

肝の MRI (撮像法と造影剤)

村上卓道, 金 東石, 堀 雅敏, 中村仁信

大阪大学大学院医学系研究科生体情報医学講座

はじめに

MRI 高速撮像法の開発に伴って, T₁, T₂ 強調画像共に肝全体を 1 回の呼吸停止下に撮像できるようになり, 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 値を短縮させる造影剤を経静脈性に急速注入し病変部の造影形態を T₁ 強調像で経時的に観察する 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. また各種 T₂ 強調高速撮像法の特徴と臨床の有用性が明らかになってきており, 撮像時間が比較的長く MR 検査の bottle neck になっていた T₂ 強調画像の時間を, 診断能を維持して短くすることができるようになってきている.

さらに近年, 肝組織に特異的に取り込まれる T₁, T₂ 強調像それぞれの組織特異性造影剤も開発され, その有用性が報告されてきている.

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とともに, 肝組織特異性造影剤の使用法, 適応, 有用性について述べる.

1. 撮 像 法

1) T₁ 強調像

肝腫瘍の診断に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 が病変の質的診断^{1),2)}や病期診

断, 存在診断³⁾に必須である. Dynamic study では高速撮像可能なパルス系列を用いることによって, 一度に多断面の画像を撮像し, 広い範囲の血行動態を経時的に観察することによって, 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^{2),3)}. Dynamic study に用いるパルス系列は, 造影剤である Gd 製剤の T₁ 短縮効果を利用するために一般に T₁ 強調像で呼吸停止下での撮像が可能な gradient echo が主に用いられる. 最新の撮像法としては同時に in-phase と out-of-phase の画像を撮像できる double echo FLASH 法 (Siemens) や, 三次元 Fourier 変換法 (3DFT) を用いて薄い撮像断面で gap のない脂肪抑制画像を撮像する方法 enhanced fast gradient recalled with 3DFT technique (ef-gre3d) 法 (GE Medical System) などがある.

Dynamic study 法の撮像 timing は, 一回の撮像が 20 秒前後であることより, 注入直後に動脈相, 1 分後に門脈相, 2, 3 分後に平衡相を撮像する. 造影剤の注入方法は automatic injector を用い 0.1 mmol/kg の Gd-DTPA を 2 ml/秒で急速注入する. 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, test injection 法や静脈に投与された造影剤の大動脈への到達を real time に monitoring して撮像開始を決定する方法 (SmartPrep, GE 等) があるが, いずれも, power injector

キーワード MRI, fast imaging, liver disease, dynamic study, contrast medium

の使用が必須である。

2) Double echo FLASH 法による dynamic MRI

水と脂肪に含まれる水素原子核の核磁気共鳴周波数は 3.4 ppm ほど異なる。このため、gradient echo 法の echo time (TE) 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。Double echo

FLASH 法は、repetition time (TR) 間隔に異なる TE の echo を取り込むように設計されている。このため、In- and out-of-phase の gradient echo 像を一回の呼吸停止下に位置ずれなく撮像することができる。Out-of-phase 画像では、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が低下するために、高信号に濃染される腫瘍が描出しやすくとされている (Fig. 1)。しかし多量の脂肪を含んだ hyper-

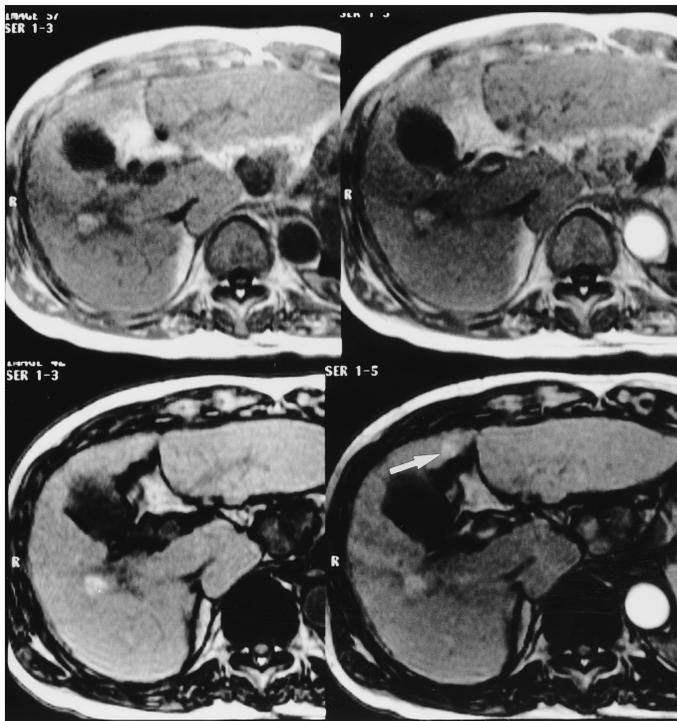


Fig. 1. Dynamic MR imaging of hepatocellular carcinoma by double-echo FLASH sequence operated at 1.0T

