

高速撮像の臨床—上腹部—

市川 智章

山梨医科大学放射線科

はじめに

最近の MRI 装置における急速な進歩，特に gradient performance の著しい向上により，腹部領域における MRI の役割は新しい局面を迎えている．しかし，その技術革新のスピードがあまりに急速なため，最新 MR 装置を使いこなす事すらままならず，かえって MRI のプロトコル決定に際し，混乱を招いているのも事実である．新しいシーケンスが次から次に搭載され，究極の高速撮像法であるエコープラナー (EPI) さえ臨床機で使用可能となった現在，風潮としては，これらの最新技術の評価に重点が置かれがちではあるが，高速撮像法の進歩がもたらした最も重要な臨床的意義は，極端な超高速化ではなく，既存の撮像技術による画質の向上にあるということをしっかりと認識しておくことが重要である．したがって，肝胆膵領域の基本撮像は，MR cholangiopancreatography (MRCP) の導入を除いては以前とほとんど変化していないのが現状である．本稿では実際に最新 MR 装置を使用して腹部 MRI 診断をする場合の，1) 現在の基本撮像法の確認，2) 最新技術の臨床応用，にわけて解説を加える．

基本撮像法

最新 MR 装置 (フェーズドアレイコイルな

ども含む) による腹部 MRI では基本的に呼吸停止下撮像にてそのプロトコルを構成すべきである．時間をかけ，技術を駆使して画像の高分解能化を行うより，単純に呼吸停止した方がはるかに実際的である．従ってマトリクス数，スライス枚数，TR などの各シーケンスパラメーターは 20~30 秒程度の撮像時間を念頭に置いて選択すればよい．時間分解能に余裕があるシーケンスの場合はさらに高分解能化が可能であるが，その場合は画像の S/N との兼ね合いを考えて行う．

1. 肝臓

本邦の場合，肝臓で MRI を使用する際の対象疾患は肝細胞癌 (HCC) が殆どであり，その目的は病変の検出と他病変との鑑別である．HCC の MRI 診断におけるプロトコルは，HCC が肝硬変の存在下に発生し，かつ腫瘍の血行動態が特殊であるという 2 点から，胆管細胞癌や転移といったものを診断する場合より，自ずとそのプロトコルは複雑になる．ここでは HCC における実際のプロトコルについて述べることにするが，基本は従来と同様，1) T₁ 強調像 (T₁WI)，2) T₂ 強調像 (T₂WI)，3) ダイナミック MRI である．ただし，現在の高速撮像法より得られる画像の特徴と HCC，特に早期病変の MRI 信号の特徴をよく理解した上で，その使用シーケンスとパラメーターを決定する必要がある．

1) T₁ 強調像 (T₁WI)

早期肝癌または前癌病変 (高分化型肝細胞癌

キーワード abdominal MRI, fast MRI, MRCP, EPI, MRA

や腺腫様過形成など)では分化度とは必ずしも一致しないものの、T₁WIで高信号となる比率が高いことが知られている。その成因としては、腫瘍内脂肪変性、細胞密度の増加、細胞の淡明化、銅の存在などが報告されているが^{1)~8)}、いずれも一元的にこの現象を説明できない。おそらくこれらの原因が複合的に影響しているものと考えられるが、これらの中で腫瘍内の脂肪の存在を明確にすることがMRIでは可能である。T₁高信号となる結節の診断は検出能、画質の点からGRE法によるT₁WIが基本となるが、FSE法によるT₁WIが優れる場合もある。結節内脂肪の存在診断として最も鋭敏かつ容易な方法は、in-phase画像とout-of-phase画像の両者を撮像することである。out-of-phase画像の付加は、腫瘍内脂肪の診断はもちろん、in-phase画像で同定困難な症例(脂肪変性のため等信号となる結節など)の同定にも役立つ⁹⁾(Fig. 1)。

2) T₂強調像 (T₂WI)

