の第二の閾値の双方を自動的に感知している<sup>2)</sup>. トリガーがかかってから実際に撮像を開始するまでの時間 (image acquisition delay time) は 7 秒 (17 例) 若しくは 10 秒 (20 例) とした. SmartPrep 法を用いた場合のみデータの収集を k-space の中心から充填する centric view ordering とし, それ以外は sequential view ordering で撮像し

Table 2. Parameters of Injection Method, Sequence and with or without SmartPrep

injection method	sequence	SmartPrep/delay time***	group
manual injection (n = 15)	FSPGR* (n = 15)		A
power injector (n = 85)	FSPGR* 3 ml/s (n = 20)		B
	FSPGR* 4 ml/s (n = 8)		C
	efgre3d** 3 ml/s (n = 20)		D
	efgre3d** 3 ml/s (n = 37)	SmartPrep/ 7 s (n = 17)****	E
		SmartPrep/10 s (n = 20)	F

\* FSPGR : fast spoiled GRASS  
 \*\* efgre3d : enhanced 3 D fast gradient echo  
 \*\*\* SmartPrep/delay time : with SmartPrep/image acquisition delay time  
 \*\*\*\* SmartPrep/7 s (n = 17) : include 10 cases of test injection

た.

Dynamic study における時間経過を Fig. 1 に示す. SmartPrep 法を用いないときは造影剤注入開始から 25 秒後に撮像を開始した.

検討方法

テスト注入法と SmartPrep 法の比較は, テスト注入法での大動脈の関心領域の peak time と SmartPrep 法での造影剤を注入し始めてから実際に撮像が始まるまでの時間; delay time (=triggering time+image acquisition delay time) との比較を行った.

Dynamic study における検討は, 対象を撮像条件別に Table 2 に示すように A から F 群に分類した. 注入速度については B 群と C 群を, 注入方法の違いについては A 群と B 群を, パルスシーケンスの違いについては B 群と D 群を, SmartPrep 法での delay time の違いについては E 群と F 群を, SmartPrep 法の有無については D 群と F 群を比較検討した. その方法を 3 名の放射線科医により, 得られた肝動脈優位相の画像について視覚的評価を行った. 肝動脈 2 次分枝より末梢が描出され, 門脈の描出は軽度までのものを良好群 (good), 肝動脈が 2 次分枝まで造影されない

ものを早期群 (early), 門脈が高度描出され肝動脈が判別しづらいものを遅延群 (late) と判定した. 意見の不一致が生じた場合, 協議により合意を得た. 有意差検定には多重 t 検定 (Fisher's PLSD 法) を用い  $p < 0.05$  を有意とした.

結 果

テスト注入法と SmartPrep 法との比較

テスト注入法により得られた大動脈が最高濃度に達する時間 (peak time) は  $20.5 \pm 2.38$  秒であった (Table 3). データのばらつきは少なかった. Fig. 2 は Table 3 における No. 3 の一例の time-intensity curve である. 大動脈の第二循環はわずかで, 肝と脾の信号の上昇は見られなかった. 10 例の検討では, 大動脈の peak time よりも  $2.8 \pm 2.3$  秒早くに trigger がなかった. Start-up time と peak time との差は約 5.8 秒であり, triggering time は大動脈の信号がピーク時の約 50% に上昇した時間とはほぼ一致した. 自験例ではいずれの場合においても 2 ml のテスト注入は診断に影響を及ぼさなかった. 37 例における SmartPrep 法での造影剤注入後から trigger がかかるまでの時間の平均は  $17.0 \pm 4.71$  秒 (最短 10 秒, 最長 29 秒) であった. 自験例では年齢や性別, 体格, 疾患による差は認めなかった.