Upper left: Precontrast in-phase image with TE 7.0 ms, Upper right : Arterial phase in-phase, Lower left : Precontrast out-of-phase image with TE 3.5 ms, Lower right : Arterial phase out-of-phase image

Hyperenhancement of small hepatocellular carcinoma is clearly seen only on the out-of-phase image (arrow), because fat signal in liver segment S4, that shows high intensity on the in-phase image, decreases on the out-of-phase image.

2001年5月31日受理

別刷請求先 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2 大阪大学大学院医学系研究科生体情報医学講座 村上卓道

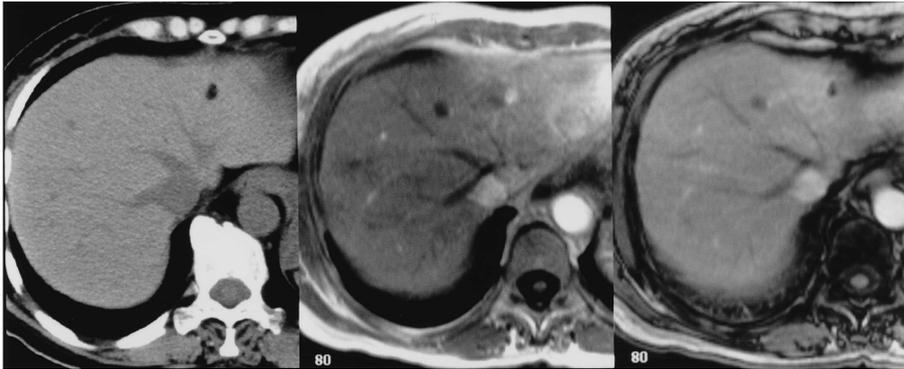


Fig. 2. Paradoxical enhancement of hepatocellular carcinoma with fatty metamorphosis
 Left : Precontrast CT, Middle:Arterial phase in-phase image, Right : Arterial phase out-of-phase image

The tumor with fat deposition, seen in the lateral segment on precontrast CT, reveals hyperenhancement on the arterial phase in-phase image, but not shows on the out-of-phase image due to paradoxical enhancement.

vascular tumor の場合、いわゆる paradoxical enhancement⁴⁾ 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り、腫瘍の濃染の有無が評価できない (Fig. 2)。In-phase 画像では paradoxical enhancement の現象は見られず、double echo FLASH 法での dynamic MRI は hypervascular tumor の描出能の高い 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となる。

3) efgre3d 法

efgre3d 法は周波数選択励起 IR パルスによる脂肪抑制を併用した高速 3DFT gradient echo 撮像法である。この撮像法は造影された部分だけが高信号になるため、造影 MR angiography (MRA) に開発された撮像法である。本法では 4~5 mm 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 (Fig. 3)。また補完法により、1~2 mm pitch の再構成が可能であり (ZIP 法)、dynamic study 施行と同時に動

脈系および門脈系の MRA 像を得ることができ⁵⁾ (Fig. 4)。

2. T₂ 強調像

1) Fast spin echo (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のエコー法 (fast SE/FSE) と呼ぶ。印加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、通常のスピンの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低周波成分 (k 空間の中央部分) を特定のエコー時間 (実効エコー時間: effective TE) の近傍で収集し、前半、後半のエコーは高周波成分 (k 空間の辺縁) を充填して画像の解像度を決定するように調節する (Fig. 5)。Effective TE の設定によって、