T₂WIで高信号を呈するHCCでもその高信

号の程度は他の腫瘍(転移や血管腫など)に比し軽度であり、T₂WIのHCCの検出率(特に早期病変)は撮像法によらず15%~40%程度と低いことが知られている^{5)~7)}。しかしその一方で、HCCにおけるT₂WIでの信号強度は分化度に相関することが知られているため、主としてT₂WIはHCCの検出ではなく結節の分化度の推定を目的として撮像される。しかし、呼吸停止下的高速スピンエコー法(FSE)は、長いエコートレイン(ETL)の使用による磁化移動(MT:magnetization transfer)効果やT₂ filteringなどの現象を背景とする画像コントラストの低下により、従来のスピンエコー法よりさらにその検出能は劣るということを認識しておくことが重要である。この画像コントラストの低下は特にT₂WIで軽度高信号となる結節(臨床上、治療が必要な中一低分化なものが多い)の診断能低下を招く。したがって、FSEのTE、ETLは比較的短くすべきと考えられる(TE=100ms以下、ETLは7以下にすべきであると報告されている)。結論的には、

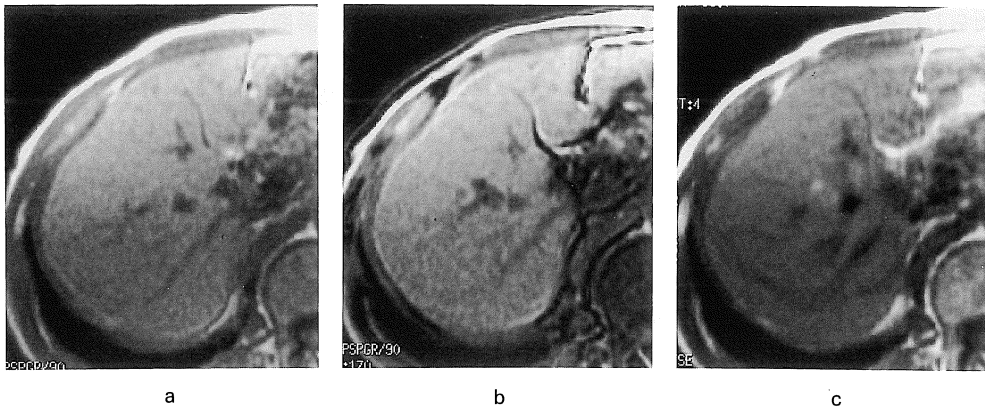


Fig. 1. Well-differentiated HCC.

(a) In-phase gradient-echo T₁-weighted image (170/4.2/90) does not show any lesion. (b, c) A small hepatic nodule at S5 is demonstrated as hypointensity on out-of phase gradient-echo T₁-weighted image (170/1.8/90) and as hyperintensity on fast spin-echo T₁-weighted image (900/9, ETL=4).

1997年9月3日受理

別刷請求先 〒409-38 山梨県中巨摩郡玉穂町下河東 1110 山梨医科大学放射線科 市川智章

ETLが15以上となる呼吸停止下FSEだけでは不十分であり、画像コントラスト改善のため、脂肪抑制FSEや後述するEPIなどを併用することが望ましい (Fig. 2).

3) 全肝ダイナミックMRI

従来から使用されているFLASH, SPGR法といった高速グラディエントエコー (GRE) 法による全肝ダイナミック画像は格段に画質が向上し、MRIの卓越したコントラスト分解能を保持しつつ、呼吸停止下でCTと遜色ない画質と空間分解能が得られるようになってきている。現在の肝臓MRI診断における主役はこのGRE法による全肝ダイナミックMRIである。検出率に関して、統計学的有意差は認めないものの、早期相での濃染はダイナミックMRIが、後期相での低信号 (濃度) はダイナミックCTが優れている傾向がある⁹⁾。画質の向上に伴い、従来の分解能 (128×256程度) でも十分診断可能ではあるが、やはり、数ミリのHCCの濃染像 (Fig. 3)、再生結節、早期肝臓との鑑別が問題となる小肝血管腫の同定・検出のためには高分解能化 (256-512×512, または2-3 mmのthin slice) が望ましい^{10),11)}。

2. 胆道・膵臓

この領域は三次元的広がりを持つため、極論

的には横断像のT₁WI, T₂WIではCTに対して付加情報は得られない。周知の通り、MRCPの登場^{12)~15)}により、最もMRIの臨床的価値が向上した領域であり、CTとの異同を考える上でも、撮像はこのMRCPを軸として考えるべきである。膵臓診断ではさらに脂肪抑制T₁強調像 (FS-T₁WI) と高分解能ダイナミックMRIが必要^{16),17)}となる。

