

肝疾患に用いる MRI 高速撮像法と応用

村上卓道, 堀 雅敏, 金 東石, 中村仁信

大阪大学医学部放射線医学教室

はじめに

肝全体を1回の呼吸停止下に撮像できる様々な高速撮像法が開発され、肝臓のMR検査は、呼吸停止下の高速撮像法が中心になりつつある。こうした高速撮像法の応用として、T₁強調像では、造影剤を経静脈性に急速注入し病変部の造影形態を経時的に観察するdynamic studyが、病変の存在診断、質的診断や病期診断に広く利用されている。またT₂強調像を得るための各種の高速撮像法については、その画像上の特質と臨床の有用性が明らかになってきた。本稿では、各種高速撮像法について、その理論的解説と臨床応用を述べる。

肝腫瘍性病変診断のための高速撮像法

1. T₁強調像

a. Dynamic-MRI

造影剤を経静脈性に急速注入し、病変部の造影形態を高速撮像法で経時的に観察するdynamic studyは、病変の質的診断^{1),2)}や病期診断、存在診断³⁾に広く利用されている。CTと比べ、コントラスト分解能に優れる、任意の断面が撮像できる、放射線被曝がない、造影剤の注入量が少なくすむためdynamic studyの各相を撮像するタイミングがとりやすい、造影剤による副作用が少ない等がMRの利点である。

Dynamic studyのパルス系列は、一般にT₁強調のグラジエントエコー(GRE)法を用い

る(SPGR法やFLASH法)。造影剤の還流部分と同様に高信号に描出される脂肪信号を消すために、脂肪抑制法を併用する場合がある。

Single slice dynamic-MRIは目的の一断面を非常に良好な時間分解能で経時的に撮像する方法である。この方法では、同断面内の腫瘍や、臓器の血行動態(perfusionなど)を詳細に評価することができ、鑑別診断や機能診断に有用である^{1),4),5)}。造影剤Gd-DTPAの投与量は0.2 ml/kgである⁴⁾。撮像タイミングは、single slice法では一般に一回の撮像時間が約1秒前後であることより、MRIにおける経静脈性の造影剤であるGd-DTPAを2 ml/秒で注入して生理食塩水でflashする方法で、注入開始後20秒をdelay timeとし、約2~3秒に一回の割合で20秒ほど撮像し、これを動脈相(arterial phase)とする。更に、注入60秒後に門脈相(portal venous phase), 90, 120, 150, 180秒後に平衡相(equilibrium phase), 300, 420秒後に晩期相(delayed phase)を撮像する。

Multislice dynamic-MRIは、一度に多断面の画像を撮像する方法であり、広い範囲の血行動態を経時的に観察することができる。このため、複数の病変や大きな病変内の異なる部位の血行動態を評価したり、病変の広がりを観察する場合に有用である^{2),3)}。しかし、時間分解能がsingle slice法に比して劣るため、微妙な血行動態の変化を観察する必要がある腫瘍の鑑別診断や、臓器の機能診断には不向きな場合もある。Multislice法の撮像タイミングは、一回の

キーワード MRI, fast imaging, liver tumor, dynamic study, diffusion

撮像が20秒前後であることより、注入開始20秒後に動脈相、1分後に門脈相、2,3分後に平衡相を撮像している。造影剤の注入方法はsingle slice法の場合と同様である。

しかし、患者により造影剤のfirst passの到達時間が異なるため、撮像を開始するまでの微妙なタイミングは、single slice法およびmulti-slice法共に微調整するのが望ましい。このような微調整の方法として、テストインジェクション法や静脈に投与された造影剤の大動脈への到達をリアルタイムにモニタして撮像開始を決定する方法(Smart Prep, GE社)がある。いずれも、パワーインジェクターの使用が必須である。

b. 3DFT fast-SPGR法

全肝の multislice dynamic studyの撮像には、呼吸停止下に全肝を網羅するため、一般にT1強調の2DFT-GRE法が用いられてきた。近年、我々は周波数選択励起IRパルスによる脂肪抑制を併用した enhanced fast gradient recalled 3DFT-sequence (Spec IR-efgre3d) を使用して、全肝の dynamic studyを行っている。これは造影MR angiography (MRA) に

有用とされているシーケンスである。本シーケンスを用いた方法では5mm slice厚の横断像による全肝3D-dynamic studyが可能であり、微小なHCCの検出に優れている。また dynamic study 施行と同時に動脈系および門脈系のMRA像を得ることが可能であり、臨床上有用である⁶⁾(Fig. 1)。

c. ダブルエコーFLASH法

水と脂肪に含まれる水素原子核の核磁気共鳴周波数は若干異なる。このため、グラジエントエコーシーケンスのエコー時間を調節することにより、水と脂肪の信号が同位相で強め合う画像(in-phase)と逆位相で弱め合う画像(out-of-phase)が得られる。ダブルエコーFLASHシーケンスは、一回の撮像でエコー時間の異なる画像を得ることができる。このため、上記2種の全肝グラジエントエコー画像を一回の呼吸停止下に位置ずれなく撮像できる。この方法により、腫瘍に含まれる脂肪を評価するのが容易となる。一般にout-of-phase画像の方が高いコントラストを得られることから、こちらがdynamic studyに有利と考えられる(Fig. 2)。しかし脂肪を含んだhypervascular tumorの場合

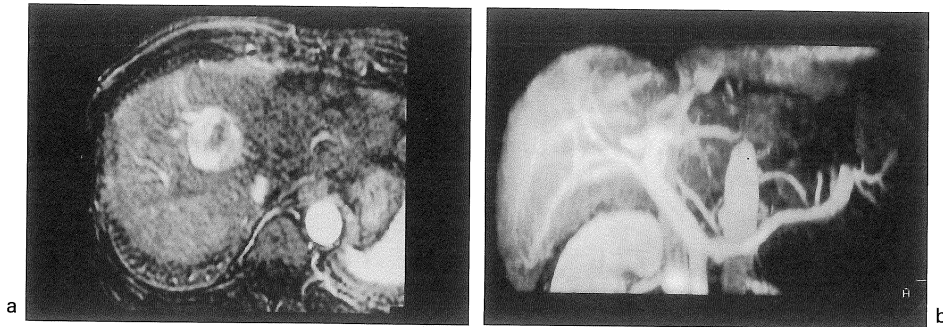


Fig. 1. Dynamic MR imaging and MR angiography with efgre3d sequence (TR/TI/TE/flip angle, 6.2/40/1.4/40) for hepatocellular carcinoma.

a : The arterial phase image shows marked enhanced tumor very clearly.

b : MR angiography reconstructed from portal venous phase axial images by maximum intensity projection technique shows portal venous systems very clearly.