Dynamic study における検討

結果を Table 4 に示す. 注入速度間では 3 ml/秒 (B 群) が 4 ml/秒 (C 群) に比し優れていた ( $p < 0.05$ ). 注入方法の違いでは用手群 (A 群) と自動注入群 (B 群) に有意差は認めなかった ( $p = 0.06$ ). パルスシーケンス間でも FSPGR (B 群) と efgre3d (D 群) に有意差は認めなかった ( $p = 0.47$ ). SmartPrep 法での delay time は 7 秒 (E 群) よりも 10 秒 (F 群) の方が優れており ( $p < 0.01$ ), SmartPrep 法を用いた群 (F 群) の方が用いない D 群より優れていた ( $p < 0.05$ ).

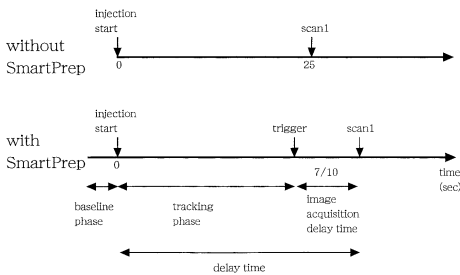


Fig. 1. Protocols of dynamic MRI with or without SmartPrep

Dynamic scan was performed after administration of gadolinium-DTPA. Without SmartPrep technique, 25 s delay was determined empirically. With SmartPrep technique, both triggering and start-up were demonstrated automatically. Delay time was either 7 s or 10 s.

Table 3. Results of Test Bolus Injection

case No.	start-up time (s)	peak time (s) A	triggering time (s) B	A - B
1	14	22	24	-2
2	19	23	22	1
3	13	17	14	3
4	16	20	17	3
5	12	18	14	4
6	10	17	15	2
7	17	23	21	2
8	15	23	18	5
9	16	22	16	6
10	15	21	17	4
mean ± SD	14.7 ± 2.45	20.5 ± 2.38	17.8 ± 3.46	2.8 ± 2.3

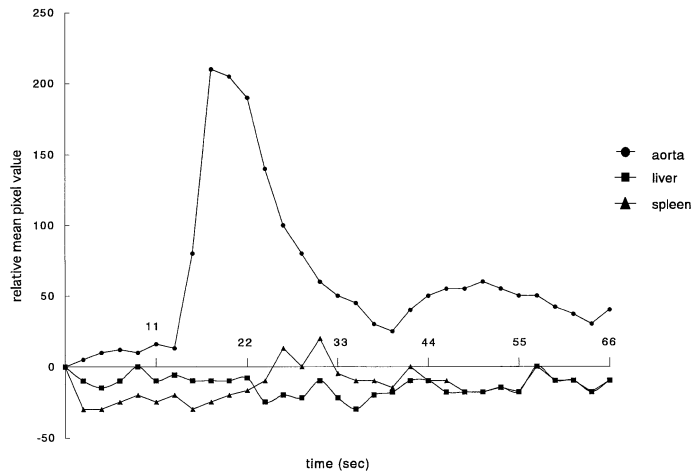


Fig. 2. A case of test bolus injection. It is a time-intensity curve from data derived from the abdominal aorta adjacent to the celiac trunk of one patient. The Y-axis is a numerical value by which the change in signal intensity is relatively shown. Note the base line signal intensity to reach dynamic equilibrium within the first 10–15 s, after a steep signal intensity increase caused by the arrival of 2 ml of gadolinium-DTPA, based contrast material injection as a test bolus, and signal intensity decrease to base line level. On the second circulation, broad signal intensity change is observed. The enhancement of the liver parenchyma was not seen.

症例を呈示する． Fig. 3はA群のうちの早期群で，肝動脈はほとんど描出されていない． Fig. 4はB群のうちの遅延群で，既に門脈が

高度に描出されている． Fig. 5はE群のうちの良好群で，triggering time 16秒，image acquisition delay time 7秒の症例である．肝動脈

Table 4. Visual Inspection for Hepatic Arterial Phase of Dynamic MRI

group	dynamic result			
	good	p < 0.05	early	late
A	7 ( 47%)	}	6	2
B	15 ( 75%)		2	3
C	3 ( 38%)		0	5
D	13 ( 65%)		1	6
E	8 ( 47%)		7	2
F	20 (100%)		0	0