1) MRCP

MRCPの臨床的有用性に関してはほぼ確立されたと考えて良いため、ここでは詳細は割愛するが、現在は長いETLを用いるFSE、特に1スライス約2秒という超高速シーケンスであるsingle-shot FSE (HASTE, FastASE, SSFSEなど) が使用可能機種数の増加に伴い、これが主流になりつつある^{18)~23)}。このシーケンスでは、一回の励起パルスで実際の画像構築に必要なフーリエラインの半分に相当するエコー信号 (実際は半分強のエコー) を収集し、残り半分のフーリエラインはhalf-Fourier法により得られる。1スライスは約2秒で撮像が完結するため、各スライスは動きの影響をほとんど受けず、呼吸停止不可能な小児、高齢者、胎児に至るまで高画質なMRCP像が得られる。実際の使用に際しては、薄い元画像とMIP画像

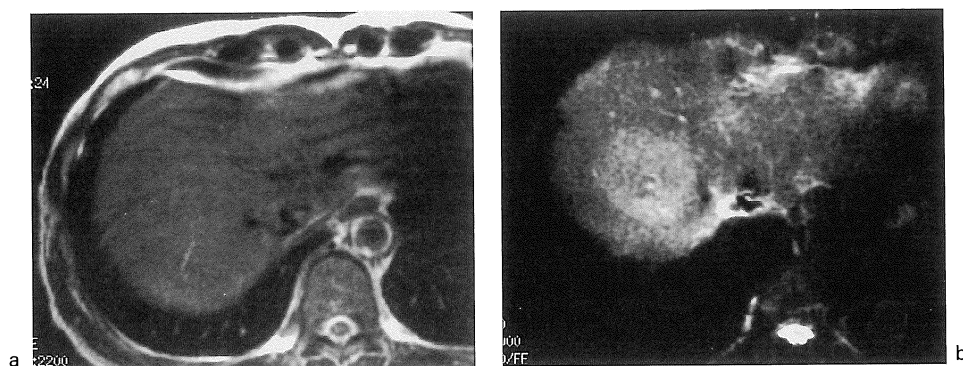


Fig. 2. Conventional HCC.

(a) Fast spin-echo T₂-weighted image (2000/80, ETL=24) fails to demonstrate a lesion.

(b) Multishot echo-planar image (2000/80, 4 shots) clearly demonstrates a large, hyperintense mass at S8 in the liver.

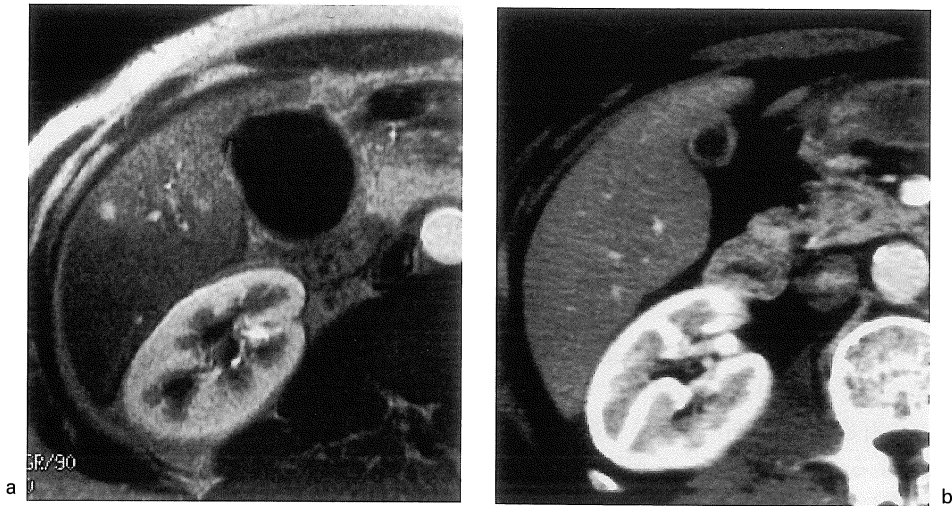


Fig. 3. Small HCC (intrahepatic metastasis).

