

- 738, 1994.
- 7) **Mader, M.T., Poulton, T.B., White, R.D., et al.**: Malignant tumors of the heart and great vessels: MR imaging appearance, *Radiographics.*, **17** (1): 145~153, 1997, Jan.-Feb.
- 8) **van Dantzing, J.M., Delemarre, B.J., Bot, H., et al.**: Left ventricular thrombus in acute myocardial infarction, *Eur. Heart, J.*, **17** (11): 1640~1645, 1996, Nov.
- 9) **Sakuma, H., Globits, S., Bourne, M.W., et al.**: Improved reproducibility in measuring LV volumes and mass using multicoil breath-hold cine MR imaging, *J. Mag. Res. Imag.*, **6** (1): 124~127, 1996, Jan.-Feb.

4) 腹部の MRI 診断における最近の進歩

新潟大学医学部放射線医学教室 (主任: 酒井邦夫教授)

加村 毅・木村 元政
山本 哲史・酒井 邦夫

Recent Advances in Abdominal Magnetic Resonance Imaging

Takeshi KAMURA, Motomasa KIMURA, Satoshi YAMAMOTO
and Kunio SAKAI

*Department of Radiology,
Niigata University School of Medicine*

Recent technical advances in the area of abdominal magnetic resonance (MR) imaging include the development of fast scanning, the application of respiratory triggering method and the invention of phased-array receiver coil. Using these techniques, spatial and time resolution increased. Clinically, the diagnostic ability of liver tumors with MR, especially hemangioma and hepatocellular carcinoma, became superior to X-ray computed tomography. In biliary system and pancreas, noninvasive visualization of 3-dimensional display of biliary and pancreatic ducts became available by MR (MR cholangiopancreatography=MRCP). With this method, we can detect some important findings which were not obtained by other imaging modalities.

Key words: magnetic resonance imaging, abdomen, liver, biliary tract, pancreas
磁気共鳴画像, 腹部, 肝, 胆道, 膵

Reprint requests to: Takeshi KAMURA,
Department of Radiology, Niigata
University School of Medicine,
Niigata City, 951-8510, JAPAN.

別刷請求先: 〒951-8510 新潟市旭町通1番町
新潟大学医学部放射線医学教室 加村 毅

はじめに

磁気共鳴画像診断 (magnetic resonance imaging ; 以下 MRI) の腹部領域, 特に肝・胆道・膵における最近の進歩について, 当科の現況をふまえ報告する。

1. 技術的進歩

MRI における最近の技術的進歩のうち, 腹部でとくに重要と思われるのは, i) 高速撮像法の進歩, ii) 呼吸同期法の開発および iii) 腹部用表面コイルの開発である。

i) 高速撮像法

MRI においては良好な信号雑音比 (signal to noise ratio ; 以下 SNR) を有し, 一般に T1 および T2 コントラストの良好な spin echo (SE) 法が主に用いられてきた (図 1-a, 1-b)。しかし, 撮像に時間がかかる (T1 強調像で数分, T2 強調像で10数分) という欠点を有しており, 1件あたりの検査時間が長くなる他, 上腹部では呼吸運動に伴う artifact による画質の低下が大きく, また肝細胞癌や膵癌の検出に有用とされる dynamic study ができない。このため各種の高速撮像法が開発されてきた。

現在, T1 強調像においては, spoiled gradient echo 法 (以下 spoiled GE 法, 当院で用いられている Siemens 社の装置では fast low angle shot (FLASH) 法と呼ばれる) が有用とされている¹⁾ (図 1-c)。およそ15~25秒前後の撮像時間で, 大体15~30スライス前後の T1 コントラストの良好な写真が撮像できる。本法により, ほとんどの患者で呼吸停止下の撮像ができ, 呼吸による画質の低下は著明に改善された。また, dynamic study は本法により scan 時間が短縮されて初めて実用的になった。高速撮影を行うために matrix 数をやや小さくしており, 励起回数も少ない (通常は1回) ため SE 法の T1 強調像に比べると SNR・空間分解能がやや劣る難点があったが, 後述する腹部用表面コイルの応用により, この点も大きく改善され, 最近では SE 法にとっかわりうるとする報告もみられている²⁾。

T2 強調像においては, 1回の励起パルスで複数の位相 encoding を行う fast spin echo (FSE) 法が開発され³⁾ (図 1-d), 撮像時間が大きく短縮された。撮像シーケンスにより異なるが, 標準的な方法で SE 法の3分の1から4分の1の時間で撮像できる。初期には, FSE 法は SE 法に比べ病変と周囲とのコントラストが乏しいとされ, 病変検出に不利とする報告もみられた⁴⁾。

しかし, 最近では最適なパラメータを選ぶことにより, SE 法と同等のコントラストが得られるとする報告が多くなっている⁵⁾⁶⁾。

撮像時間が短いという FSE 法の利点を生かして, TE (echo time) を大きくして極端に T2 を強調し, 液体部分だけを高信号とし, 他を非常に低信号にした画像を得る方法が実用化された。これは上腹部において恒常的に液体の存在する部分である胆道・膵管の描出に用いられており, MR cholangio-pancreatography (MRCP) と呼ばれている⁷⁾ (図 2, 3)。当院で MRCP 用に用いているのは half foulier single shot spin echo (HASTE) 法と呼ばれる T2 強調像で, 上記の如く液体部分のみを高信号化できる他, 撮像時間が1スライス当たり約2秒と極端に短くできることが特徴であり, 呼吸停止下に撮像できるため MRCP においてきわめて有用である。

FSE 法は J-coupling などにより脂肪の信号が SE 法に比し高いため, 呼吸による artifact の主要素である腹壁の脂肪からの artifact が SE 法に比し強い。従って, 呼吸停止下に撮像するか, 次に述べる呼吸同期法が併用されることが多い。