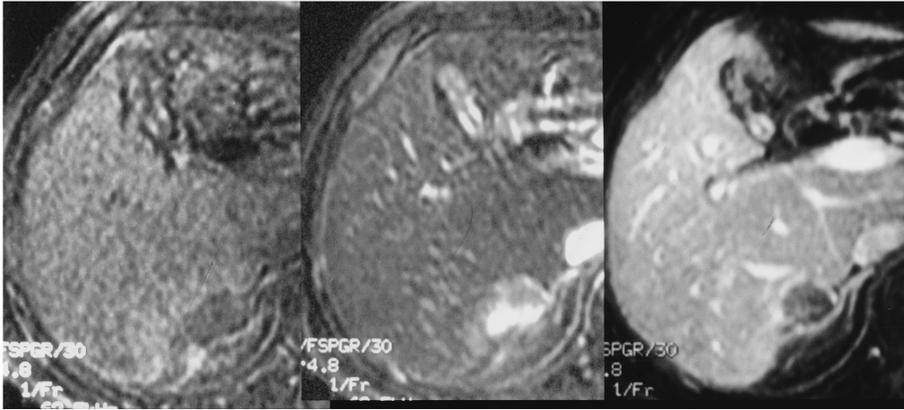


Fig. 3. Dynamic MR imaging of hepatocellular carcinoma with spectrally selected efgre3d sequence
Left : Precontrast (TR/TE/flip angle, 6.2/2.4/40 degree), Middle : Arterial phase, Right : Portal venous phase
Enhancement of the tumor is obviously seen because fat saturation pulse decreases background signal.



Fig. 4. Enhanced MR angiography reconstructed by maximum intensity projection technique from arterial phase images with spectrally selected efgre3d sequence (TR/TE/flip angle, 6.2/2.4/40)
MR angiography clearly shows the celiac and hepatic arteries, and also shows large tumor stain in the right lobe of the liver.

T₁, T₂強調像どちらを得ることもできる。ただし、effective TEが短いT₁強調像は、あまり大きなETLを設定できない。また、エコー

トレイン数が多くて高周波成分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ETL, effective TE, echo spaceが画像のコントラストおよび解像度を決定する上で重要である。

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。Blurringは強いが、撮像時間が短く、1~2秒でT₂強調像を得ることができる (Fig. 5)。T₂強調像、特にheavily T₂強調像を撮像するのに適しており、MR cholangiographyによく用いられる。

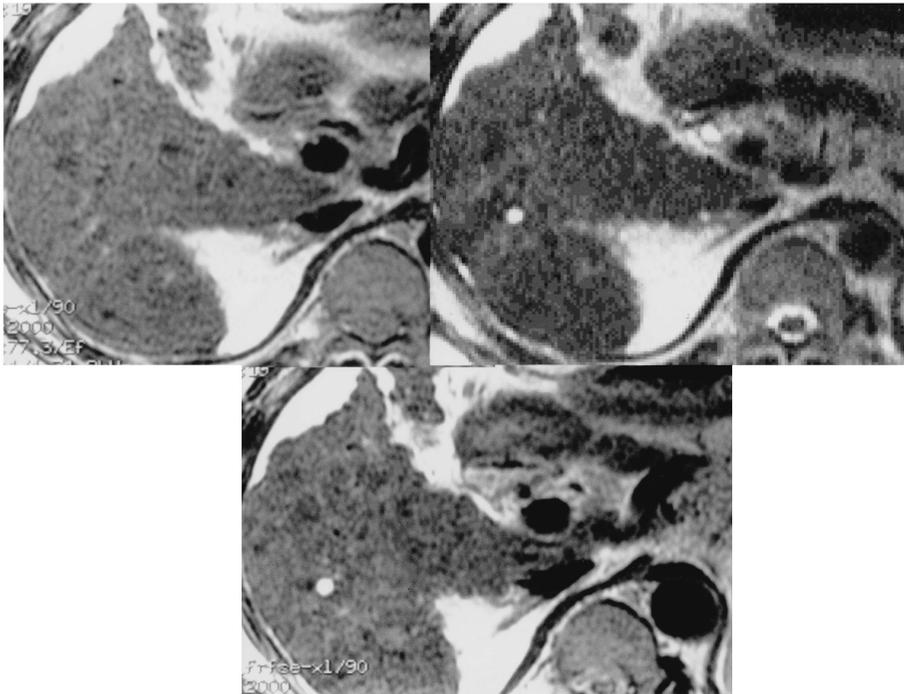


Fig. 5. Liver small cyst of T₂-weighted fast imaging technique
 Upper left : Fast SE image (TR/TE/echo train, 2000/80/19), Upper right : Single shot fast SE (TE 80), Lower : Fast recovery fast SE (2000/80/19)
 Fast SE image fails to show the cyst with long T₂ values as hyperintensity, while single shot fast SE and fast recovery fast SE images show it as hyperintensity. Moreover, fast recovery fast SE image shows better imaging quality with less blurring artifact than single shot fast SE image.