(a) A small enhanced lesion is clearly demonstrated on high-resolution dynamic MR image in the early phase (170/4.2/90, matrix=256×512). (b) Dynamic CT image in the early phase can not detect the lesion.

を得るためのマルチスライス法と比較的厚い1スライスで全体像を把握するためのシングルスライス法を組み合わせることにより、効率がよい検査が施行できる^{19)~21)}(Fig. 4). 一般的には横断、冠状断でマルチスライス像を、膵管、総胆管の軸に合わせた多方向のシングルスライス像を数枚撮影するとよい.

2) 脂肪抑制 T₁ 強調像 (FS-T₁WI)

正常膵は腺房内の高蛋白含有水の存在のため、FS-T₁WI で高信号となる. 膵癌は低信号を呈するため、造影しなくともそのコントラストは膵癌の診断には有用である¹⁶⁾. 特に膵体尾部癌の頭側への進展度診断では、ダイナミックMRIは不要なことも多い. しかし、膵頭部癌の診断においては、その体尾側に随伴する閉塞性慢性膵炎も膵癌と同様な低信号を呈するため、その存在および進展度診断にはダイナミックMRIが必要となる.

3) ダイナミックMRI

線維化が高度で血管床が脱落しているような慢性膵炎を随伴している膵頭部癌では、膵炎部

分も膵癌と同様乏欠性であるが、軽一中程度の随伴性膵炎であれば、MRIの卓越したコントラスト分解能により両者を識別できることが多い^{16),17)}. この膵癌—慢性膵炎コントラストに関しては、ダイナミックMRIはダイナミックCTより優っている. ダイナミックCTのコントラスト分解能では膵内における腫瘍周囲の浸潤性進展範囲までは診断できないことが多いため、CTでの膵癌の進展度診断は主として膵周囲脂肪層の変化に依る. 膵癌取り扱い規約では、膵癌がわずかでも周囲組織へ浸潤(膵外に進展)した場合、腫瘍の大きさによらず臨床病期はⅢ期以上となるため、CTでの進展度診断は主として進行癌を診断していることになる. しかし、ダイナミックMRIの卓越したコントラストをもってすると、膵内における浸潤性進展範囲も正常膵の染まりと識別できる(I, II期を診断できる)ことがある. このMRIの能力を最大限利用するためには、画像の高分解能化が必要不可欠である. 出来れば、画像マトリックス数は256×512、スライス厚は5mmが

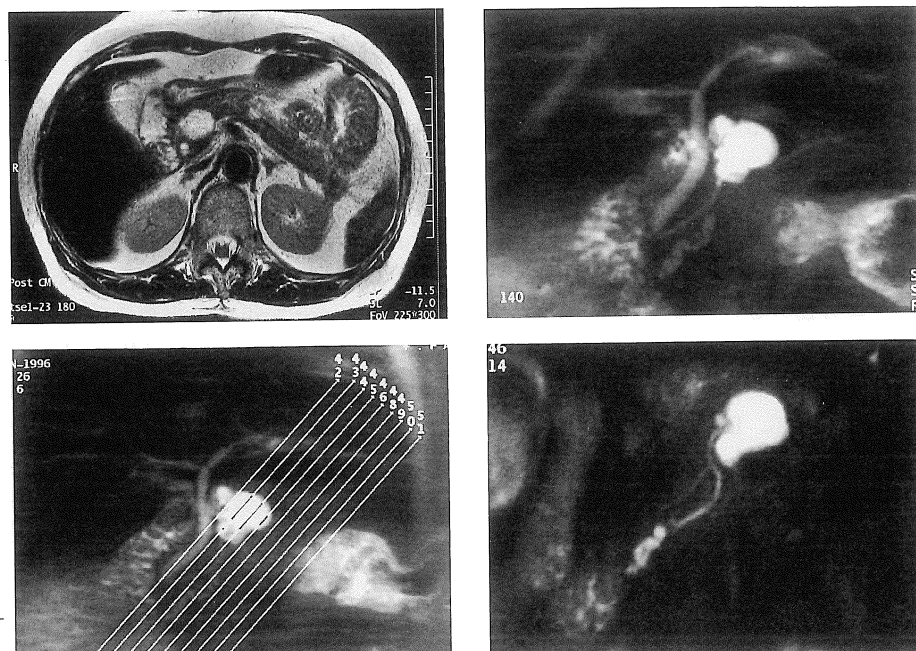


Fig. 4. Mucin-producing pancreatic tumor.