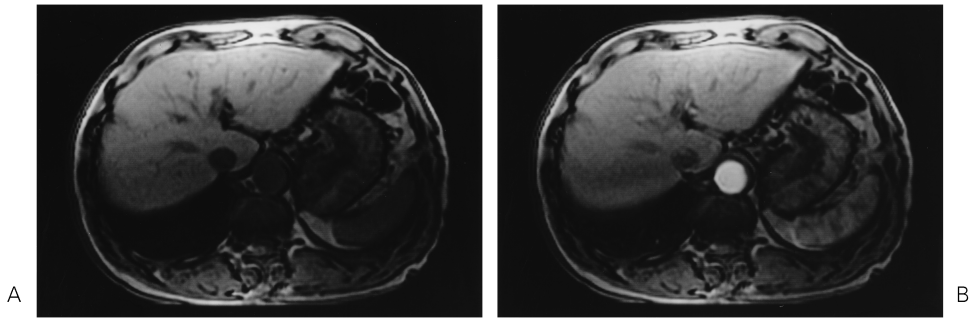


Fig. 3. A case of dynamic MRI with manual injection. A : pre-contrast B : arterial-phase Gadolinium-enhanced SPGR images were obtained in a 76-year-old man with HCC. The arterial phase image is early data acquisition.

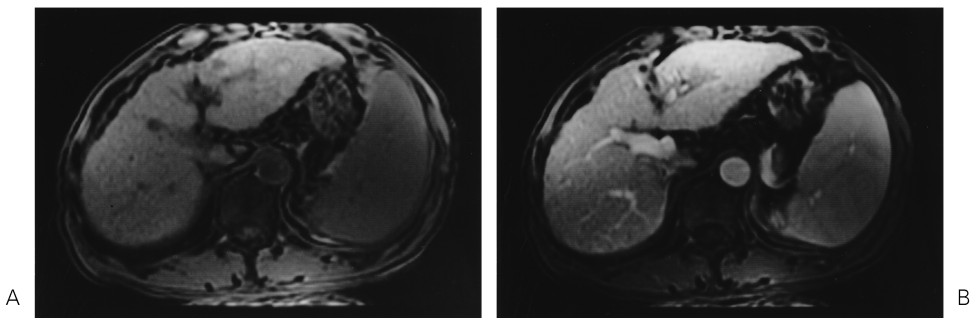


Fig. 4. A case of dynamic MRI with power injector used SPGR 3 ml/s. A : pre-contrast B : arterial-phase. 64-year-old man with HCC was demonstrated with power injector. The portal vein was already enhanced on the arterial-phase, thus this is late data acquisition.

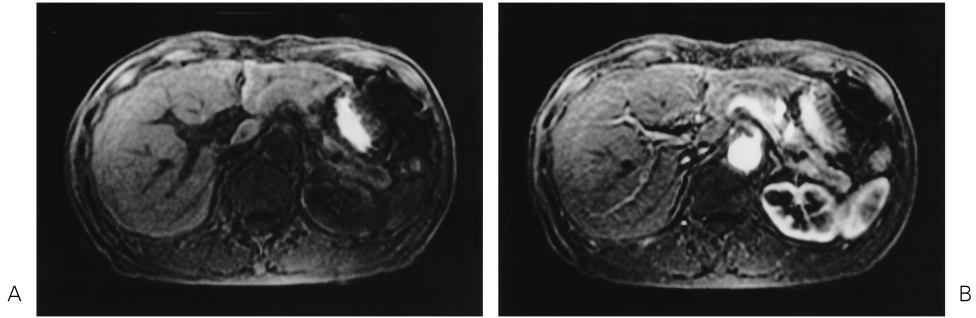


Fig. 5. A case of dynamic MRI with power injector used efgre3d 3 ml/s. A : pre-contrast B : arterial-phase. 3d gadolinium-enhanced MR angiography images were performed in a 63-year-old male with liver tumor (histology was unknown). Triggering point was 16 s and image acquisition delay time was 7 s. This case obtained optimal timing on the arterial phase.