Fast recovery fast spin echo 法は FSE の最後に 180 度 RF pulse と -90 度 RF pulse を追加し、縦緩和を強制的に行う sequence である。短い TR においても T₂ 値の長い組織から高信号が得られる。SSFSE に比べて blurring などのアーチファクトが少ない FSE 法の特徴と、SSFSE と同じように水を高信号に描出する性質をもっている (Fig. 5)。

FSE で撮像する場合の呼吸であるが、ETL を 20 以上に設定し呼吸停止下撮像する方法、呼吸をモニタして撮像の trigger をかける方法がある。

2) Echo-planar 法 (EPI)

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加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、画像を撮像する高速撮像法である。EPI は、コントラストを決定するために前に印加するパルスによって、グラジエントエコータイプ (GRE-EPI) とスピネエコータイプ (SE-EPI) がある。主に、GRE-EPI では T₂*強調像が得られ、SE-EPI では T₂強調像が得られる。EPI はその高速性から、前に適当な高周波パルスや傾斜磁場を印加することにより、T₁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ができる。

EPI には磁化率アーチファクト (suscep-

tibility 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) などの特徴的なアーチファクトがある. 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, データの読み取りに, 数十ミリ秒という GRE としては長い時間をかけることになる. 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. 肝臓の撮像では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

データを収集する方法をシングルショット EPI と呼ぶのに対して, 複数回の励起高周波パルス後に分割して, k 空間全体のデータを収集する方法が, 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. 6).

我々は, 1.5T の装置 (Signa Horizon, GE 製) に表面コイル (AbdFlex) を用い, 以下の条件により臨床使用上良好な質のマルチショット EPI 画像を得ている. 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. 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と, 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.

3) 拡散強調画像 (diffusion weighted imaging)

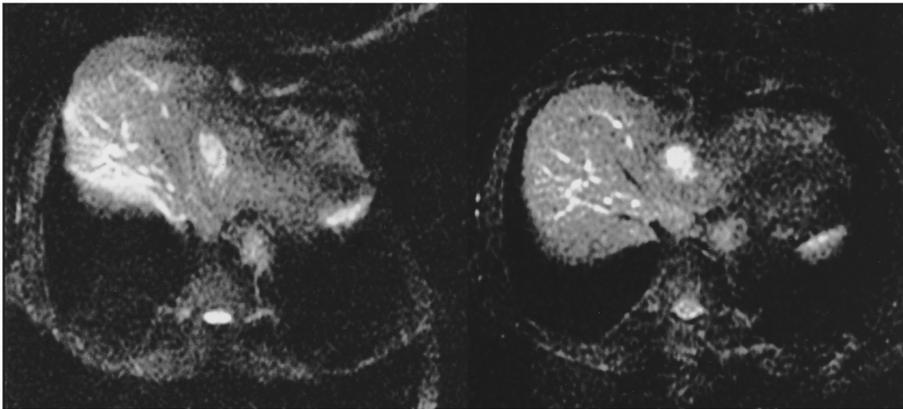


Fig. 6 Echo planar image (EPI) of the liver

Left : Single shot EPI(matrix 256×128 , FOV 36×28 cm, NEX 3, TR/TE = 2000 ms/80 ms, slice thickness/gap = 8 mm/2 mm).

Right : Multishot EPI (8 shot, matrix 256×128 , FOV 36×28 cm, NEX 1, TR/TE = 2000 ms/80 ms, slice thickness/gap = 8 mm/2 mm).

The single shot EPI shows more severe torsion artifact due to susceptibility than the multishot EPI.

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ンエコーパルス系列の 180°パルスの前後に印加することにより、分子拡散の微細な動きを検出する方法が拡散強調画像である⁶⁾。呼吸、拍動などの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ために、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の信号から回帰曲線を導き、その傾きを求める。これが ap-

parent diffusion coefficient (ADC) である。一般に 400 s/mm² 以下の b factor では、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⁷⁾。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⁸⁾ (Fig. 7)。

4) T₂*コントラストを利用した dynamic study (perfusion imaging)