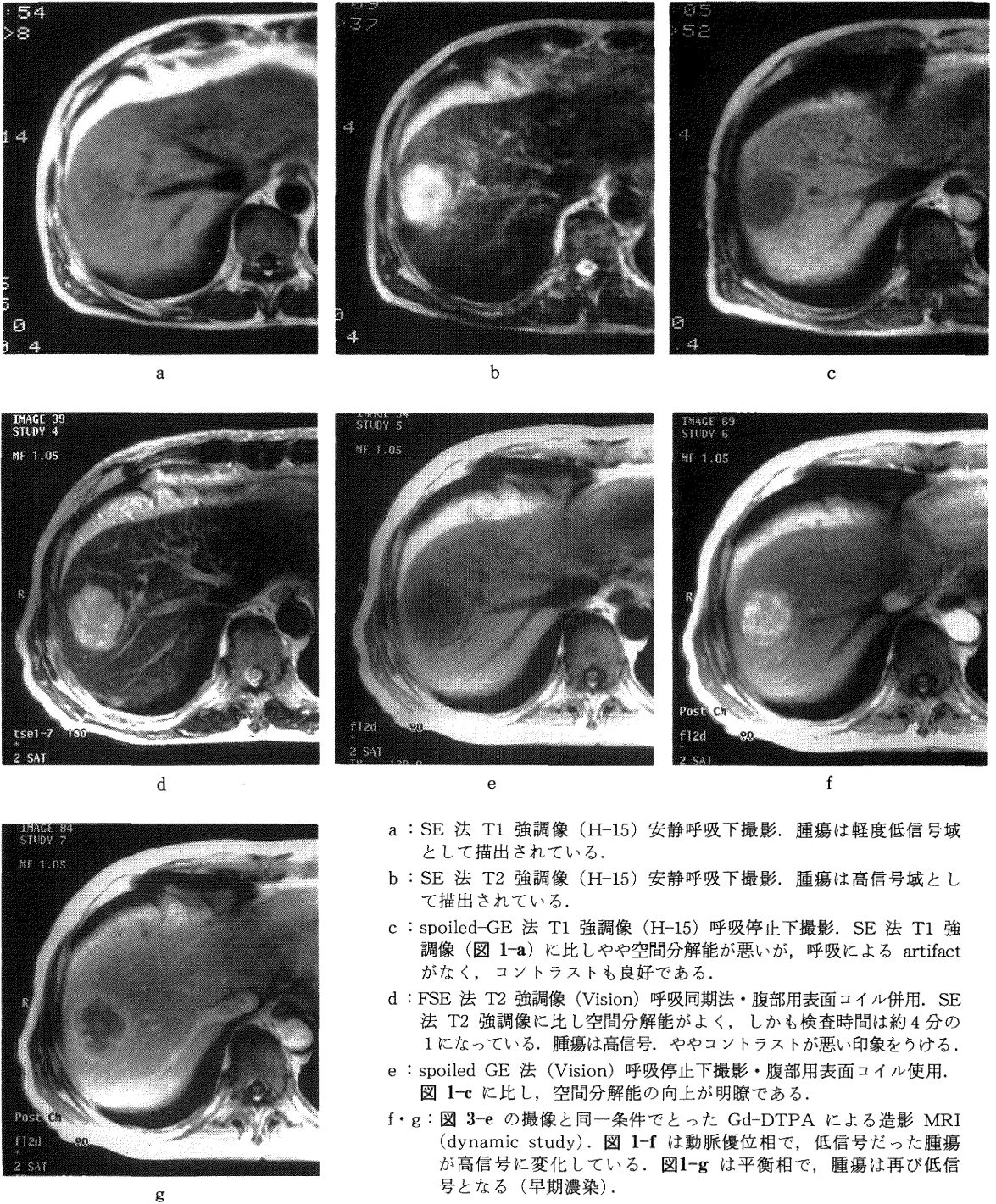
ii) 呼吸同期法

呼吸運動をモニターする蛇腹を患者の腹部に巻き付け, 決まった呼吸位相のときだけ信号を送受信する方法である⁸⁾ (図 1-d)。通常の呼吸下撮影に比し撮像時間が長くなるが, 呼吸による artifact が少なくなる。前述のように, T2 強調像では FSE 法により撮像時間の短縮が得られ, 呼吸同期を併用しても3~4分で撮像が終了するため, 画質の改善につながる本法が汎用されるようになった⁵⁾。

iii) 腹部用表面コイル

従来, 腹部の MRI では body coil による受信が行われていたため, 通常の検査での空間分解能は CT に比しはるかに劣っていた。腹部用表面コイルの開発により, この点で大きな改善が得られた。現在用いられているのは phased-array coil⁹⁾ と呼ばれるもので, 4個のコイルを腹部に巻き付けて撮像する (図 4)。これにより, 腹部においても MRI の空間分解能は CT に比し遜色のないものになりつつある。

本コイルの欠点は, コイルから遠い体の中心部分の信号が相対的に弱いことである。また, 逆に, コイルに近い腹壁の信号が強いため, 安静呼吸下で撮像するときわめて強い artifact が出る。従って, 本コイルを用いるときには呼吸停止または呼吸同期法の併用が必須である。Spoiled GE 法による T1 強調像や MRCP には本コ



- a : SE 法 T1 強調像 (H-15) 安静呼吸下撮影. 腫瘍は軽度低信号域として描出されている.
- b : SE 法 T2 強調像 (H-15) 安静呼吸下撮影. 腫瘍は高信号域として描出されている.
- c : spoiled-GE 法 T1 強調像 (H-15) 呼吸停止下撮影. SE 法 T1 強調像 (図 1-a) に比しやや空間分解能が悪いが, 呼吸による artifact がなく, コントラストも良好である.
- d : FSE 法 T2 強調像 (Vision) 呼吸同期法・腹部用表面コイル併用. SE 法 T2 強調像に比し空間分解能がよく, しかも検査時間は約4分の1になっている. 腫瘍は高信号. ややコントラストが悪い印象をうける.
- e : spoiled GE 法 (Vision) 呼吸停止下撮影・腹部用表面コイル使用. 図 1-c に比し, 空間分解能の向上が明瞭である.
- f・g : 図 3-e の撮像と同一条件でとった Gd-DTPA による造影 MRI (dynamic study). 図 1-f は動脈優位相で, 低信号だった腫瘍が高信号に変化している. 図 1-g は平衡相で, 腫瘍は再び低信号となる (早期濃染).

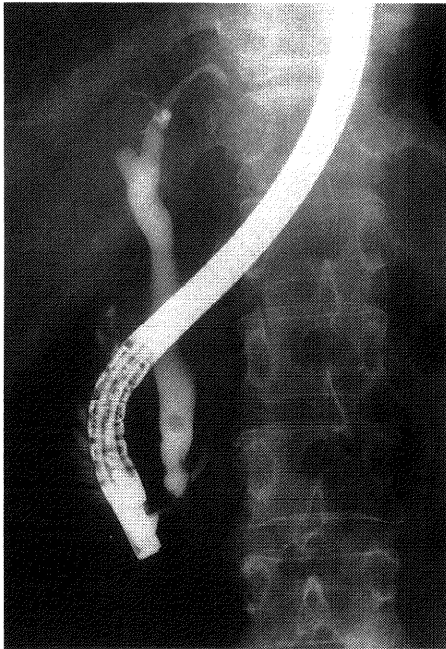
図 1 肝細胞癌 (中分化型:いわゆる古典的肝細胞癌). 内科受診時に Magnetom H-15 (以下 H-15) にて撮像され, 約1か月後, 外科手術直前に Magnetom Vision (以下 Vision) で撮像されたもの. (なお呈示していないが, 血管造影では典型的な腫瘍濃染がみられた.)