1999年5月28日受理

別刷請求先 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学医学部放射線医学教室 村上卓道

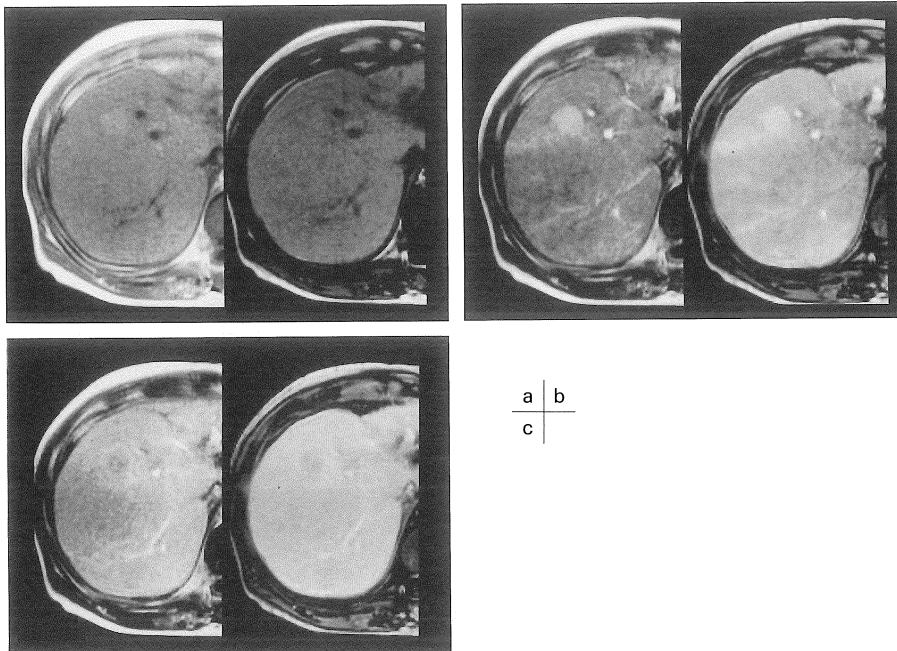


Fig. 2. Dynamic MR imaging with double-echo FLASH sequence for hepatocellular carcinoma
 a : Precontrast. Left : in-phase (TE=7.0 ms), Right : out-of-phase (TE=3.5)
 The signal intensity of tumor shows mildly high relative to the liver parenchyma on in-phase image, but iso on out-of-phase image.
 b : Arterial phase. Left : in-phase (TE=7.0 ms), Right : out-of-phase (TE=3.5)
 The tumor shows marked enhancement on the both arterial phase images.
 c : Portal venous phase. Left : in-phase (TE=7.0 ms), Right : out-of-phase (TE=3.5)
 The tumor shows washout of contrast medium and enhanced capsule. Out-of phase image can show these findings more clearly than in-phase image.

合、いわゆる paradoxical suppression⁷⁾と呼ばれる現象に注意する必要がある。これは、造影されているにもかかわらず、水と脂肪の打ち消し合いが強くなって、信号強度が低下する現象である。In-phase 画像ではこのような効果がなく、ダブルエコー FLASH 法で dynamic study を行うことによって、高コントラストの out-of-phase 画像を得ながら、paradoxical suppression による読影の誤りを防ぐことが可能である。

2. T₂ 強調像

a. FSE 法

一度の 90 度励起パルスに引き続いて 180 度

パルスなどで構成される複数の再収束パルス (refocus pulse) を付加し、これによって生じる複数のエコーをそれぞれ異なった位相エンコードを行いながら収集する方法を高速スピンエコー法 (fast SE/FSE) と呼ぶ。T₂ 強調像を得るのに適した撮像法である (Fig. 3)。印可する再収束パルスの個数をエコートレイン数 (echo train length, ETL) といい、通常のスピンエコー法に比べ撮像時間は 1/ETL に短縮される。こうして得られる各エコーはそれぞれ異なったエコー時間 (TE) をもつことになるが、画像のコントラストを決定する k 空間の中央部分 (低周波成分) を特定のエコー時間 (実

効エコー時間：effective TE) で収集し、後半のエコーは k 空間の辺縁（高周波成分）を充填して画像の解像度を決定するように調節する。この際、エコートレイン数が多くて後半のエコー信号が弱い場合、画像のボケ（blurring）が生じ、画像の空間分解能は低下する。連続するエコーとエコーの間隔をエコー間隔（echo space）という。FSE ではエコートレイン数、実効エコー時間、エコー間隔が画像のコントラストおよび解像度を定める上で重要である。

One shot RARE (rapid acquisition with relaxation enhancement) 法は、一度の 90 度パルスの後に位相エンコード分の再収束パルス

をすべて付加し、一度に k 空間を充填してしまう方法である。k 空間データの対称性を利用して、位相エンコード数を半分強にまで減らす方法を half Fourier 法と呼び、RARE に half Fourier 法を用いたものが HASTE (half Fourier acquisition single-shot turbo SE) あるいは SSFSE (single-shot fast SE) 法である (Fig. 3)。

FSE で撮像する場合の呼吸であるが、通常の呼吸を行ったまま撮像する方法、呼吸をモニタして撮像のトリガーをかける方法、複数回の息止めに分割して撮像する方法、HASTE (SSFSE) などを用いて一度の息止めで撮像する方法がある。

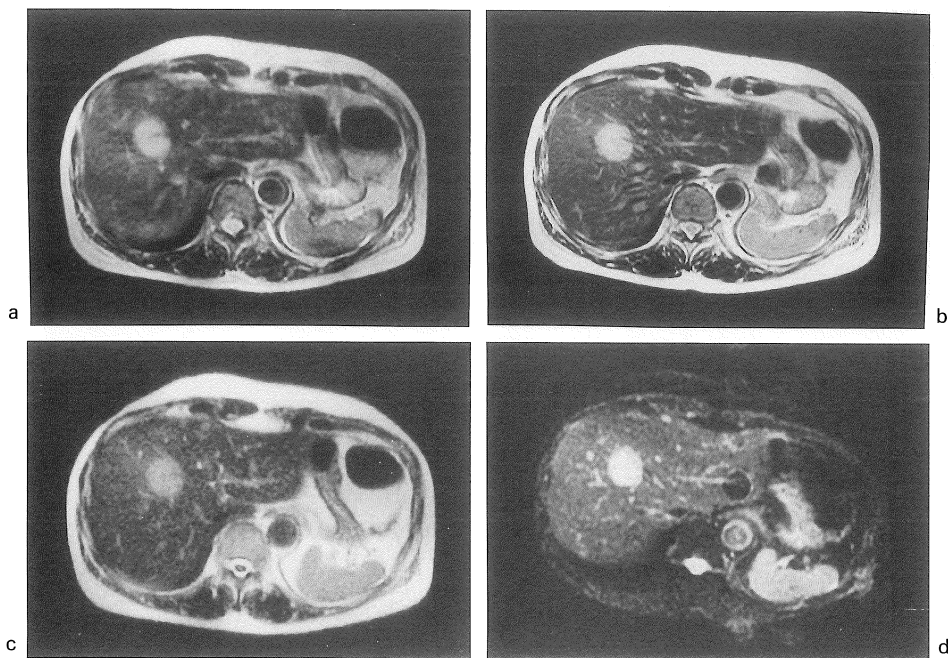


Fig. 3. T₂-weighted images of metastatic liver tumor from colon cancer

- a : T₂-weighted spin echo image (TR/TE=2000/80) shows the tumor clearly, but respiratory motion artifact degrades image quality.
- b : T₂-weighted fast spin echo image with respiratory trigger (4800/80/ET=8) shows the tumor clearly with less motion artifact.
- c : T₂-weighted single shot fast spin echo image obtained within breathhold (∞/80) shows the tumor less clearly than images shown on Figs. A and B.
- d : T₂-weighted multishot echo planar image (2000/80) obtained within breathhold shows the best contrast between the tumor and liver parenchyma, but show susceptibility artifact.