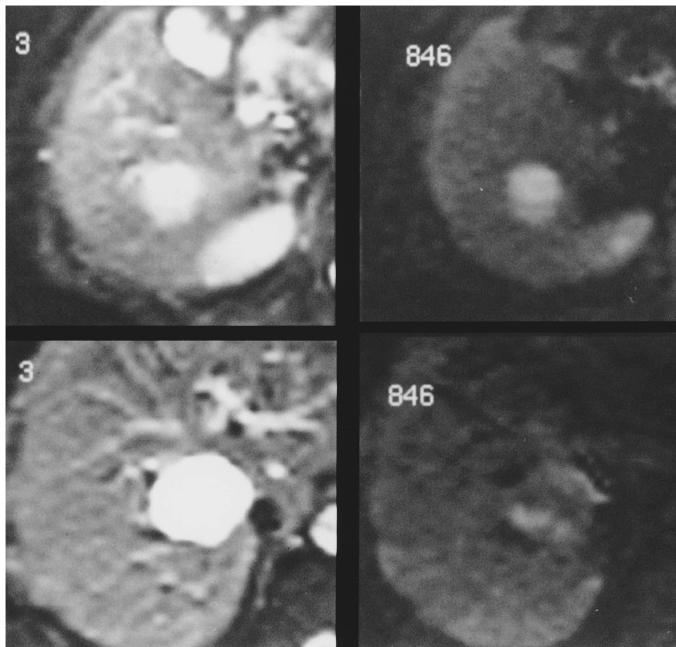


Fig. 7 Diffusion weighted images by single shot EPI with motion-probing gradient

Upper left : hepatocellular carcinoma b-factor 3, Upper right : hepatocellular carcinoma b-factor 846, Lower left : cyst b-factor 3, Lower right : cyst b-factor 846.

Liver cyst with high ADC value shows decreased signal on the EPI with higher b-factor, while solid tumor of hepatocellular carcinoma shows only slight signal decrease.

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 T₂*値が短縮し、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⁹⁾

(Fig. 8). 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。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¹⁰⁾.

5) 肝の MR angiography

前述の efgre3d 法は、IR パルスを併用した spectral IR preparation 法で脂肪信号を非常に効率よく抑制す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

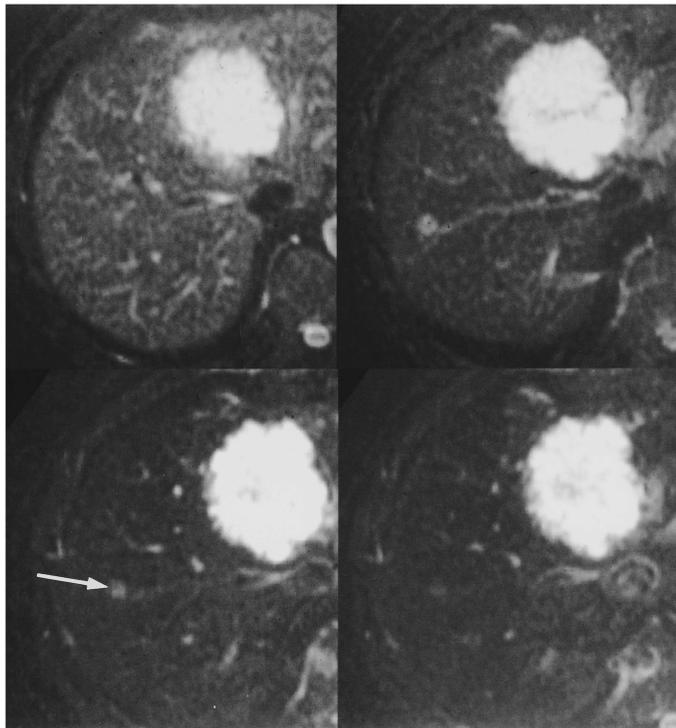


Fig. 8 Perfusion imaging with multishot EPI of metastatic liver tumor
Upper left : Precontrast, Upper right : Image obtained 30 s after an initiation of injection of 0.2 mmol/kg of gadopentetate dimeglumine, Lower left : 60 s later, Lower right : 90 s later.

EPI (8 shot ; matrix 256×128, FOV 36×28 cm, NEX 1, TR/TE=2000 ms/80 ms, slice thickness/gap=8 mm/2 mm) obtained 60 s after an initiation of injection of 0.2 mmol/kg of gadopentetate dimeglumine shows marked signal decrease of the liver and reveals small tumor clearly (arrow).

有用である。efgre3d法で全肝のdynamic MRIを行えば、冠状断で撮像した場合、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が撮像できる (Fig. 4)。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し (Fig. 3)、有効な術前の低侵襲性診断法となる。

3. 肝臓組織特異性造影剤

肝臓領域のMR診断は、前述の高速撮像法およびGd-DTPAの急速静注によるdynamic studyによって描出および質的診断能が飛躍的に向上した。さらに近年、より微小な病変の検出能および質的診断能向上のために肝のKupffer cellに集積したり、また肝細胞に集積する

肝特異性造影剤が開発されてきている¹¹⁾。

1) SPIO製剤(superparamagnetic iron oxide)