(a) Fast spin-echo T₂-weighted image (2000/80, ETL=24) shows a unilocular cystic lesion at the head of pancreas.

(b) Thick single-slice MRCP image with half-Fourier single-shot turbo spin-echo sequence (HASTE; ∞/87, echo-spacing time=10.8) simultaneously demonstrates a multilocular cystic lesion and overall pancreatobiliary system.

(c) Reference lines for the multislice acquisition are decided from the thick single-slice MRCP image.

(d) One of the sequential thin-slice MRCP image series with HASTE sequence reveals a connection between the lesion and main pancreatic duct.

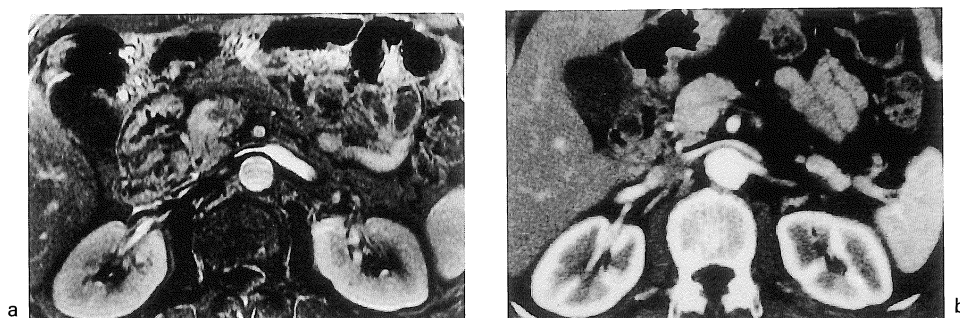


Fig. 5. Cancer of the pancreatic head.

(a) High-resolution dynamic MR image in the early phase (170/4.2/90, matrix=256 × 512) clearly shows a hypointense area at the pancreatic head. Spicular formations with low signal relative to normal pancreatic parenchyma on the pancreatic surface (local tumor extension) are also seen. (b) Dynamic CT image in the early phase can not detect the lesion.

望ましい。しかし、これを実現するためには、フェーズドアレイもしくは複合型表面コイルと高容量のガドリニウム使用によるS/Nの維持が必要となる¹⁷⁾(Fig. 5)。

最新技術の臨床応用

1. エコープラナーイメージング (EPI)

EPIの技術理論詳細は割愛するが、EPIの特徴は、(1)high temporal resolution (2)high contrast resolution, (3)high susceptibility-sensitivityに大別される。EPIの撮像法は大きく、single-shotとmultishotの2つに分けられ、両者でその使用用途は異なる。前者はその卓越した(1)を利用して主として、拡散強調画像(diffusion-weighted imaging, DWI)、さらに(3)の特徴と組み合わせることにより可能となる灌流強調画像(perfusion-weighted imaging, PWI)に、後者は、EPI特有の画像劣化を軽減できることから、主として通常のイメージングとして期待できる。通常、脳組織に比べT₂値の短い(信号が弱い)腹部臓器に対してEPIの撮像を行う場合には、フェーズドアレイコイルなどの複合型表面コイルの使用が不可欠であり、さらにデータ収集時間が極端に短いため、通常撮像より非常に広いバンド幅を用いなくてはならない。現段階では機種によってはこれらの条件を満たすことが出来ず、画質としてはまだ満足のいくものではない。したがって、EPIは今後期待される撮像法として位置づけられるべき撮像法である。

1) Single-shot EPI

(1) 拡散強調画像 (diffusion-weighted imaging, DWI)

ボクセル内のランダムな水の動きを消去するdiffusion gradientと呼ばれる傾斜磁場をスピンエコー(SE)パルス系列の180°パルスの前後に対称性に印加することにより、組織内の(水)分子拡散現象を検出する方法である²⁴⁾。拡散における水分子の動きは非常に微細なもの