b. EPI 法

エコープラナー画像 (echo planar imaging, EPI) では、励起高周波パルスの後、振動する読み取り傾斜磁場と、読み取り傾斜磁場のスイッチングの間に印可される短い位相エンコードパルスによって、k 空間内を高速に充填し、撮像する。EPI には、グラジエントエコータイプの EPI (GE-EPI) とスピンエコータイプの EPI (SE-EPI) がある。主に、GE-EPI では T_2^* 強調像が得られ、SE-EPI では T_2 強調像が得られる (Fig. 3c)。しかし、適当な高周波パルスや傾斜磁場を加えることにより、 T_1 強調像や拡散強調像など様々なコントラストを得ることもできる。EPI の最も大きな特長はその高速性にある。一方、欠点として特徴的なアーチファクトの存在が挙げられる。EPI で目立つアーチファクトには磁化率アーチファクト (susceptibility artifact)、化学シフトアーチファクト (chemical shift artifact)、 $N/2$ アーチファクト ($N/2$ artifact あるいは Nyquist artifact) などがある。EPI は多数の傾斜磁場切換によってエコーを収集するため、一回のデータの読みとり時間が長く、数十ミリ秒となる。このため、磁場の不均一性に極めて敏感で、容易

に磁化率アーチファクトを生じる。肝臓の撮像においても肺に接するドーム下の部分や、胃あるいは腸管ガスに接する部分では磁場が不均一となるため、極端な画像のゆがみを生じる。また EPI では著明な化学シフトアーチファクトを生じる (通常のシーケンスと異なり、EPI ではこのアーチファクトが位相方向に現れる)。このため脂肪抑制の併用は必須である。傾斜磁場の反転によって得られるエコーは、様々な原因により奇数番目と偶数番目とで異なるため、FOV の半分の距離だけずれた位置にゴーストが発生する。これを $N/2$ アーチファクトと呼んでいる。

一度の励起高周波パルス後に k 空間全体のスキャンを行う方法はシングルショット EPI と呼ばれる (Fig. 4a)。一方、複数回の励起高周波パルスに分割して k 空間のスキャンを行う方法が、マルチショット EPI である。マルチショット化により、励起一回当たりのエコー収集時間が短くなるため、磁場不均一の影響が小さくなる。すなわち磁化率アーチファクトによる画像のゆがみが改善する (Fig. 4b)。また、一回当たりのエコー収集時間を一定にしたままマルチショット化すると、信号対雑音比

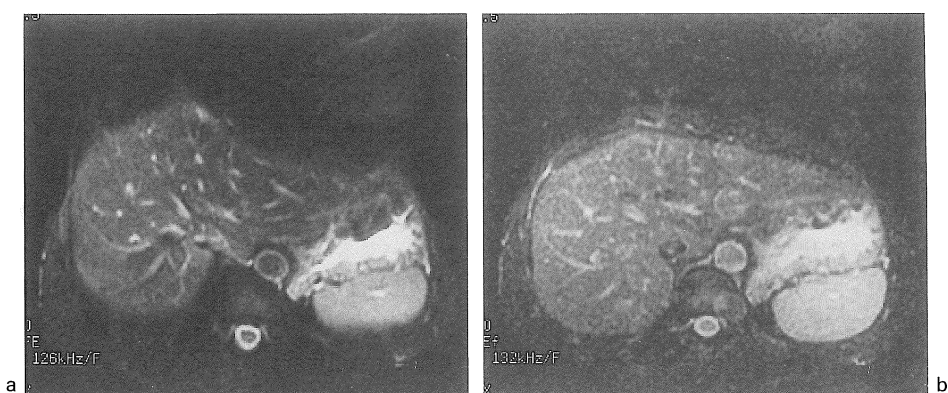


Fig. 4. Echo planar images of the liver

a : T_2 -weighted single shot echo planar image ($\infty/80$) is sensitive magnetic field inhomogeneity and shows distortion of the image due to susceptibility artifact.

b : T_2 -weighted multishot echo planar image (2000/80) can reduce such an artifact.

(SN比)が向上する。しかしながら、マルチショットEPIでは撮像時間が延びるため、他の高速撮像法と比較した場合のEPIの特長が損なわれることになる。

EPIは鉄に対して非常に敏感である。肝硬変には鉄の沈着をみる事が多く、この場合EPIでは肝実質の信号が低くなる。肝腫瘍は一般にT₂強調像で高信号を示すことが多いため、このような場合鉄が沈着した周囲肝に比べて明瞭な高信号に描出されやすい。

我々は、1.5Tの装置(Signa Horizon, GE製)に表面コイル(AbdFlex)を用い、次のような条件で肝のマルチショットEPI画像を撮像している。

ショット数8, マトリックス256×128, FOV 35×28 cm, NEX 1, TR 2000 ms, TE 85 ms, 受信バンド幅120~130 kHz, スライス厚8 mm, スライス間ギャップ2 mm。

上記の条件により臨床使用上良好な質のEPI画像を得ている。空間解像度を上げようとしてマトリックス数を増やしたりFOVを小さくしようとする、SN比が悪くなるとともにアーチファクトが強くなる。このため空間解像度については適度なところで妥協する必要がある。

c. 高速撮像T₂強調画像における肝腫瘍描出能
一般に肝の腫瘍性病変は、周囲肝に比べT₂強調像上高信号に描出されることが多い。肝嚢胞や肝血管腫といった非充実性病変は、比較的長いT₂値をもつ。一方、肝細胞癌(HCC)などの悪性充実性病変は、非充実性病変に比べて短いT₂値を有する。こうしたことから、T₂強調像では非充実性病変が比較的強い高信号を呈するのに対し、充実性病変はそれよりも低い高信号を呈することが多い。以前、我々は、CSE、呼吸トリガーFSE、呼吸停止下FSE、呼吸停止下マルチショットSE EPIの各シーケンスによるT₂強調像の肝腫瘍性病変診断正診度の比較・検討を行った。その結果、HCCおよび転移性肝癌の正診度についてはCSEが他

のいずれのシーケンスよりも有意に優れていた⁸⁾。一方、肝臓と病変とのコントラストについては、マルチショットEPIが他と比べ高い傾向にあった。EPIでは病変のコントラストが高いものの、その画質が劣ることから、病変の検出感度が低くなった可能性もあり、画質の改善とともにEPIの腫瘍検出感度が増すことも考えられる(Fig. 3)。肝嚢胞や肝血管腫といった非充実性病変については、呼吸トリガーFSE法の正診度が他のシーケンスよりも優れており、病変のコントラストは呼吸トリガーFSEおよびEPIが他よりも高かった⁸⁾。