2次分枝まで明瞭に描出されている。

## 考 察

全肝ダイナミック MRI 検査において確実なタイミングで画像を得るにはどのような点に考慮すべきか、ということは日常の MRI 検査において非常に重要である。撮像タイミングの決定に MR angiography (MRA) の手法を用いたが、MRA の場合と同様、delay time の設定、造影剤の急速注入、高速撮像法、k-space の充填法が問題となる。

多血性肝腫瘍の血流の評価として、腫瘍のみが造影され、肝実質はほとんど造影されないことを最適のタイミングと想定した。古典的肝細胞癌は動脈優位相で高信号、早期肝癌などの乏血性腫瘍は動脈血よりも門脈血優位であり、門脈優位相から平衡相のいずれかで低信号に描出される。転移性肝腫瘍は腫瘍細胞の多い辺縁部が後期動脈相で比較的造影される。それゆえ乏血性腫瘍以外の検出には早期よりも後期動脈相での検出率が高くなる<sup>10)~12)</sup>。これは経験上肝動脈のみではなく、わずかに門脈も描出される必要がある。そこで我々は肝動脈2次分枝とわずかに門脈が描出される後期動脈相を良好群と設定した。

FSPGR 3 ml/秒は手押し群と自動注入群との間に有意差を認めなかったが、手押し群のデータにはばらつきがあり、早期群の割合が多く、これは施行医の注入速度が 3 ml/秒よりも遅いことが原因と考えられた。一方、4 ml/秒ではピークに達するまでの時間が早くなるため、撮像開始時間を早める必要がある。現にマルチスライス CT の登場により広範囲の撮像や短時間での撮像に 3~5 ml/秒注入が行われている<sup>11)</sup>。しかし Yamashita ら<sup>13)</sup>は肝細胞癌の診断能についてダイナミック CT と MR を比較し、コントラスト分解能とデータ収集法の点で動脈相での MRI の有用性を報告している。個々の利点を生かした撮影条件の検討が必要であると考えられる。

今までに同一症例でテスト注入法と Smart-Prep 法を比較した報告は少ない<sup>14)</sup>。今回 10 例の患者に両者を施行することで両者の比較ができた。Smart-Prep 法では大動脈の peak time よりも約 2.8 秒早く trigger がかった。これはテスト注入法での time-intensity curve の濃度上昇時からピーク時までの約 50% 上昇時とほぼ一致していた。Centric view ordering の場合、trigger がかかってから 10 秒後 delay が最適なため、テスト注入法での 3 ml/秒注入の場合、大動脈の peak time より 10 - 3 = 7 秒後

に撮像を開始すれば良いこととなる。ところが sequential view ordering の場合、経験上の 25 秒後開始は撮像の中心が 35 秒後前後となり、計算上の delay time (27 秒後前後) よりもかなり遅延している。これは今回 efgre3d 3 ml/秒の群で遅延群が多かったことと一致している。本来は肝動脈に tracker を設定できれば良いが、血管が細く設定困難なため大動脈のピーク値から換算することとなる。今回の評価では、image acquisition delay time 7 秒では撮像開始が早過ぎたためこの設定を 10 秒に変更することにより良好なタイミングが得られた。また患者への呼吸停止の指示も確実に伝えることができた。

両者を比較する上で注意すべき点に注入量の総量も問題となることがある。今回は造影剤のフラッシュに一律 20 ml の生理食塩水を使用した。体重当たりの投与量とテスト注入での 2 ml の投与では、テスト注入法の方がピークに達するまでの時間が遅延する可能性がある。すなわち総注入量が臨床例では、体重(kg)×0.2 + 20 ml であるのに対し、テスト注入法では 2 + 20 ml であり、テスト注入法の方が約 10 ml 少ない。厳密にはこの点にも考慮すべきであるが、注入速度が一定であれば投与量の差はピークに達するまでの時間よりむしろ持続時間に関与し<sup>15)</sup>、大きな時間の差になる可能性に乏しいと考え、過去の報告<sup>5),7),16)</sup>に従った。