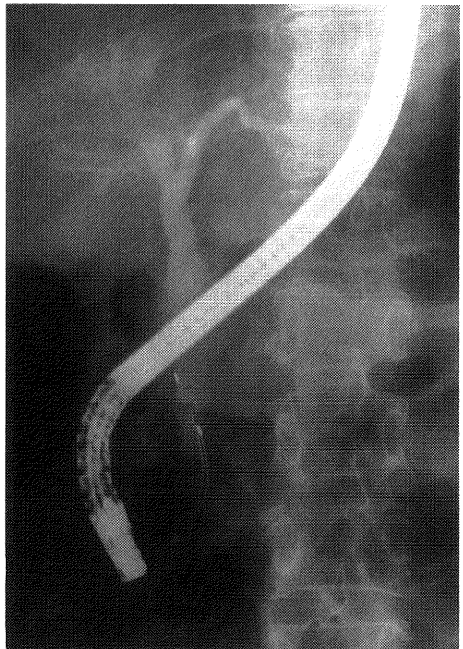
a



b



c



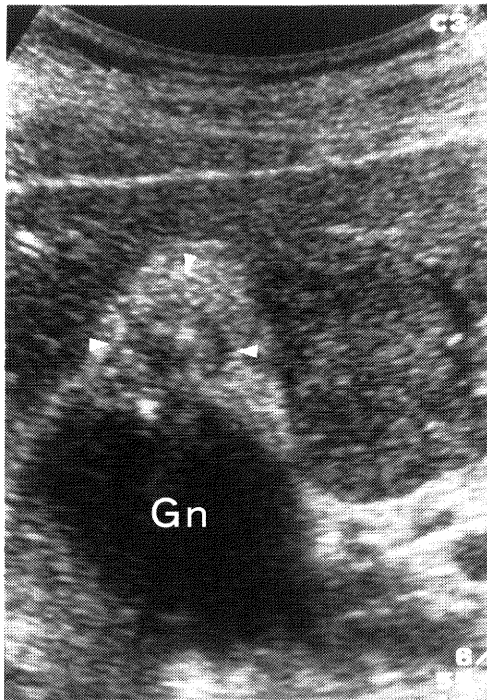
d

a : MRCP (HASTE 法・冠状断元画像).

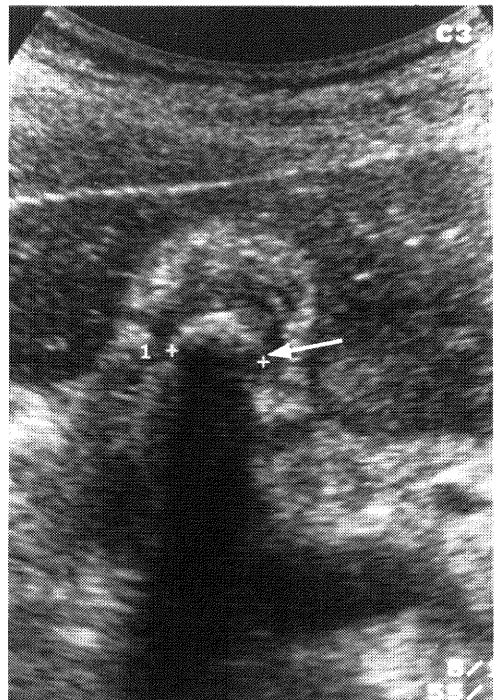
b : MRCP (HASTE 法・三次元再構成像). 下部総胆管に径約 5mm 大の透亮像を認めた (矢印).

c・d : ERCP. MRI と同様, 透亮像を認めた. 経乳頭的に切石が行われた.

図 2 総胆管結石に伴う胆嚢胆管炎. 結石はカルシウムを含有するが, X線透過性の減弱はきわめてわずかで, 単純写真は勿論, CT でも指摘は困難. US では消化管の gas のため, 総胆管は一部しか観察できなかった.



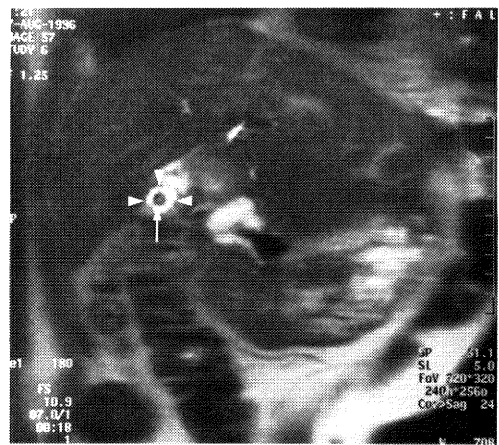
a



b



c



d

- a・b: US (胆嚢短軸像). 胆嚢頸部 (Gn) は異常を認めないが、体部にくびれと壁肥厚 (矢頭) をみとめる. くびれの底部側には結石を示す strong echo を認め (矢印), 壁肥厚も続いている.
- c・d: MRCP (HASTE 法・冠状断元画像 (胆嚢短軸像に近い)). US でみられた胆嚢体部の壁肥厚部に一致して環状に並ぶ著明な高信号の点状部分 (矢頭) を認める. この所見はくびれ部分にのみみられ, くびれの底部側にはみられなかった. 矢印の無信号部分は結石. 切除にて, 胆嚢体部のくびれ部分が腺筋症であることが証明された. (くびれの底部側の壁肥厚は胆嚢癌であった.)

図 3 胆嚢腺筋症.

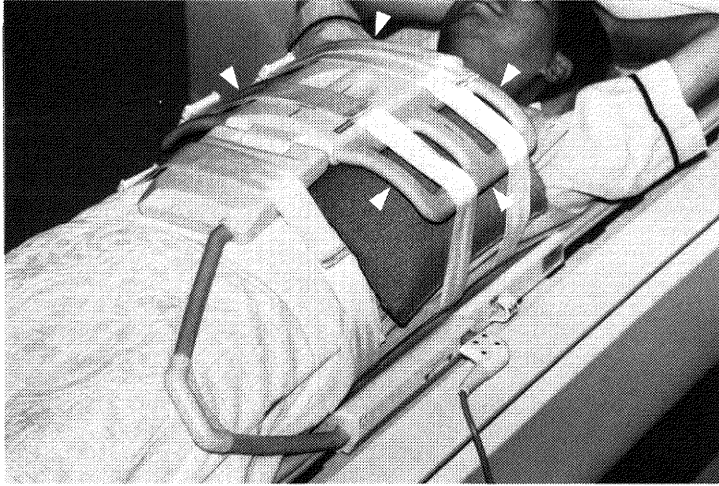


図4 腹部用表面コイルを装着したところ。(矢頭で示したものがコイルの本体である.)