SPIO製剤には、現在臨床で使用されているferumoxides (Felixex[®], 栄研化学)¹²⁾と臨床応用申請中のSH U 555A (Resovist, 日本シエーリング)¹³⁾がある。SPIOは、超常磁性酸化鉄を主成分とする製剤で、静脈投与後、大部分は肝臓内の網内系のKupffer cellに取り込まれる。その結果、投与30分後の撮影でKupffer cellを含む肝実質の信号は、T₂強調画像やT₂*強調画像で低下し、Kupffer cellをもたない腫瘍の描出能を向上させる陰性造影剤である。撮像法は、前述の呼吸トリガー併用FSE法やgradient echo法が中心となる。Gradient echo像ではTR = 150 ms/TE = 8~10 ms, flip angle = 60度のT₂*強調画像がSPIO貯留に伴う磁場の不均一に敏感で、腫瘍の描出に有用である (Fig. 9)。

SPIOはT₁値短縮効果も強いので、TR = 150 ms/TE = 1~2 ms, flip angle = 90度のT₁

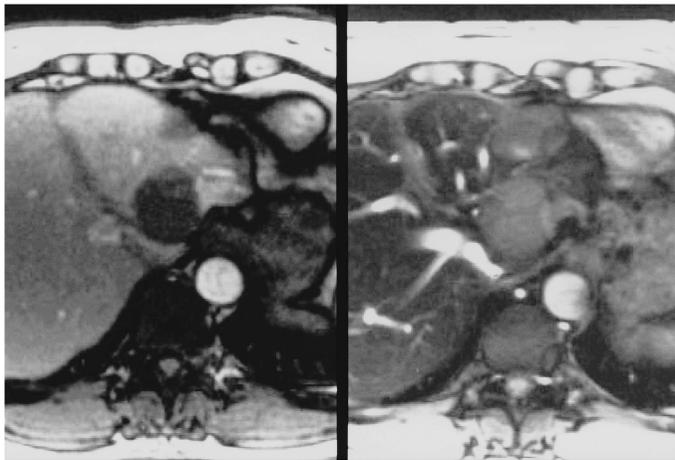


Fig. 9 SPIO enhanced MR images of metastatic liver tumor
Left: Heavily T₁-weighted FLASH (TR/TE/flip angle, 150/1.8/90),
Right: T₂*-weighted FLASH (150/10/60)

The liver parenchyma with SPIO accumulation that shortens both T₁ and T₂* values, shows hyperintensity on heavily T₁-weighted image and hypointensity on T₂*-weighted image than the tumor that does not have Kupffer cell and SPIO accumulation.

強調像を撮像すると、SPIOの貯まった肝実質が高信号に描出されるのに対し、SPIOの貯まらない腫瘍は低信号のままでコントラストが向上する (Fig. 9)。

Kupffer cell を含まないものに、転移性肝腫瘍、sinusoid を有しない古典的肝細胞癌、胆管細胞癌などがある。これらの腫瘍では、微小なものも描出可能となり、CTAP/CTHA (CT during arterial portography/CT hepatic arteriography) に置き換わる可能性がある multidetector row CT 等で良好な CT angiography が得られるようになってきており、今後、術前の血管造影が省略されていくことが予想される。そうすると、血管造影のついでになされていた CTAP は、省略されていくものと考えられる。一方、Kupffer cell を有する肝細胞由来の腫瘍の場合は、肝実質と同じく SPIO を取り込むために、描出能の向上を得られないことがある。

肝腫瘍の鑑別にも SPIO 造影 MRI が用いられることがある。一つは腫瘍が Kupffer cell を有しているかを調べるものである。Kupffer cell を有している腫瘍には、限局性結節性過形成、腺腫、再生結節、腺腫様過形成、高分化型肝細胞癌などがある。高分化型肝細胞癌を除いて他は良性の肝結節病変であり、Kupffer cell を有さない悪性腫瘍との鑑別が可能である。良性肝結節病変の中でも限局性結節性過形成と腺腫様過形成は正常肝実質と比べて Kupffer cell が多く、正常肝よりも信号が低下し鑑別可能な場合がある。悪性腫瘍の中では、高分化の腫瘍と、肝細胞由来の低分化又は非肝細胞由来の腫瘍との鑑別に有用である¹⁴⁾。もう一つの鑑別法は、T₁強調像と T₂*強調像での信号の比較によって行うものである。充実性腫瘍が T₁強調像で低信号、T₂*強調像で高信号を示すのに対し、血管腫は共に高信号、嚢胞は低信号、等信号となることから、鑑別できる場合がある。