であるために、DWIはbulk motion(体動、消化管蠕動運動、心拍動など)の影響が大きい。従って、従来の撮像法ではモーションアーチファクトの混入による測定誤差が大きく、数百msで撮像可能なsingle-shot EPIが最も適しているといえる。DWIではdiffusion gradientの強さ(b factor, s/mm²)により画像が異なり、拡散現象の定量化には、異なる強度のb factorを用いた複数の画像からapparent diffusion coefficient(ADC)を計算する必要がある^{25),26)}。一般的にb値が400 s/mm²以上でないと、以下に述べるmicrocirculation(perfusion)の影響を強く受けることが知られているが、腹部臓器はT₂値がかなり短いため、大きなb factorを用いたDWIは実際的ではない。我々の経験ではb factorが400 s/mm²の場合、肝実質の信号は雑音(background noise) levelとなるので、腹部領域ではADCによる本来のDWIの評価方法とは異なった考え方が必要となる。我々は50 s/mm²程度の小さなb factorを用い、腹部臓器の信号を残すことで、コントラスト分解能が高い画像を得ている^{27),28)}。この方法では、T₂やperfusionの影響が大きいため純粋なDWIは得られないが、ADC値は、純粋なDWIから得られるADC値と同じ傾向を示し、多少なりともADCの差異による画像コントラストが付加されていると考えられる。後述するmultishot EPIと同様、FSEに比しその画像コントラストは卓越しており、今後コントラスト分解能が不足するFSE法を補う画像として臨床的価値が大きいと考えられる。DWIは肝腫瘍性病変の検出や門脈血流異常による肝区域性信号変化などの診断に特に有用であるが^{27)~29)}、diffusion gradientを付加しない通常のSE型T₂強調EPI(non-DWI)も肝腫瘍性病変の鑑別には有用であると報告されている^{30)~32)}。しかし、DWIではnon-DWIよりさらに画像コントラストが良好となり、血管の高信号や肝内のperiportal hyperintensityが抑制され、肝腫瘍

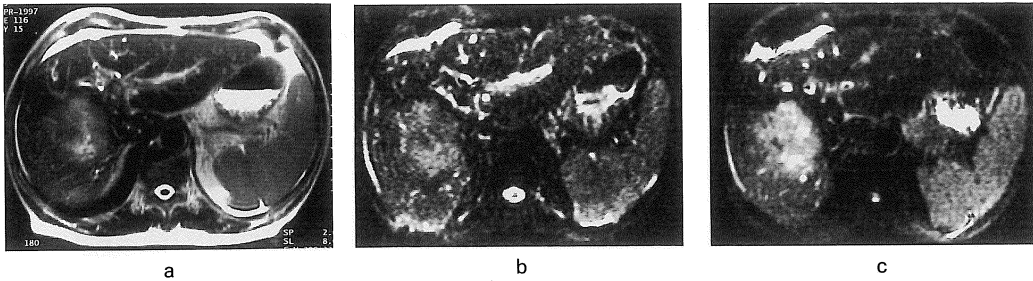


Fig. 6. Peripheral cholangiocellular carcinoma.

(a) Half-Fourier single-shot turbo spin-echo T₂-weighted image (HASTE; ∞/59, echo-spacing time=4.2),

(b) Single-shot spin-echo echoplanar image (EPI-T₂WI; ∞/59, echo-spacing time=0.6),

(c) Single-shot spin-echo diffusion-weighted echoplanar image (DWI; ∞/59, echo-spacing time=0.6).

All images show a hyperintense lesion in the liver. Hyperintensity of the lesion and segmental hyperintense area around the tumor due to bile ductal obstruction are the best seen on DWI followed by EPI-T₂WI and HASTE, respectively. Note that hyperintensity from vascular and perivascular structures are suppressed on DWI compared with EPI-T₂WI.

性病変が診断しやすくなるといった利点もあることから²⁹⁾, 肝臓ではDWIの方が, non-DWIより適していると思われる (Fig. 6).