表1 肝腫瘍性病変の描出を目的としたMRI撮像パラメータ(新潟大学医学部附属病院)

Magnetom H-15

	撮像法	TR/TE (ms)	FA (°)	slice数/ 厚/gap (mm)	加算回数	matrix数	撮像時間
T1強調像	SE法	660/12	—	15/7~10 /2~2.5	4	256×192	7'42"
T2強調像	SE法	2000/90	—	15/7~10 /2~2.5	2	256×192	13'15"
dynamic study	FLASH法	140/4	70	15/7~10 /2~2.5	1	256×160	0'26"*

Magnetom Vision

	撮像法	TR/TE (ms)	FA (°)	slice数/ 厚/gap (mm)	加算回数	matrix数	撮像時間
T1強調像	SE法	555/12	—	15/8~10 /2~2.5	4	256×192	5'23"
T2強調像	turbo-SE法	MBP#/90 (ETL=7)	—	15/8~10 /2~2.5	2	256×192	約3'**
dynamic study (1)	FLASH法	120/4.1	80	15/8~10 /2~2.5	1	256×160	0'16"*
dynamic study (2)	FLASH法	120/4.1	80	30/4~5 /1~1.25	1	256×160	0'26"*

* 呼吸停止下に撮影 ** 呼吸同期法併用(無印のものは安静呼吸下撮影.)

ETL: echo-train length FA: flip angle FLASH: fast low-angle shot

SE: spin echo TE: echo time TR: repetition time

mean 1 breath period (約 3,300~6,000 ms)

イルはきわめて有用である²⁾⁷⁾ (図 1-e~g, 2, 3)。

2. 技術的進歩の臨床応用 (当院の現況)

当院では 1988 年に Siemens 社の Magnetom H-15 が最初の MRI 撮像装置として設置されたが、1993 年 7 月より FLASH 法による全肝 dynamic study が可能になった。さらに、1996 年 4 月には Magnetom Vision が設置され、FSE 法、呼吸同期法、phased-array coil の利用が可能になった。

1) 肝疾患

ほとんどの肝腫瘍性病変およびいくつかの瀰漫性肝疾患に MRI は有用であるが、特に肝血管腫および肝細胞癌の検出および質的診断においては CT をしのぐ¹⁰⁾¹¹⁾とされている。

当院で肝腫瘍性病変の診断目的で行われている MRI の撮像パラメータを示す (表 1)。

1-i) 肝血管腫

肝血管腫の MRI 所見は、T2 強調像で著明な高信号を呈すること (通常、脾・腎に比し明らかに高い)¹²⁾ と、CT と同様、造影剤投与により fill-in がみられること¹³⁾ である。臨床では他の肝腫瘍との鑑別診断、とくに慢性肝疾患における肝細胞癌との鑑別が重要であり、慢性肝疾患において超音波断層法 (US) 上高エコー腫瘍を検出したときには血管腫か否かを確実に診断する必要がある。現在、大きさ 7~8 mm の血管腫が存在のみならず fill-in まで MRI で明瞭に描出されることをしばしば経験しており、ほぼ十分な診断が行えると考えている (図 5)。

1-ii) 肝細胞癌

肝細胞癌は分化度により画像が異なる。大きくわけて、中~低分化型肝細胞癌と高分化肝細胞癌に分かれる。

中~低分化肝細胞癌 (血管造影が診断の主流であった時代から知られており、古典的肝細胞癌とも呼ばれる) は通常、動脈性の血流に富む。すなわち、血管造影で血管増生や腫瘍濃染を認め、CT や MRI においても、dynamic study により、早期濃染として診断できる¹⁴⁾¹⁵⁾。非造影 MRI では T2 強調像で一般に軽度高信号 (脾と同程度) を呈し、T1 強調像では高、等、低信号いずれも呈しうる。T1 強調像での検出率は高くないが、T1 強調像で高信号を呈する充実性肝腫瘍は肝細胞癌以外には例外的にしかみられず、肝細胞癌を診断する上で有用な所見である¹⁶⁾ (図 1)。

一方、高分化肝細胞癌では T1 で高信号、T2 では等信号を呈することが多く、dynamic study では早期濃

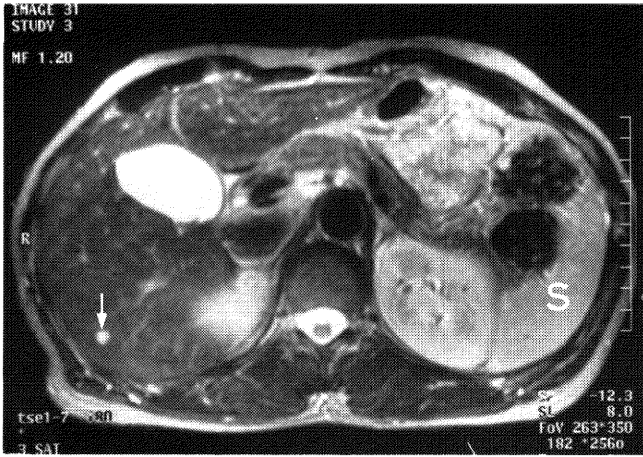
染を呈さないばかりか、造影剤投与により早期、後期相とも不明瞭となることが多い。従って、T1 強調像での高信号が検出において重要となる¹⁷⁾ (図 6)。

当院での dynamic MRI の成績を表 2 に示した。Magnetom H-15 による全肝 dynamic study では血管造影または lipiodol CT (以下血管造影等とする) で確認された古典的肝細胞癌 60 病変中 53 病変 (88.3%) に早期濃染が検出されており、Magnetom-Vision でも 31 病変中 28 病変 (90.3%) に検出されている (ただし、1 症例あたりの病変数が増えると MRI 上で描出された病変と血管造影等で描出された病変との対応が困難なため、このデータは 1 症例の病変数が 10 以下の症例に限っている) (表 2-a)。