CSEやEPIと比較して、FSEはHCCをはじめとするT₂強調像上淡い高信号を呈する充実性病変の肝実質に対するコントラストが低い(Fig. 5)。この原因として、長いエコートレイン数によるblurringやマルチスライス撮像での磁化移動効果、通常のスピネコー像に比べ脂肪が強調される効果が考えられる。良好なコントラストを得るためにはTEやエコートレイン数は比較的短くすべきと考えられるが、この点でエコートレイン数が大きい呼吸停止下FSE特にSSFSEやHASTEは不利である。しかしこの欠点は脂肪抑制法を併用することにより改善が期待できる。

d. 拡散強調画像(diffusion weighted imaging)

生体内での分子の微細な動きには、分子拡散(diffusion)と毛細血管網を血液が流れる微小循環(perfusion)とがある。Motion-probing gradientと呼ばれる傾斜磁場をスピネコーパルス系列の180°パルスの前後に印可することにより、分子拡散を検出する方法が拡散強調画像である⁹⁾。大きな生理的動きのアーチファクトを逃れるため、特に高速な撮像が必要であり、single-shot EPI法が用いられる。この手法を用いて拡散現象を定量化するには、motion-probing gradientの強さ(b factor, s/mm²)を様々に変化させ、得られる複数の画像からapparent diffusion coefficient (ADC)を計算する。一般に400 s/mm²以下のb factorでは、

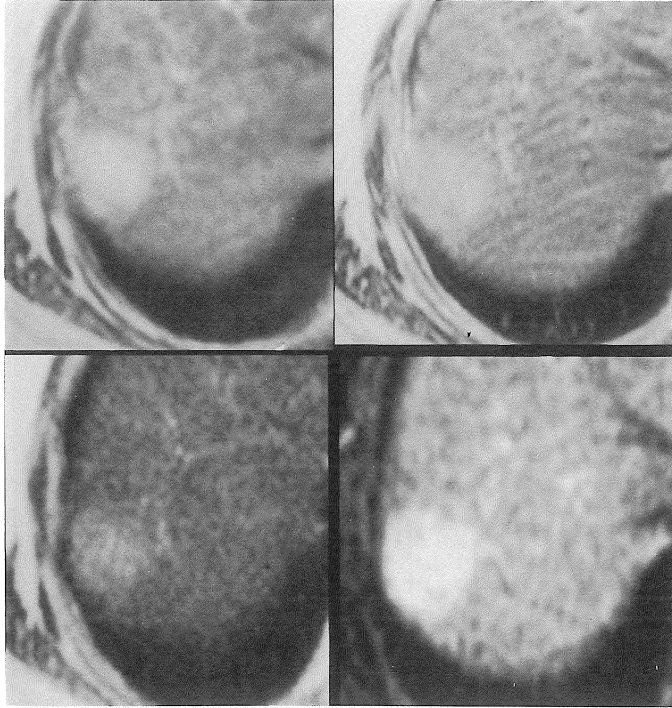


Fig. 5. T₂-weighted images of hepatocellular carcinoma
Left upper : conventional, right upper : fast spin echo, left lower : single shot fast spin echo, right lower : multishot echo planar.
Echo planar and conventional spin echo images show better contrast between the tumor and the liver parenchyma than fast spin echo and single shot fast spin echo images.

得られる画像は perfusion の影響を強く受けることが知られている。しかし、大きな b factor では、腹部領域では信号強度が著しく低くなってしまいうため、高い精度での信号測定が困難である。以上のような理由から、限られた範囲内での b factor を用いて ADC の計算を行うことになるが、用いる b factor の範囲によって得られる ADC 値が異なることに注意する必要がある¹⁰⁾。拡散強調画像は、肝腫瘍の検出と鑑別に有用と考えられる¹¹⁾。しかし、現在のところ single-shot EPI 法で得られる画質が良好でないため、臨床的な使用は限られたものとなっている (Fig. 6)。

e. T₂*コントラストを利用した dynamic study

(perfusion imaging)

T₂*コントラストを利用した dynamic-MRI は、Gd 造影剤の T₂*短縮効果を利用するものであり、パルス系列には susceptibility の影響を受けやすい TE を長く設定した T₂*強調 GRE 像 (TR/TE/flip angle, 45/30/10°) や EPI 法が用いられる。肝臓では、動脈栄養優位な肝細胞癌などは動脈相で、門脈栄養優位な肝実質などは門脈相で大量の Gd-DTPA が通過するため、同部の磁場不均一による T₂*短縮効果が生じ、一過性の信号低下を起こす。一方、門脈血流のない腫瘍は信号低下を示さずコントラストが向上する。この方法は、MRI の特性を利用した dynamic study であり、転移性肝癌の

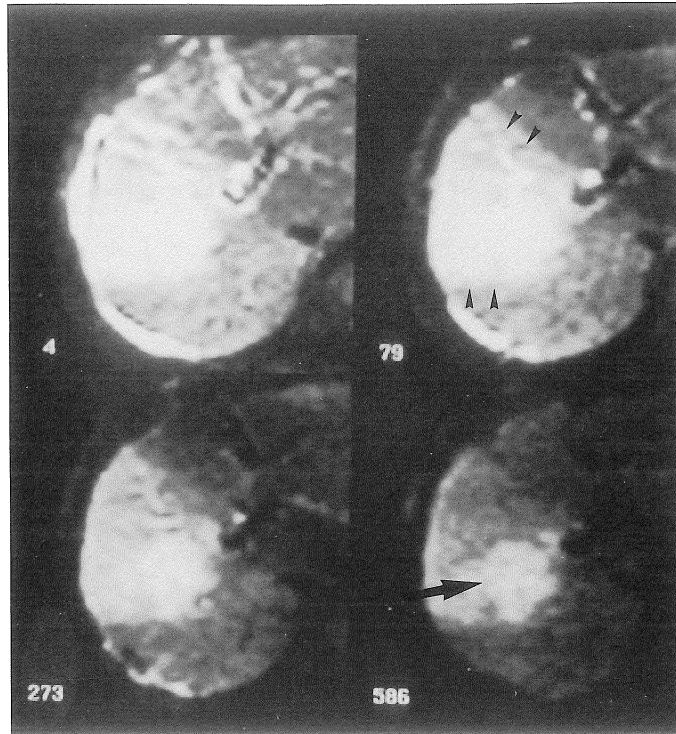


Fig. 6. Diffusion weighted single shot echo planar imaging of hepatocellular carcinoma with tumor thrombus
Left upper : b-factor=4, right upper : 79, left lower : 273, right lower : 586.

While the solid tumor with low ADC values (arrow) shows gradual decrease of signal intensity with increasing b-factor, signal intensity of the edematous liver parenchyma decreases rapidly (arrowheads).