SPIO 製剤の長所は、撮像の至適タイミングが長いことである。非特異性造影剤による dy-

namic study の動脈相や門脈相の至適タイミングが 10 から 20 秒と短いのに対し、SPIO 造影 MRI の場合、約 6 時間は良好なコントラストの画像が得られる。よって、SPIO 造影 MRI は dynamic study のように呼吸停止下に撮像できる高速撮像法は必須ではなく、比較的安価な低磁場の MR 装置でも有用な画像を得ることができる。これは、低磁場装置の多い日本の現状を考えると、有用な検査法と思われる。

2) 肝細胞特異性造影剤

肝細胞特異性造影剤は、肝細胞機能を有する細胞に能動的に取り込まれて、同部の T₁ 値を短縮させる造影剤である。Gd-BOPTA¹⁵⁾、Gd-EOB-DTPA¹⁶⁾、Mn-DPDP¹⁷⁾ 等が代表的であるが、前二者は急速静注可能で、静注直後は Gd-DTPA のような非特異性造影剤 (血管外性造影剤) として働くため、前述のような T₁ 強調像での dynamic MRI を行えば腫瘍の血行動態を観察することができる (Fig. 10)。後期相 (30~40 分後) の像では特異性造影剤として働き、肝細胞機能を有さない腫瘍が造影されないのに対し、肝実質が造影されてコントラストが増強する。肝細胞由来の腫瘍の場合、高分化肝癌を含め肝細胞機能を有する場合があり、SPIO と同じく、造影される場合もある¹⁷⁾。

4. 肝機能評価

肝機能評価には、Kupffer cell や肝細胞機能を利用した肝組織特異性造影剤の造影パターンから行う方法¹⁸⁾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 を観察方法がある⁹⁾。画像を用いた肝機能評価は、全肝機能ではなく各区域の機能の評価ができるため、生体肝移植、部分肝切除の術前精査に有用である。早急に既存の各種肝機能検査との相関を検討する必要がある。

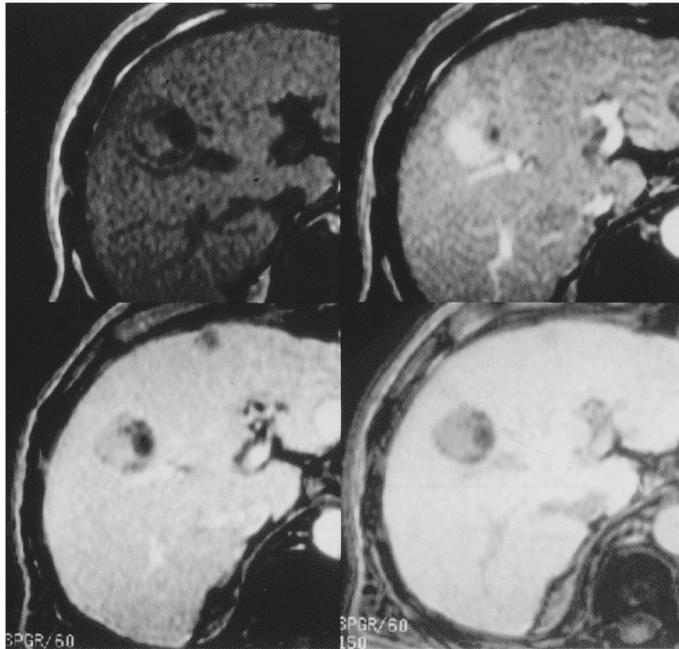


Fig. 10. Dynamic MR imaging with Gd-EOB-DTPA of hepatocellular carcinoma

Upper left : Precontrast, Upper right : Image obtained 20 s after an initiation of injection of Gd-EOB-DTPA, Lower left : 60 s later, Lower right : 40 min later.

The tumor shows hyperenhancement in the arterial phase (20 s later) and washout of contrast medium in the portal venous phase, because Gd-EOB-DTPA works as non-specific contrast medium. On the image 40 min later, the liver parenchyma with liver cell function shows hyperenhancement than the tumor without liver cell function.

ま と め

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できる。各種高速撮像法の開発によって、多彩なdynamic studyを行うことができ、肝腫瘍の描出、鑑別診断能を向上することができるようになった。今後、組織特異性造影剤のような新たな造影剤の開発に伴って、腫瘍診断のみならず、肝機能診断も可能になっていくものと期待される。

文 献

- 1) Murakami T, Mitani T, Nakamura H, et al.: 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, et al.: Detection of hypervascular hepatocellular carcinoma by dy-