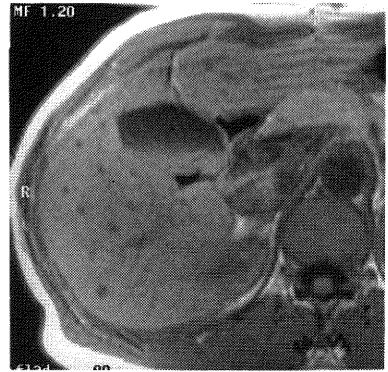
Dynamic MRI で検出できなかった Hypervascular な肝細胞癌は 2 つのグループに分けられる。第一は造影剤の注入 timing 不良例である。第二は timing 良好と思われるにもかかわらず早期濃染として描出されない場合で、いずれも hypervascular な主腫瘍が別にあり、肝内転移巣と考えられる病変である (表 2-b)。

造影の timing 不良は、末梢の静脈から造影剤を注入する時点を基準にして動脈優位相の撮像時間を決める現在の方法では、患者ごとに循環時間が異なる以上、どうしても一部の症例で生じてしまう。最近、造影剤の大動脈への到達をモニターして動脈優位相の撮像を開始する方法が MRI でも可能になりつつあり¹⁸⁾、応用が期待される。

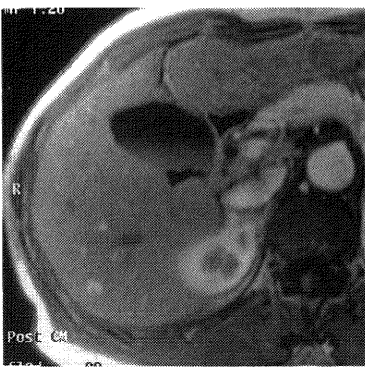
肝内転移巣の描出が不良な理由はよくわかっていないが、これらの病変が小さいことや、発育が速く、MRI 施行から血管造影までの期間を無視できないことが関係しているかもしれない。Vision において、上記の成績を出す時点で除外した、10 個以上の病変を有する肝内転移多発症例では、lipiodol CT との比較が困難なため正確でないが概ね検出率は 70% 前後と低く、14 個の lipiodol 集積巣のうち 1 個しか dynamic MRI で検出されなかった症例も経験している (図 7)。過去に治療歴のない肝内転移多発症例においては、検出されやすい大きな原発巣があり、肝内転移巣の有無にかかわらず血管造影等が施行されるため、MRI 上で転移巣の一部が不明瞭でも臨床の問題は少ない。しかし、原発巣の治療後 (特に手術後) の肝内転移巣の検出が不良の場合は問題で、今後に残された課題である。最近、スライス厚を 4~5 mm 程度に薄くした dynamic study を施行することにより比較的微小な肝内転移巣でも検出できた例を経験しており、検出率の改善が見込まれる。



a



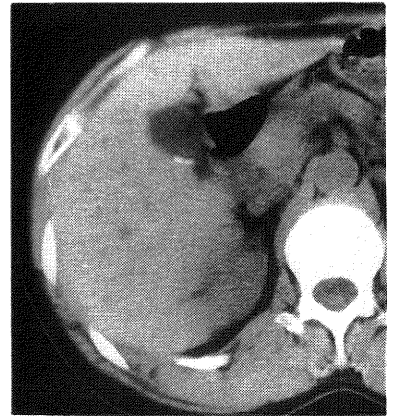
b



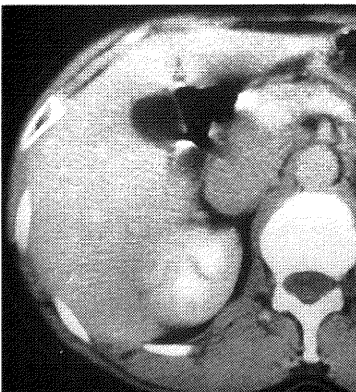
c



d



e



f

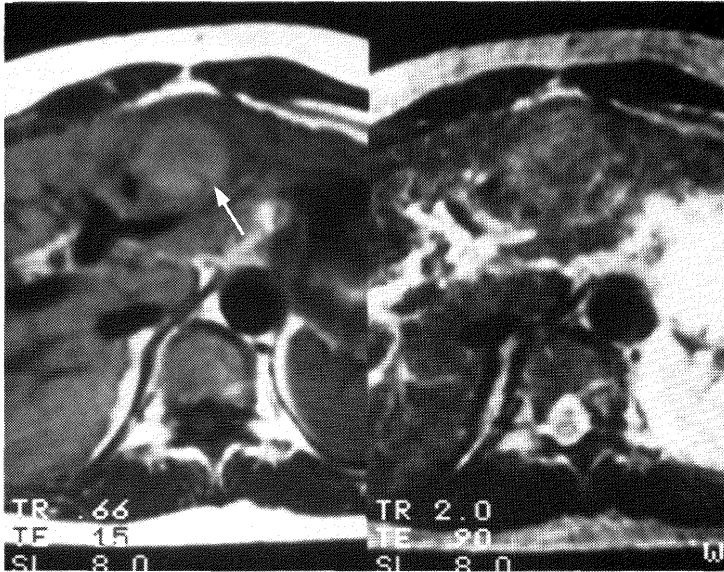
a : FSE 法 T2 強調像. 大きさ数 mm の血管腫 (矢印) が, 明らかに脾 (S) より高信号の病変として描出されている.

b~d : spoiled GE 法 T1 強調像. 造影前 (5-b) は病変は低信号. Gd-DTPA による造影 MRI 動脈優位相 (5-c) では病変は辺縁部を主に大部分が高信号化している. 造影平衡相 (5-d) では病変の全体が高信号化している (fill-in).

e : 単純 CT 像. 病変は指摘不能である.

f : 造影 CT 像. 病変は指摘不能である.