描出に特に期待される (Fig. 7). この信号低下の程度は各部の perfusion の程度に左右されるため、部位によっては perfusion の評価法にも利用されている^{4),5)}.

高速撮像法の臨床応用

肝の dynamic-MRI は、腫瘍の鑑別診断^{1),2)}や hypervascular tumor の存在診断, staging³⁾, 肝細胞癌に対する経カテーテル動脈化学塞栓療法 (TACE) などの低侵襲性治療後の効果判定¹²⁾の他、肝機能評価⁵⁾に有用である。高速撮像法による T₂ 強調画像も腫瘍の鑑別診断や存

在診断に有用である。

1. 肝腫瘍の鑑別診断

a. 肝細胞癌

肝細胞癌は、周辺肝実質に比して T₂ 強調 SE 像では 90% 強が高信号を示すが、T₁ 強調 SE 像では低、等、高信号を示すものが約 1/3 ずつある¹³⁾。比較的高分化な腫瘍ほど T₁ 強調 SE 像で高信号を示すとされている。また高分化型腫瘍は T₂ 強調 SE 画像で等信号を示すことが多いとの報告もある¹³⁾。このように、CT と異なり腫瘍の分化度の違いが評価できる場合があり、また T₁, T₂ 強調像で高信号といった特異的な信号パターンを示す場合は、単純

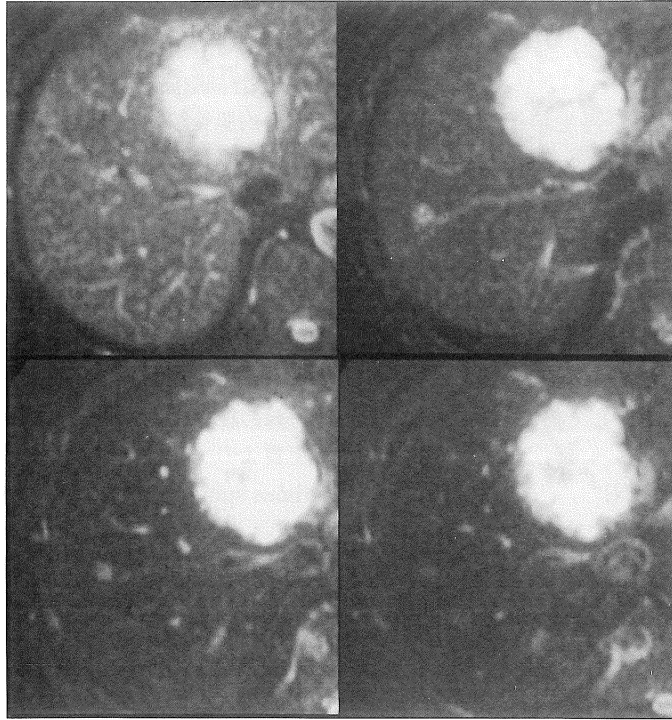


Fig. 7. Perfusion imaging with T₂-weighted multishot echo planar imaging
Left upper : precontrast, right upper : image obtained 20 s after injection of contrast medium, left lower : 60 s later, right lower : 90 s later. The signal intensity of the liver parenchyma decreases on the images obtained 60–90 s after injection of contrast medium, because much contrast medium, which shortens the T₂* values, perfuse the liver on the phases.

MR 像のみでも肝細胞癌と診断できる。更に、T₁強調 SE 像で低信号、T₂強調 SE 像で低信号を示す被膜や腫瘍内部の線維隔壁も診断の助けになる。しかし、T₁強調 SE 像で低信号、T₂強調 SE 画像で高信号といった非特異的な信号パターンを示す場合、鑑別診断には dynamic study によって腫瘍の血流動態を見る必要がある。

肝腫瘍の鑑別診断における dynamic-MRI では、時間分解能に優れた single slice 法が有用である¹⁾が、3~7 枚と時間分解能が余り悪くならない程度の、少ない撮像枚数の multislice 法を用いる場合もある。

古典的な肝細胞癌の場合、造影剤注入直後の動脈相で腫瘍全体がほぼ染まる overall enhancement を示し、門脈相から平衡相で周辺肝実質に比して等から低信号を示すのが一般的である^{1),2)} (Fig. 2)。しかし、腫瘍の内部に壊死があると、その部分は動脈相で濃染されないために、不均一に造影される。また門脈、平衡相で被膜や線維隔壁の濃染が見られる。一方、高分化型の肝細胞癌は一般に hypovascular であるために、dynamic-MRI では周辺肝実質に対して弱い濃染しか示さない場合が多い。これらの所見は dynamic-CT でも大差はないが、CT の場合、管球容量の小さな機種では、MRI は

ど繰り返し撮像できず、経時的な情報が得にくい場合がある。

b. 再生結節

ある程度の大きさの再生結節は、T₁強調SE像で高信号、T₂強調SE像で低信号といった特異的な信号パターンを示す¹⁴⁾ため、MRIは鑑別に極めて有用である。Dynamic-MRIでは、再生結節は正常肝との間に差はない。鉄沈着再生結節では、CTで高濃度の腫瘍として見られる場合があるが、MRIでは沈着鉄のmagnetic susceptibility effectによって、gradient echo像で無信号結節として描出され¹⁵⁾、腫瘍との鑑別が容易である。

c. 腺腫瘍過形成 (AHN)

AHNは、超音波でよく拾い上げられるが、CTでは描出できない場合が多い。MRIではT₁強調SE像で高信号、T₂強調SE像で低信号といった再生結節と同様の特徴的な信号パターンを示し¹⁶⁾、比較的よく描出される。しかし、atypical AHNはT₂強調SE像でiso intensityを示すことが多く¹³⁾、高分化の肝細胞癌との鑑別は困難である。Dynamic-MRIの動脈相では、周辺肝実質と同程度か、やや弱くしか造影されないために、古典的肝細胞癌との鑑別は可能であるが、hypovascularな高分化型肝細胞癌との鑑別は困難な場合がある。AHNの内部に悪性変化を起こした部分は、T₂強調画像で高信号に描出される上に、dynamic-MRIの動脈相で濃染され、malignant changeが早期に観察できる¹⁷⁾。

d. 肝血管腫

肝血管腫は、T₁、T₂値が長く、T₁強調SE像で低信号、T₂強調SE像で著明な高信号を示すが内部に血栓、壊死、出血、線維化があると内部の信号は不均一になることがあり、信号パターンは特異的ではない。Dynamic-MRIでは、動脈相で腫瘍の辺縁部分から造影剤がしみ出していくperipheral globular enhancement、門脈、平衡相で腫瘍の内部に向かって造影剤が広がっていくspreading phenomenonといった

特異的な造影パターンを示し (Fig. 8)、鑑別に極めて有用である^{1),2)}。

e. 胆管細胞癌

肝内胆管細胞癌は、二次的な線維化の強い腫瘍であり、線維化の程度や分布で信号や造影形態が異なる¹⁸⁾。T₁強調SE像では低信号に描出される。T₂強調SE像では、細胞成分が比較的多いmedullary subtypeは高信号を示し、線維化の強いscirrhous subtypeでは軽度の高信号を示す。