- dynamic MRI and dynamic spiral CT. J Comput Assist Tomogr 1995 ; 19 : 948-954
- 4) 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
 - 5) 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
 - 6) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Lavai-Jeantet M : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 1986 ; 161 : 401-407
 - 7) Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H : Diffusion-weighted single-shot echo-planar MR imaging for liver disease. AJR-Am J Roentgenol 1999 ; 173 : 393-398
 - 8) 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
 - 9) Murakami T, Kim T, Hori M, et al. : Multishot echo-planar imaging with gadopentetate dimeglumine : preliminary study of efficacy for detection of hypovascular metastatic liver tumors. ACTA Radiol 2000 ; 41 : 263-268
 - 10) Edelman RR, Mattle HP, Atkinson DJ, et al. : Cerebral blood flow : assesment with dynamic contrast-enhanced T₂*-weighted MR imaging at 1.5T. Radiology 1990 ; 176 : 211-220
 - 11) Stark DD, Weissleder R, Elizondo G, et al. : Superparamagnetic iron oxide : clinical application as a contrast agent for MR imaging of the liver. Radiology 1988 ; 168 : 297-301
 - 12) 吉川宏起, 佐々木康人, 小川暢也, 他 : MR Imaging 用造影剤 AMI-25 (superparamagnetic iron oxide) の肝腫瘍性疾患における有用性, 安全性および臨床的有用性の検討—多施設による第Ⅲ相比較臨床試験—. 日医放会誌 1994 ; 54 : 137-153
 - 13) 谷本伸弘, 平松京一, 中野重行 : MRI 用造影剤 SH U 555A の肝腫瘍性疾患に対する有用性および安全性の検討—多施設における第Ⅲ相臨床試験—. 日磁医誌 1999 ; 18(8) : 516-535
 - 14) Imai Y, Murakami T, Yoshida S, et al. : Superparamagnetic iron oxide-enhanced MR images of hepatocellular carcinoma : correlation with histological grading. Hepatology 2000 ; 32 : 205-212
 - 15) Kuwatsuru R, Kadoya M, Ohtomo K, et al. : Clinical late phase II trials of MultiHance (Gd-BOPTA) for the magnetic resonance imaging of liver tumors in Japan. J Comput Assist Tomogr 1999 ; 23 : 65-74
 - 16) Reimer P, Rummeny EJ, Shamsi K, et al. : Phase II clinical evaluation of Gd-EOB-DTPA : Dose, safety aspects, and pulse sequence. Radiology 1996 ; 199 : 177-183
 - 17) Murakami T, Baron RL, Peterson MS, et al. : Hepatocellular carcinoma : MR imaging with Mangafodipir Trisodium (Mn-DPDP). Radiology 1996 ; 200 : 69-77
 - 18) Kim T, Murakami T, Hasuike Y, et al. : MR imaging evaluation of experimental hepatic dysfunction with Gd-EOB-DTPA. JMRI 1997 ; 7 : 683-688

Imaging Techniques and Contrast Media of MR Imaging for Liver Disease

Takamichi MURAKAMI, Tonsok KIM, Masatoshi HORI,
Hironobu NAKAMURA

*Department of Diagnostic Medicine (Radiology) , Course of Biosystem of Medicine,
Osaka University Graduate School of Medicine
2-2, Yamadaoka, Suita-shi, Osaka 565-0871*

Dynamic study with T₁-weighted sequence after IV injection of a contrast medium is essential in the diagnosis of liver tumors, because it can show the specific hemodynamics of each kind of tumor. Newly developed T₁-weighted sequences, such as efgre3d and double echo FLASH are useful in dynamic study. Dynamic study and MIP MR angiography with efgre3d sequence can improve the quality of the dynamic study. It can also improve the diagnostic accuracy of detection, characterization, and staging of liver tumors.

Newly developed T₂-weighted fast imaging techniques can dramatically reduce MRI examination time. It should be noted however, that T₂-weighted imaging has some disadvantages. Fast recovery fast spin echo sequence shows better T₂ contrast than fast spin echo with less blurring artifact than single shot fast spin echo. Very fast imaging sequence, EPI, make it possible to perform diffusion and perfusion imaging of the liver.

Hepatic tissue specific contrast media is being developed. SPIO, Kupffer cell specific, accumulates liver parenchyma and some hepatocellular tumor with the Kupffer cell and decreases their signal intensity. SPIO can improve detection sensitivity for liver tumors without Kupffer cell and the characterization of each tumor. Hepatocyte specific contrast media can prolong T₁ values of tissue with hepatocytic function. It works as a non-specific contrast media in the dynamic phase, and is hepatic tissue specific in the late phase. It can also improve detection sensitivity of liver tumors without hepatocytic function, and the characterization of each tumor. In conclusion, enhanced MR imaging with fast imaging techniques can enhance diagnostic quality in liver disease.