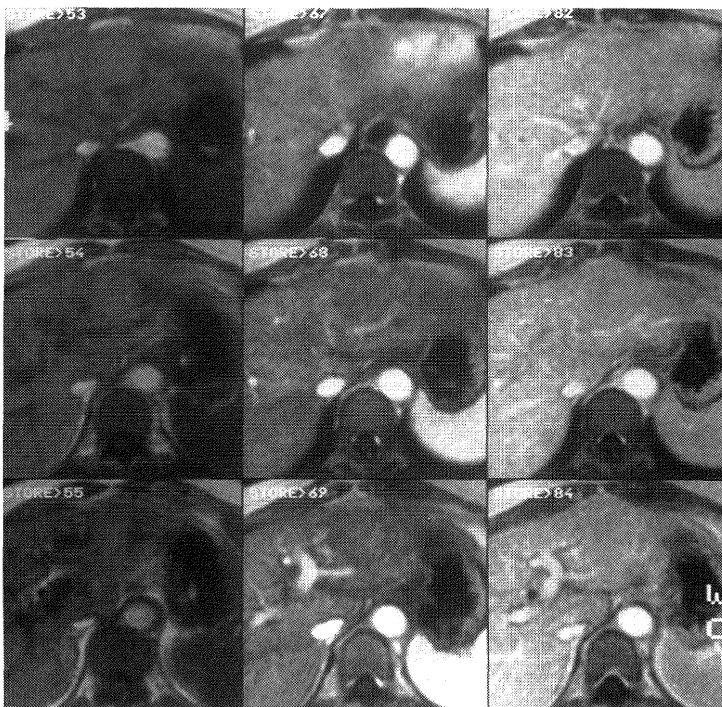
図 5 微小な肝血管腫.



a

b

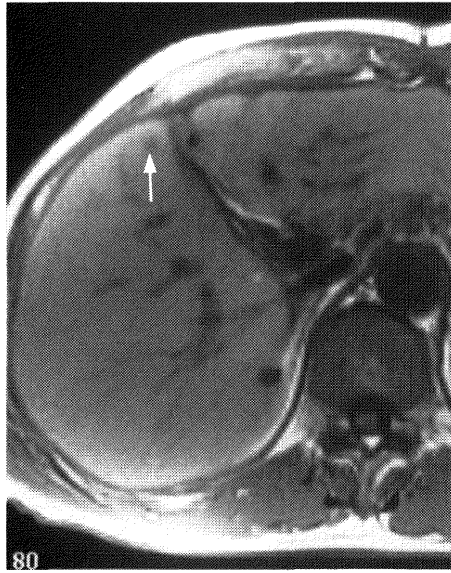
- a : SE 法 T1 強調像. 腫瘍は明瞭な高信号域としてみられる (矢印).
- b : SE 法 T2 強調像. 腫瘍はわずかに高信号域としてみられるが, T1 ほどはっきりしない.



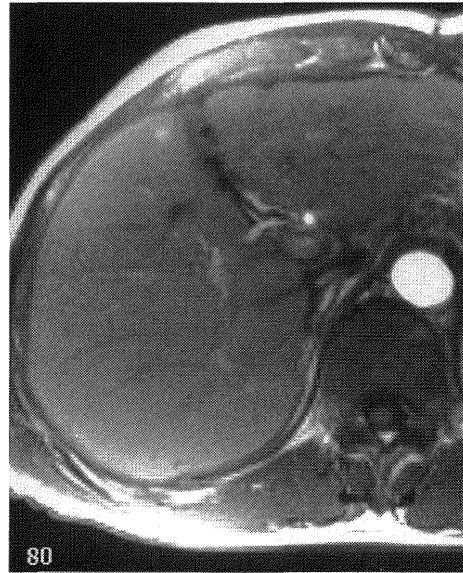
c

- c : Spoiled GE 法 T1 強調像による dynamic study. 9枚の組写真であるが, 左3枚は造影前, 中3枚は造影後 (動脈優位相), 右3枚は造影後 (平衡相). 造影前も含め, 病変は周囲と明らかな信号強度差がない.

図 6 高分化型肝細胞癌. C型肝硬変例で, 超音波で大きさ 3 cm の腫瘍を指摘されたが, 血管造影では腫瘍濃染はみられない. CT でも造影平衡相で淡い低濃度域として認められるのみであった. 診断は切除組織標本で確定.



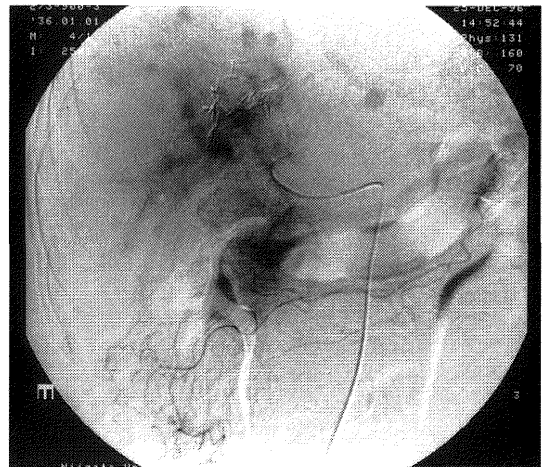
a



b



c



d

- a~c: Spoiled GE 法 T1 強調像. 造影前 (7-a) でみられる径数 mm 大の低信号域 (矢印) が, 造影後動脈優位相 (7-b) で高信号, 造影後平衡相 (7-c) でわずかに低信号となっている. 他に病変は指摘できない. 表示していないが, 他の slice でも病変は指摘困難.
- d: 固有肝動脈造影毛細管相. 図 7-a~c の MRI 撮像 1 か月半後であるが, 多数の腫瘍濃染がみられる. 血管造影後, 抗癌剤併用の lipiodol 動注が行われ, 2 週間後にとられた lipiodol CT では少なくとも14個の有意な集積が認められた.

図 7 肝細胞癌術後再発例.

MRI の6か月前に尾状葉の肝細胞癌の切除が行われている.

表 2-a Hypervascular な肝細胞癌* の dynamic MRI による検出**
(新潟大学医学部附属病院)

	病変径 (cm)				合計 (検出率)
	~0.9	1.0~1.9	2.0~2.9	3.0~	
(1) Magnetom H-15	3/9	16/17	15/15	19/19	53/60 (88.3%)
(2) Magnetom Vision	4/6	10/11	6/6	8/8	28/31 (90.3%)
合計 ((1)+(2))	7/15	26/28	21/21	27/27	81/91 (89.0%)

* 血管造影 (炭酸ガス動注超音波断層法, lipiodol CT を含む) を標準とする.

** 1 症例当たりの病変数が10個以下の症例に限る.

表 2-b dynamic MRI で早期濃染のない hypervascular な肝細胞癌

MRI 撮像機種	slice 厚 (mm)	病変径# (cm)	早期相 timing	IM?*	T2 強調像
Magnetom H-15	7	1.0~1.4	良好	yes	Hyper**
Magnetom H-15	7	0.5~0.9	良好	yes	Iso***
Magnetom H-15	7	0.5~0.9	良好	yes	Iso
Magnetom H-15	8	0.5~0.9	不良	yes	Iso
Magnetom H-15	8	0.5~0.9	不良	yes	Iso
Magnetom H-15	8	0.5~0.9	不良	yes	Iso
Magnetom H-15	7	~0.4	良好	yes	Iso
Magnetom Vision	10	1.5~1.9	不良	no	Hyper
Magnetom Vision	4	1.0~1.4	不良	no	Hyper
Magnetom Vision	8	0.5~0.9	良好	yes	Iso

原則として lipiodol CT 上の径. ただし, DSA 上で推定したものも含まれる.