(2) Perfusion-weighted imaging (PWI)

PWIもまた, EPIの高時間分解能を用いることにより可能である. PWIは, (1)MR造影剤流入に伴うT₁短縮効果による造影増強を利用する (positive enhancement), (2)MR造影剤流入に伴う血液の磁化率変化 (susceptibility effect) による信号低下を利用する (negative enhancement), (3) MR造影剤を用いず, 血液をIR法などでラベル (spin labeling) する, などの方法により, 局所血流 (脳循環や腫瘍の血管床) を測定するが, 脳神経領域以外では, (1), (2)の造影剤を用いた方法が主として用いられている^{33)~35)}. 血管—組織バリアーを持たない腹部臓器では, 純粋なperfusion effectの定量化は困難であるが, この現象を定性的に捉えることは可能である. これを利用して肝腫瘍の鑑別 (Fig. 7), 臓器および腫瘍内血行動態の評価などが可能である^{36),37)}. 瞬間的に起こるperfusionを捉えるPWIは, 時間分解能, 磁化率変化に対する感度の点から,

single-shot GRE-EPIが最適と考えられる.

2) Multishot EPI

T₂強調像の項で述べたように, 腹部におけるT₂強調像としては, 呼吸停止下FSE法のみではその画像コントラストの点から不十分である. EPIは, RFを多用しないためMTC効果が少なく卓越した組織間コントラストを有し, multishot化することによりsingle-shot EPIで問題となるsusceptibility effectに起因した画像の歪みやアーチファクト (横隔膜付近の肝や消化管およびそれと接した臓器など, 空気との境界面に強い) を軽減できる. しかし, 現段階では空間分解能および画質が劣り, FSE法と相補的に使用することとどまるが, 将来的には肝細胞癌のように特にT₂値の短い病変の診断に関してはFSE法に変わりうる能力を有している (Fig. 2).

2. 造影3D MR angiography

腹部MRAの技術として, 従来はtime-of-flight (TOF) 法とphase-contrast (PC) 法が用いられていたが, これらはflow phenomenonの影響や呼吸下撮像ゆへの画像劣化などの問題により付加的に施行されるにとどまってい

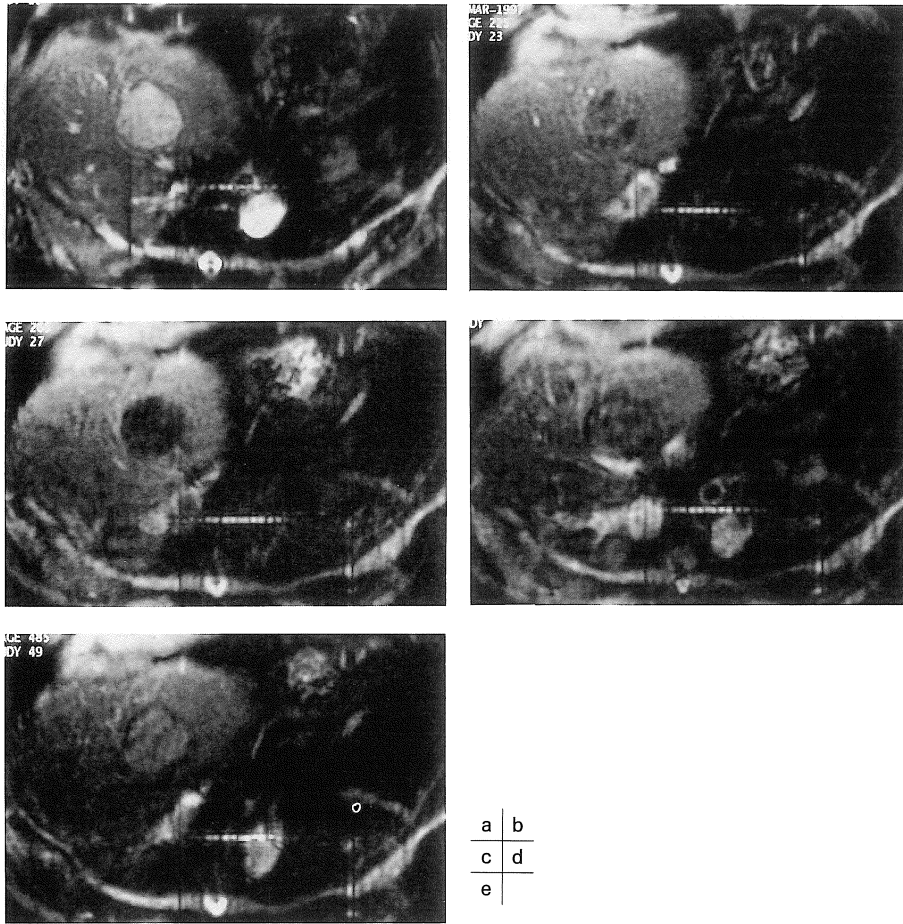


Fig. 7. Conventional HCC.