テスト注入法は、肝腫瘍の検出のための dynamic study を行う際に動脈相の決定に利用されているが<sup>7),8)</sup>、肝腫瘍などの腫瘍性病変の血流状態を把握するためには少量といえども臓器濃染が懸念される。しかし Kim ら<sup>16)</sup>によるテスト注入時の 0.5 ml の造影剤では肝実質の造影を認めていない。今回の 2 ml 注入でも time-intensity curve からは遅延相での肝実質の信号強度の上昇は見られず、また引き続き施行した dynamic study においても診断の妨げになるような肝実質の濃染を経験しなかった。つまり我々の data も Kim ら<sup>10)</sup>の報告を支持するもの

といえる。このようにテスト注入法はどの装置でも行える手法であるが、手間がかかること、造影剤量が過剰になる可能性があることが問題となる。

k-space の充填法には、画像のコントラストを決定する低周波領域である中心部から収集を開始する centric view ordering と、空間分解能にかかわる辺縁から収集する sequential view ordering がある。Prince ら<sup>4)</sup>や Maki ら<sup>6)</sup>は、腹部大動脈 MR angiography を造影 3D-SPGR で撮像したときに、centric view ordering では壁が二重に見える ringing artifact が生じると報告している。k-space の辺縁にあたる高周波成分は画像の輪郭や詳細を決定しているため、この領域の情報が少ないとぶれや ringing artifact の原因となるというのである。一方、画像の低周波領域である中心部から収集を開始するため、脂肪抑制を併用することで良好なコントラストを得ることが可能となる。コントラストを重視した動脈相の撮影には centric view ordering がふさわしく、SmartPrep 法を用いたときのみの設定としている。それゆえ今回の SmartPrep 法の有無を比較した検討 (D 群と F 群) では delay time のみではなくデータの収集法についても考慮しておかなくてはならない。SmartPrep 法を用いない D 群では sequential view ordering であり D 群に遅延群が多い要因と考えられた。このように SmartPrep 法を併用した centric view ordering で撮像すると個々の循環動態に応じた最適のタイミングで画像化することが可能であったが、撮像前半に少しでも被撮像体に動きがあると画像にぶれが生じ、分解能が極端に低下してしまうことがあるが、逆に前半にさえ呼吸停止が確実にできれば明瞭な動脈相が得られ、長く呼吸停止が不可能な患者には有効な方法といえる。同じ撮像法でもデータの収集法の違いにより時相が異なる画像となるので、タイミングを考慮することは重要である。

今回は FSPGR と efgre3d との病変の検出率

(診断能) についての検討は行っていないが、至適撮像タイミングについてはパルスシーケンス間で有意差は認めなかった。また、経験的な手動による造影と自動注入群には有意差を認めなかったが、自動注入機を用いる場合、3 ml/秒で SmartPrep 法を centric view ordering とし、delay time は 10 秒が最適な撮像方法といえる。

## 結 論

注入速度 3 ml/秒で delay time 10 秒と設定した SmartPrep 法を用いた撮像が dynamic MRI に最も適していた。

## 謝 辞

稿を終えるに当たり、御校閲を賜りました大阪医科大学放射線医学教室、榎林勇教授に深甚なる謝意を表すとともに、終始御指導いただきました大阪警察病院放射線科、清水雅史先生並びに大阪医科大学放射線医学教室、宇都宮啓太先生に深謝いたします。