* intrahepatic metastasis と考えられるか否か?

** hyperintense

*** isointense

Dynamic MRI と dynamic CT との比較は現在当院に dynamic CT の standard となっている高速螺旋 CT (いわゆる helical CT) 装置がないため比較困難だが, 少なくとも CT より検出率はよいようであり, 他施設での検討と同様の傾向である¹¹⁾.

T1 強調像では, 肝細胞癌~境界病変の質的診断に有用な所見である腫瘍の高信号が, 十分に描出されるか否かが重要と思われる. Magnetom H-15, Vision とも, SE 法に比べ, spoiled gradient echo 法の信号がやや低くなる傾向にあるが (表 3), 原因はよくわかっていない. 現時点では, 検査に時間のかかる SE 法 T1 強調像を省略できないと考えている. T2 強調像では, 古典的肝細胞癌は高信号に, 境界病変から高分化肝細胞癌は等信号に, 大再生結節は低信号になるとされているが, FSE 法になってからは, 血管造影で濃染する古典的肝細胞癌でも等信号を示すものが多くなった (表 4). こ

れは, 前述の如く FSE 法が SE 法に近づきつつあるとする報告⁵⁾⁶⁾に反する結果である. このような現状のため, 肝細胞癌の分化度の判断は主として dynamic MRI によるようになり, T2 強調像の役割は dynamic study が施行できなかつたり, timing 不良などで良好な画像が得られなかった場合の救済と, 血管腫との鑑別を確実にを行うことに目的が限定されつつある. とくに前者の役割は現在有用で, timing 失敗のみが原因と考えられる早期濃染偽陰性例 2 例はいずれも T2 強調像によって古典的肝細胞癌の診断が可能であった (表 2-b). しかし, timing の良好な dynamic study で検出されない肝内転移巣が, 非造影の T1, T2 強調像で描出されることはまれである.

1-iii) その他の肝腫瘍

転移性肝腫瘍については CT とほぼ同等の診断能力である¹⁸⁾. 今後は肝特異性造影剤の利用により, 診断

表3 肝細胞癌のMRI信号強度(1) T1強調像;SE法とFLASH法の比較

	[SE法]	高信号	高信号	等～低信号	等～低信号
	[GE法]	高信号	等～低信号	高信号	等～低信号
(1) Magnetom H-15		13病変	8病変	1病変	28病変
(2) Magnetom Vision		10	4	0	20
合計((1)+(2))		23	12*	1*	48

* Odd's ratio=12
p<0.01 (McNemar's χ -square test)

表4 肝細胞癌のMRI信号強度(2) Dynamic studyとT2強調像の比較

	dynamic study で早期濃染(+)		dynamic study で早期濃染(-)	
	T2強調像で高信号	T2強調像で等～低信号	T2強調像で高信号	T2強調像で等～低信号
(1) Magnetom H-15	55病変	11病変 [†]	1病変	10病変
(2) Magnetom Vision	20	15 [†]	2**	3

* p<0.01 (χ -square test)

** 2病変とも血管造影で濃染(+)で、かつdynamic MRIのtiming不良例。

能が向上する可能性がある¹⁹⁾²⁰⁾。

肝嚢胞もMRIで検出、質的診断とも良好に可能だが、他の画像診断法でも診断容易であり、MRIの利点は少ない。まれに、CTで判断に迷う場合などに有用である。

2) 胆道疾患

胆道は管腔臓器であり、胆道造影(特に直接造影である内視鏡的逆行性胆道膵管造影(ERCP)や経皮経肝胆道造影(PTC))が診断法として長く用いられてきた。

USやCTは、これらより簡便であり、また管腔外の情報もえられるため、胆道のscreeningや、胆道造影とあわせた総合画像診断の一環として用いられている。

MRIはユニークなコントラストを有するが、CTやUSに比し空間分解能が低いため、微小な病変の多い胆道では有用性が少なかった。しかし、上述したように、MRIの空間分解能の向上により、CTに匹敵する画像がえられつつある。MRIはCTと異なり撮像方向が任意である利点があり、これを利用すると、胆道癌の肝床浸潤や肝門部進展が分かり易くなる。

前述のMRCPは三次元画像表示により胆道造影と同様の画像を得ることができるが、空間分解能は現時点では直接胆道造影に劣り、精密診断として直接胆道造影が行われるような状況では一般に付加的情報は乏しい。

しかし、MRCPは造影剤の注入によらないで微小な液

体成分を強い高信号域として鋭敏に検出できるという特徴を有する。従って、直接胆道造影で造影剤が及ばず(あるいは検査しにくく)、かつ液体部分(またはその欠如)の検出が診断上重要である場合にはMRCPの有用性は高い⁷⁾。具体的には、急性胆管炎例の非石灰化胆管結石の検出(図2)や胆嚢腺筋腫症の特徴であるRokitansky-Aschoff洞の描出(図3)、先天性胆道拡張症の胆道の精査に有用であった症例を経験している。

3) 膵疾患

膵は肝と同様実質臓器であり、断層画像での検索に適しているが、もっとも重要な膵癌に関してはT1、T2強調像とも信号強度はまちまちで、描出されないことも少なくない。現在はCTと同様、MRIにおいてもdynamic studyの早期相でのdefectがもっとも検出力が高いとされ、ほぼCTに匹敵するか、ややCTを凌駕するとされている²¹⁾²²⁾。しかし、当院では大病変例が集まりやすい施設であることもあり、MRIがCTに比し明らかに検出に有用だった症例はない。

膵においても胆道と同様、MRCPが応用されているが、膵癌の診断においては良好に造影されたERCPの精度に及ばない。胆道と同様、膵においても、造影されにくい微小な液体成分の検出に有用と考えられる。USで嚢胞か充実性病変か判断に迷うような膵の小病変に対しMRCPを行ってcystの診断を確定しえた症例を経

験している。

おわりに

最近の腹部 MRI の技術的進歩は、高速化、高分解能化に要約される。临床上、肝細胞癌および肝血管腫の診断では CT をこえる診断能を有するに至っている。また、胆道・膵領域でも CT と同等の診断能が得られるようになっており、MRCP を用いるといくつかの疾患で他の画像では得られ難い情報が得られることがある。