造影MRIでは、medullary subtypeで腫瘍辺縁の細胞成分の多いところは動脈相で周辺肝実質よりも濃染されるが、線維化の強いscirrhous subtypeでは、造影の程度は周辺肝実質よりも弱い。腫瘍中心部の線維化の強い部分は、interstitial spaceに造影剤が徐々にしみ込むために、平衡、晩期相で濃染される¹⁸⁾。これらの変化はCTよりもコントラスト分解能に優れたMRIで鮮明に観察できる。また、胆管細胞癌は、門脈に浸潤することが多く、MRIではCT以上に血管系が同定しやすいために、腫瘍との関係が認識しやすい (Fig. 9)。

f. 転移性肝腫瘍

転移性腫瘍は、一般にT₁強調SE像で低信号、T₂強調SE像で高信号を示す。MRIでは、1) T₂強調像で無構造、不均一な高信号、2) T₂強調像で高信号の腫瘍の中に更に高信号の部分を含む(target sign)、3) T₂強調像で腫瘍周辺を取り巻く高信号(halo sign)、4) T₁強調像とT₂強調像の間で、腫瘍の形、大きさが異なる、などの特徴的な所見が挙げられている¹⁹⁾ (Fig. 3)。ただし小さな腫瘍やhypervascularな腎癌、膵島細胞腫や軟部腫瘍の転移は、肝血管腫なみにT₂強調SE像で高信号を示す場合があり²⁰⁾、鑑別にdynamic-MRIが必要となる。

Dynamic-MRIでは、血流の比較的少ない腫瘍の場合は、一般に動脈相から平衡相でドーナツ状のring enhancementを示し、平衡相から晩期相にかけて徐々に濃染が中央に移行してい

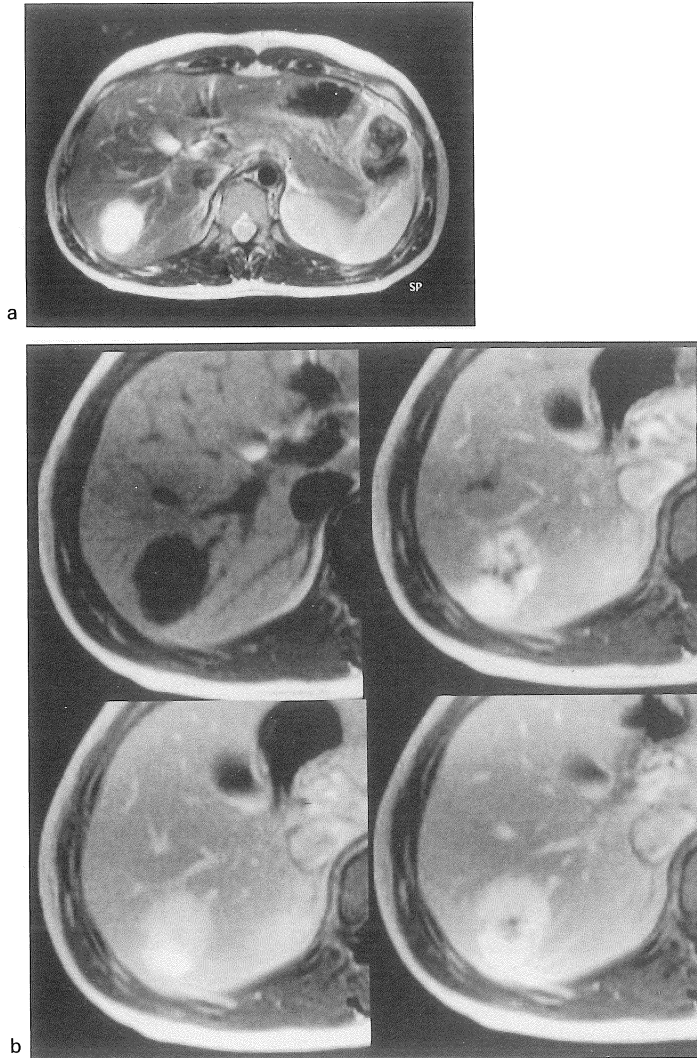


Fig. 8. Hemangioma
a : T₂-weighted spin echo image (2000/80) shows marked high intensity of the tumor.
b : Dynamic-MRI with FLASH sequence (TR/TE/FA=150/7/90)
Left upper : precontrast, right upper : arterial phase, left lower : portal venous phase, right lower : equilibrium phase.
The tumor shows peripheral globular enhancement in the arterial phase and filling in phenomenon in the portal venous and equilibrium phases.

く²⁾. 一方, hypervascular な転移性腫瘍の場合は, 動脈相で濃染するが, 門脈, 平衡相にかけて徐々に濃染が消失していくため, 血管腫と

鑑別が可能である.

これらの dynamic-MRI の所見は dynamic-CT でも見られるわけであるが, コントラスト

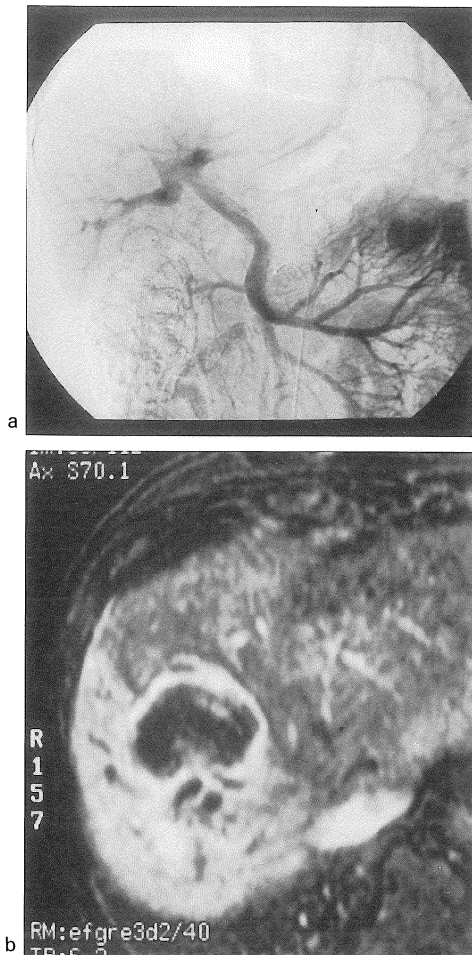


Fig. 9. Cholangiocarcinoma

a : Arterial portography shows encasement of right anterior branch of the portal vein.

b : Arterial phase image of dynamic-MRI with efgre3d sequence (TR/TI/TE/flip angle, 6.2/40/1.4/40) shows the marked enhancement of the liver parenchyma periphery to the tumor. This finding indicates that the feeding portal vein in this area of liver parenchyma was occluded by the tumor and arterial flow became dominant.