## 文 献

- 1) 増永初子, 竹原康雄, 竹田浩康, 金子昌生: 肝の dynamic MRI. 3D-FT fast spoiled GRASS と MR smart prep を用いた全肝の MRI. 臨床画像 1998; 14: 774-781
- 2) Foo TKF, Manojkumar S, Prince MR, Chenevert TL: Automated detection of arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. Radiology 1997; 203: 275-280
- 3) Ho VB, Foo TKF: Optimization of gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography using an automated bolus-detection algorithm (MR SmartPrep). Original investigation. Invest Radiol 1998; 33: 515-523
- 4) Prince MR, Chenevert TL, Foo TKF, et al.: Contrast-enhanced abdominal MR angiography: optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material in the aorta. Radiology 1997; 203: 109-114
- 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) 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. JMRM 1996; 6: 642-651
- 7) Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC: Hepatic arterial phase dynamic gadolinium-enhanced MR imaging: optimization with a test examination and power injector. Radiology 1997; 202: 268-273
- 8) Hawighorst H, Schoenberg SO, Knopp MV, Essing M, Miltner P, van Kaick G: Hepatic lesions: morphologic and functional characterization with multiphase breath-hold 3d gadolinium-enhanced MR angiography-initial results. Radiology 1999; 210: 89-96
- 9) Sheiman RG, Raptopoulos V, Vrachliotis T, Pearlman J: Comparison of tailored and empiric scan delays for CT angiography of the abdomen. AJR 1996; 167: 725-729
- 10) 清水雅史, 新武慶典, 三崎敏正, 他: 肝腫瘍に対する三相性 CT, 造影剤量, 注入プログラム, 検出能について. 日医放会誌 1996; 56: 621-624
- 11) 村上卓道, 金 東石, 高橋 哲, 堀 雅敏, 高村 学, 中村仁信: マルチスライス CT の臨床応用, 肝臓疾患への応用. 臨床画像 2001; 17: 306-313
- 12) Murakami T, Kim T, Takamura M, et al.: Hypervascular hepatocellular carcinoma: detection with double arterial phase multi-detector row helical CT. Radiology 2001; 218: 761-767
- 13) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Tang Y, et al.: Small hepatocellular carcinoma in patients with chronic liver damage: prospective comparison of detection with dynamic MR imaging and helical CT of the whole. Radiology 1996; 200: 79-84



- 14) Schoenberg SO, Knopp MV, Prince MR, Londy FJ, Knopp MA: Arterial-phase three-dimensional gadolinium magnetic resonance angiography of the renal arteries. Strategies for timing and contrast media injection: original investigation. *Invest Radiol* 1998; 33: 506-514
- 15) Mitsuzaki K, Yamashita Y, Ogata I, Tang Y, Namimoto T, Takahashi M: Optimal protocol for injection control material at MR angiography: study of healthy volunteers. *Radiology* 1999; 213: 913-918
- 16) Kim JK, Farb RI, Wright GA: Test bolus examination in the carotid artery at dynamic gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 1998; 206: 283-289

### **Optimal Scan Techniques for Dynamic Gadolinium-enhanced MR Imaging of the Liver: Usefulness of Test Injection Method and Automated Bolus Tracking Technique**

Masako YUKI

*Department of Radiology, Osaka Medical College  
2-7 Daigaku-machi, Takatsuki, Osaka 569-8686*

This study was performed to determine optimal scan techniques and important factors in dynamic gadolinium-enhanced MR imaging of the liver. Comparing the influence of test bolus injection to that of the automatic trigger was done in the same cases. One hundred patients were enrolled in the whole liver dynamic study using a 1.5T MR system. MR imaging using a power injector was performed in 85 cases, while manual injection was performed in the other 15 cases.

Fast spoiled GRASS (FSPGR) or enhanced 3D fast gradient echo (efgre3d) pulse sequence was used for the study. MR SmartPrep, which is a computer assisted bolus tracking technique, was performed in 37 of the 57 cases with efgre3d. Both test bolus and MR SmartPrep were used in 10 of the 57 cases. Hepatic arterial phase images were designated to 3 grades of scan timing. Optimal timing was determined when a faint depiction of portal vein in addition to a description of second branches of the hepatic artery were present. The best timing was found in efgre3d 3 ml/s with a SmartPrep in which the acquisition delay time was 10 s. The mean delay time from the initiation of contrast agent administration to the beginning of arterial phase scanning was  $17.0 \pm 4.71$  s (mean  $\pm$  SD, range 10-29 s). Although similar effects might be achieved when the test injection method is used, it requires complicated steps. These results indicate that we can perform optimal timing for the hepatic arterial phase of dynamic MR imaging. We can also set the delay time for individual cases with the power injector.