参考文献

- 1) **Holsinger-Bampton, A.E., Riedereer, S.J., Campeau, N.G., et al.:** T1-weighted Snapshot gradient-echo MR imaging of the abdomen. *Radiology*, **181**: 25~32, 1991.
- 2) **Yamashita, Y., Yamamoto, H., Namimoto, T., et al.:** Phased array breath-hold versus non breath-hold MR imaging of focal liver lesions. a prospective comparative study. *Magn. Reson. Imaging*, **7**: 292~297, 1997.
- 3) **Henning, J.N.A. and Friedburg, H.:** RARE imaging: fast imaging method for clinical MR. *Magn. Reson. Med.*, **3**: 823~833, 1986.
- 4) **Outwater, E.K., Mitchell, D.G. and Vinitzski, S.:** Abdominal MR imaging: evaluation of a fast spin-echo sequence. *Radiology*, **190**: 425~429, 1994.
- 5) **Keogan, M.T., Splitzer, C.E., Paulson, E.K., et al.:** Liver MR imaging: comparizon of respiratory triggered fast spin echo with T2-weighted spin echo and inversion recovery. *Abdom. Imaging*, **21**: 433~439, 1996.
- 6) **Schima, W., Saini, S., Echeverri, J.A., et al.:** Focal liver lesions; characterization with conventional spin-echo versus fast spin-echo T2-weighted MR imaging. *Radiology*, **202**: 389~393, 1997.
- 7) **Takehara, Y., Ichijo, K., Tooyama, N., et al.:** Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. *Radiology*, **192**: 73~78, 1994.
- 8) **Lewis, C.E., Prato, F.S., Drost, D.J., et al.:** Comparizon of Respiratory triggering and gating rechniques for the removal of respiratory artifacts in MR imaging. *Radiology*, **160**: 802~810, 1986.
- 9) **Roemer, P.B., et al.:** The NMR phased array. *Magn. Reson. Med.*, **16**: 192~225, 1990.
- 10) **Itai, Y., Ohtomo, K., Furui, S., et al.:** Noninvasive diagnosis of small cavernous hemangioma of the liver: advantage of MRI. *Am. J. Roentogenol*, **145**: 1195~1199, 1985.
- 11) **Yamashita, Y., Mitsuzaki, K., Yi, T., et al.:** Small hepatocellular carcinoma in patients with chronic liver damage; prospective comparizon of detection with dynamic MR imaging and helical CT of the whole liver. *Radiology*, **200**: 79~84, 1996.
- 12) **Stark, D.D., Felder, R.C., Wittenberg, J., et al.:** Magnetic resonance imaging of cavernous hemangioma of the liver: Tissue-Specific characterization. *Am. J. Roentogenol*, **145**: 213~222, 1985.
- 13) **Ohtomo, K., Itai, Y., Yoshikawa, K., et al.:** Hepatic tumors: dynamic MR imaging. *Radiology*, **163**: 27~31, 1987.
- 14) **Araki, T., Itai, Y., Furui, S., et al.:** Dynamic CT densitometry of hepatic tumors. *Am. J. Roentogenol*, **135**: 1037~1043, 1980.
- 15) **Yoshida, H., Itai, Y., Ohtomo, K., et al.:** Small hepatocellular carcinoma and cavernous hemangioma: Differentiation with dynamic FLASH MR imaging with Gd-DTPA. *Radiology*, **171**: 339~342, 1989.
- 16) **Ito, K., Nishimura, K., Togashi, K., et al.:** Hepatocellular carcinoma: MR imaging. *Radiology*, **164**: 21~25, 1991.
- 17) **Matsui, O., Kadoya, M., Kameyama, T., et al.:** Adenomatous hyperplastic nodules in cirrhotic liver: differentiation from hepatocellular carcinomas with MR imaging. *Radiology*, **173**: 123~126, 1989.
- 18) 増井孝之, 一条勝利, 今岡いずみ, 他: Gd 造影剤急速静注による Smart prep 併用した 3D FSPGR 法の最適化: 肝病変の評価. *日磁医誌*, **17**: S136, 1997.
- 19) **Sineterre, E., Taourel, P., Bouvier, Y., et al.:** Detection of hepatic metastasses: ferumoxides-enhanced MR imaging versus unenhanced MR imaging and CT during arterial portography. *Radiology*, **200**: 785~792, 1996.

- 20) 加村 毅, 木村元政, 酒井邦夫, 他: MRI 用造影剤 AMI-25 (superpara-magnetic iron oxide) の第Ⅲ相一般臨床試験—肝腫瘤性病変における有効性, 安全性および臨床的有用性の検討—. 腹部画像診断, **14**: 356~372, 1994.
- 21) Gabata, T., Matsui, O., Kadoya, M., et al.: Small pancreatic adenocarcinomas: efficacy of MR imaging with fat suppression and gadolinium enhancement. *Radiology*, **193**: 683~688, 1994.
- 22) Ichikawa, T., Haradome, H., Hachiya, J., et al.: Pancreatic ductal adenocarcinoma: preoperative assessment with helical CT versus dynamic MR imaging. *Radiology*, **202**: 655~662, 1997.

5) Dynamic MRI による子宮癌の診断

新潟大学医学部放射線医学教室 (主任: 酒井邦夫教授)

関 裕 史

Carcinoma of the Uterus: Assessment with Dynamic MR Imaging

Hiroshi SEKI

*Department of Radiology,
Niigata University School of Medicine
(Director: Prof. Kunio SAKAI)*

Recently, dynamic MR imaging has been utilized for evaluating the extent of uterine carcinoma owing to development of the fast MR imaging technique.

In assessing myometrial invasion of endometrial carcinoma, the subendometrial enhancement (SEE) can be employed for the diagnostic landmark with dynamic MR imaging. In addition, myometrial invasion is clearly revealed with dynamic MR imaging because the tumor-myometrial contrast is significant. In assessing stromal invasion of cervical carcinoma, invasive lesions with more than 3 mm of stromal invasion are observed as focal enhanced areas with dynamic MR imaging, compared with slight enhancement of the cervical epithelium and the stroma. In particular, the detectability of 3~5 mm of stromal invasion with dynamic MR imaging is significantly higher than that with T2-weighted images.

We consider that dynamic MR imaging is useful for assessment of carcinoma of the uterus.

Key words: dynamic MR imaging, carcinoma of the uterus

ダイナミック MRI, 子宮癌

Reprint requests to: Hiroshi SEKI,
Department of Radiology, Niigata
University School of Medicine,
1-757, Asahimachi-dori, Niigata
City, 951-8510, JAPAN.

別刷請求先: 〒951-8510 新潟市旭町通1-757
新潟大学医学部放射線医学教室 関 裕 史