分解能の面でMRIは優れている。

2. 存在診断と staging

肝腫瘍の病期診断においては、病変の多発性と血管侵襲が二つの大きな因子である。Hyper-

vascular tumor と hypovascular tumor でこれらの最適描出法が異なるために、ここでは分けて解説する。

a. Hypervascular tumor

肝動脈によって主に栄養される hypervascular な肝細胞癌の場合、dynamic-MRI の動脈相像で腫瘍は high intensity に濃染されて描出される^{1),2)}。よって multislice 法を用いて全肝を一度に撮像する全肝 dynamic study を行うことによって、小さな肝細胞癌や肝内転移巣が描出される³⁾。ただし、AP shunt や血管支配が他の肝実質と異なる部分が early enhancement を示すことがあり、false positive に気を付ける必要がある。Hypervascular な肝細胞癌の描出能に関しては、dynamic helical CT と dynamic-MRI との間に有意差はない³⁾。

血管侵襲である門脈内腫瘍栓がある場合は、門脈閉塞領域が肝動脈によって代償的に栄養されているために、動脈相で区域性の濃染として見られる²¹⁾。門脈腫瘍栓と血栓との鑑別は動脈相で腫瘍栓に造影効果が見られることより鑑別が可能である。

b. Hypovascular tumor

腺腫様過形成や高分化型肝細胞癌などの肝細胞由来の hypovascular lesion は、T₁ 強調像で高信号の腫瘍として描出でき、CT よりも感度が高い。一方、転移性肝癌などの非肝細胞性の hypovascular tumor の描出に関しては、T₁ コントラストを用いた dynamic-MRI は T₂ 強調像と描出に有為な差がないとされている²²⁾。Dynamic-CT や T₁ コントラストを用いた dynamic-MRI では、動脈、門脈相で ring enhancement を示したり、門脈相で淡くしか造影されない腫瘍が、濃染される肝実質に比して低濃度、若しくは低信号に描出されるが、これらのコントラストは T₂ 強調像を凌駕するものではない。しかし MRI では、もう一つ、Gd 造影剤の T₂*短縮効果を利用した dynamic-MRI がある。門脈栄養優位な肝実質は、大量の Gd-DTPA が通過する門脈相で磁場不均一による

T₂*短縮効果が生じる。磁場の不均一性に敏感なエコープラナー像を用いると肝実質は門脈相で一過性の信号低下を起こす。一方、門脈血流のない腫瘍は信号低下を示さずコントラストが向上する。この方法は、MRI の特性を利用した dynamic study であり、転移性肝癌の描出に特に期待される。

3. 治療効果判定

a. 経カテーテル動脈塞栓療法 (TAE) 後の肝細胞癌

Lipiodol を併用した TAE 後の肝細胞癌は、CT で高濃度を示す lipiodol の沈着のために、残存腫瘍や局所再発の有無評価が CT では困難な場合がある。一方、MRI では腫瘍に沈着する lipiodol が信号にほとんど影響を及ぼさないために、腫瘍内の変化を捕らえやすく、spin echo 像では出血壊死や液状変性が T₁, T₂ 強調像で高信号になり、凝固壊死や器質化が T₂ 強調像で低信号になることが知られている¹²⁾。しかし、実際は TAE 後の壊死の起こり方が個々まちまちで、同一腫瘍内でも異なる壊死の形態をとるために、経過を追って撮像しないと効果判定ができない。その点 dynamic-MRI では再発部分だけが動脈相で濃染する様子を容易に観察でき、肝細胞癌の TAE 後の効果判定に有用である¹²⁾。

b. 経皮経肝アルコール注入療法 (PEIT) 後の肝細胞癌

PEIT 後肝細胞癌は一般に凝固壊死に陥いるために、T₁ 強調 SE 像で高信号に、T₂ 強調 SE 像で低信号に描出されることが多い²³⁾。しかし、穿刺時の出血変性部が T₁, T₂ 強調 SE 像で高信号に描出されるため、残存腫瘍の有無の評価が困難な場合がある²⁴⁾。Dynamic-MRI では、濃染される残存種腰部と濃染されない壊死部が区別できる場合があるが、穿刺時の AP shunt や門脈腫瘍栓により、穿刺部より末梢に広がる扇状の濃染が認められる²⁵⁾。このような濃染は未治療の肝細胞癌にも認められ¹⁾、壊死の有無の評価が困難な場合がある。PEIT で

は一般に lipiodol を用いないために、壊死の有無は平衡相の CT における造影の有無から容易に判定できる。

4. 肝の MR angiography

IR パルスを併用した spectral IR preparation 法は脂肪信号を非常に効率よく抑制できる高速撮像可能なパルス系列であり、造影剤を併用した MR angiography に利用されている。三次元フーリエ変換法の spectral IR preparation 法は全肝を一回の呼吸停止下に撮像できるために、このパルス系列で全肝の dynamic-MRI を行うことが出来る。冠状断で撮像した動脈、門脈相像を maximum intensity projection (MIP) 法で再構成すれば、濃染される hypervascular な腫瘍とともに門脈、静脈系の良好な MR angiography が撮像出来る (Fig. 1)。横断像で撮像した場合、MR angiography の画質はやや低下するものの、partial MIP 法により動脈、門脈、静脈系の観察は十分に行える上に、腫瘍の区域診断能は向上する (Fig. 1)。

5. 肝機能評価

肝機能評価には、肝細胞機能を利用した造影剤である Gd-EOB-DTPA などの肝組織特異性造影剤の造影パターンから行う方法²⁶⁾や、diffusion gradient を印加したエコープラナー法によって肝実質の diffusion 係数を測定する方法のほか、dynamic study を利用する方法としては造影剤の肝への perfusion を観察する方法がある⁵⁾。Perfusion 法は、門脈栄養優位な肝実質の信号が、大量の Gd-DTPA が通過する門脈相に磁場不均一による T₂*短縮効果のために信号低下を起こす現象を利用するものである。磁場の不均一性に敏感な single-shot のエコープラナー像を用いると肝実質は造影剤の流入によって信号低下を起こす (Fig. 7)。この信号低下の程度は各部、各相の perfusion の程度に左右されるため、各肝区域の perfusion の評価法に利用出来る可能性がある。

ま と め

近年利用可能となったシーケンスのうち、dynamic-MRI と T₂ 強調像を中心にその特徴と臨床応用について述べた。MRI は、空間分解能は CT に劣るものの、コントラスト分解能の良好な画像を得ることが出来る。T₁ コントラストを用いた dynamic study は hypervascular tumor の検出と病変の鑑別に優れている。また T₂ 強調像も鑑別診断に極めて有用であるが、呼吸停止下での高速撮像法が実用レベルになりつつある。

文 献

- 1) Murakami T, Mitani T, Nakamura H, Hori S, Marukawa T, Nakanishi K, Nishikawa M, Kuroda C, Kozuka T : Differentiation between hepatoma and hemangioma with inversion recovery snapshot FLASH MRI and Gd-DTPA. *J Comput Assist Tomogr* 1992 ; 16 : 198-205
- 2) Nakamura H, Murakami T, Ishida T, et al. : 3DFT-FISP MRI with gadopentetate dimeglumine in differential diagnosis of small liver tumor. *J Comput Assist Tomogr* 1994 ; 18 : 49-54
- 3) Kim T, Murakami T, Oi H, Matsushita M, Kishimoto H, Igarashi H, Nakamura H, Okamura J : Detection of hypervascular hepatocellular carcinoma by dynamic MRI and dynamic spiral CT. *J Comput Assist Tomogr* 1995 ; 19 : 948-954
- 4) Edelman RR, Mattle HP, Atkinson DJ, Hill T, Finn JP, Mayman C, Ronthal M, Hoogewoud HM, Kleefield J : Cerebral blood flow : assessment with dynamic contrast-enhanced T₂*-weighted MR imaging at 1.5T. *Radiology* 1990 ; 176 : 211-220
- 5) 市川智章, 蜂屋順一 : 胆道, 膵臓領域における高速 MRI と EPI. *画像診断* 1996 ; 16 : 1117-1126
- 6) 高橋 哲, 金 東石, 村上卓道, 他 : Spectrally selected efgre3d による全肝 3D-Dynamic study の有用性. *日医放会誌* 1998 ; 58 : 99-101
- 7) Mitchell DG, Stolpen AH, Sigelman ES, Bolinger L, Outwater EK : Fatty tissue on opposed-phase MR images : paradoxical suppression of signal intensity by paramagnetic contrast agents. *Radiology* 1996 ; 198 : 351-357
- 8) Kanematsu M, Hoshi H, Murakami T, Inaba Y, Hori M, Nandate Y, Yokoyama R, Nakamura H : Focal hepatic lesion detection : comparison of four T₂-weighted MR imaging pulse sequences. *Radiology* 1998 ; 206 : 167-175
- 9) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Lavie-Jeantet M : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986 ; 161 : 401-407
- 10) Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H : Diffusion-weighted single-shot echo-planar MR imaging for liver disease. *AJR* (in press)
- 11) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T : Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence : detection and characterization of focal hepatic lesions. *AJR* 1998 ; 170 : 397-402
- 12) Murakami T, Nakamura H, Tsuda K, et al. : Treatment of hepatocellular carcinoma by chemoembolization : evaluation with 3DFT MR imaging. *AJR* 1993 ; 160 : 295-299
- 13) Kadoya M, Matsui O, Takashima T, et al. : Hepatocellular carcinoma : correlation of MR imaging and histopathologic findings. *Radiology* 1992 ; 183 : 819-825
- 14) Itai Y, Ohnishi S, Ohtomo K, Kokubo T, Yoshida H, Yoshikawa K, Imawari M : Regenerating nodules of liver cirrhosis : MR imaging. *Radiology* 1987 ; 165 : 419-423
- 15) Murakami T, Kuroda C, Marukawa T, et al. : Regenerating nodules of hepatic cirrhosis ; MR findings with pathologic correlation. *AJR* 1990 ; 155 : 1227-1231
- 16) Matsui O, Kadoya M, Kameyama T, et al. : Adenomatous hyperplastic nodules in the cirrhotic liver : differentiation from hepatocellular carcinoma with MR imaging. *Radiology* 1989 ; 173 : 123-126
- 17) Winter TC, Takayasu K, Muramatsu Y, Furukawa H, Wakao F, Koga H, Sakamoto M, Hirohashi S, Freeny PC : Early advanced hepato-

- cellular carcinoma : evaluation of CT and MR appearance with pathologic correlation. *Radiology* 1994 ; 192 : 379-387
- 18) Murakami T, Nakamura H, Tsuda K, et al. : Contrast-enhanced MR imaging of intrahepatic cholangiocarcinoma : pathologic correlation study. *JMRI* 1995 ; 5 : 165-170
- 19) Wittenberg J, Stark DD, Forman BH, Hahn PF, Saini S, Weissleder R, Rummeny E, Ferrucci JT : Differentiation of hepatic metastasis from hemangiomas and cysts by using MR imaging. *AJR* 1988 ; 151 : 79-84
- 20) Rummeny E, Saini S, Wittenberg J, et al. : MR imaging of liver neoplasms. *AJR* 1989 ; 152 : 493-499
- 21) Mitani T, Nakamura H, Murakami T, et al. : Dynamic MR studies of hepatocellular carcinoma with portal vein tumor thrombosis. *Radiation Medicine* 1992 ; 10 : 232-234
- 22) Hamm B, Mahfouz AE, Taupitz M, Mitchell DG, Nelson R, Halpern E, Speidel A, Wolf KJ, Saini S : Liver metastases : improved detection with dynamic gadolinium-enhanced MR imaging? *Radiology* 1997 ; 202 : 677-682
- 23) Sironi S, Livraghi T, Angeli E, Vanzulli A, Villa G, Colombo E, Taccagni G, DelMaschio A : Small hepatocellular carcinoma : MR follow-up of treatment with percutaneous ethanol injection. *Radiology* 1993 ; 187 : 119-123
- 24) Nagel HS, Bernardino ME : Contrast-enhanced MR imaging of hepatic lesions treated with percutaneous ethanol ablation therapy. *Radiology* 1993 ; 189 : 265-270
- 25) Ito K, Honjo K, Fujita K, Awaya H, Matsumoto T, Matsunaga N : Enhanced MR imaging of the liver after ethanol treatment of hepatocellular carcinoma : evaluation of areas of hyperperfusion adjacent to the tumor. *AJR* 1995 ; 164 : 1413-1417
- 26) Kim T, Murakami T, Hasuike Y, et al. : MR imaging evaluation of experimental hepatic dysfunction with Gd-EOB-DTPA. *JMRI* 1997 ; 7 : 683-688

Principle and Application of Fast MR Imaging Techniques for Liver Diseases

Takamichi MURAKAMI, Masatoshi HORI, Tonsok KIM,
Hironobu NAKAMURA

*Department of Radiology, Osaka University Medical School
2-2, Yamadaoka, Suita-city, Osaka, 565-0871*

Dynamic study with T₁-weighted sequence after intravenous administration of contrast medium has a possibility to reveal hemodynamics of each organ and tumor. For the dynamic study, new T₁-weighted sequences, for example, efgre3d and double echo FLASH, have been developed. By using the efgre3d, dynamic study and MR angiography can be obtained simultaneously. With the double echo FLASH both in-phase and out-of-phase images can be obtained within a single scan. Not only this sequence can improve the quality of dynamic study for liver tumor with fat deposition, but also sequences can improve the detection sensitivity, characterization and staging of liver tumor.

Many new fast imaging techniques for T₂-weighted images have also been developed and made it possible to obtain T₂-weighted images within one breath hold, though each T₂-weighted imaging has some disadvantages. Fast spin echo sequence shows less contrast to noise ratio between liver tumor and liver parenchyma than the conventional spin echo sequence. EPI has higher contrast to noise ratio, but is sensitive to susceptibility artifact. By using EPI, diffusion and perfusion images can be obtained even in liver imaging.

Fast imaging techniques of MRI have made it possible to enhance diagnostic quality of liver disease.