Single-shot gradient-echo perfusion-weighted echoplanar images (PWI; $\infty/32$, echo-spacing time=0.6) with bolus administration of 0.2 mmol/kg of gadolinium ((a) precontrast, (b) 16 s, (c) 20 s, (d) 40 s, (e) 68 s) show that the signal decrease within the tumor dramatically occurs during the perfusion phase. Signal decrease of fibrous capsule occurs later than that of the tumor because signal decrease of fibrous capsule may depend on not arterial blood flow but washout of gadolinium into the capsule. Signal intensity of the tumor rapidly recovers at the same level of that at precontrast after the perfusion phase.

た。しかし、最近の主流である高速 3D-GRE 法を用いた呼吸停止下造影 MRA (CE-3D MRA) は TOF, PC 法に比し、高い S/N と空間分解能を有し、血流の hemodynamics も評価できるといった利点を持ち合わせているため、IVR を伴わない血管撮影を凌駕できるまでに

なっている^{38)~44)}。極端に短い TR (<7 ms) と TE (<3 ms) をもって可能となる最新高速 3D-GRE 法はいうまでもなく、最新装置での gradient performance で実現されるものであり、これによって、十分な撮像範囲を一回の呼吸停止 (<30~40 ms) で撮像できるようにな

ったが、画像補間法と組み合わせるとさらに撮像時間の短縮、撮像範囲の拡大が可能となる⁴⁵⁾。この場合、動脈相と門脈相に分けることにより、全腹部動脈・門脈MRAのみならず、全肝を含む全腹部ダイナミックMRIとしても利用できる (Fig. 8)。さらに、大動脈の

信号を持続的にモニターし、正確な動脈相撮影の至適撮像タイミングを自動的に決定する Smart Prep (Fig. 9) といったオプションも、CE-3D MRA の臨床的有用性を大きなものとしている^{46),47)}。

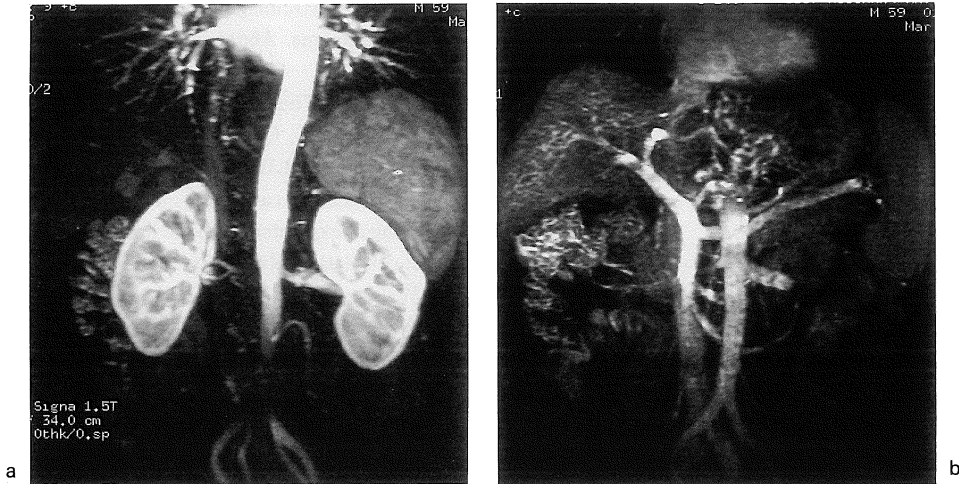


Fig. 8. Liver cirrhosis accompanied by multiple HCC and portal hypertension.
 (a) Gadolinium-enhanced 3D MR angiographic MIP image in the early phase (6.2/1.4/30) shows multiple enhanced nodules in the liver.
 (b) MIP image in the portal phase clearly shows collateral pathways including paragastric and esophageal variceal formation.

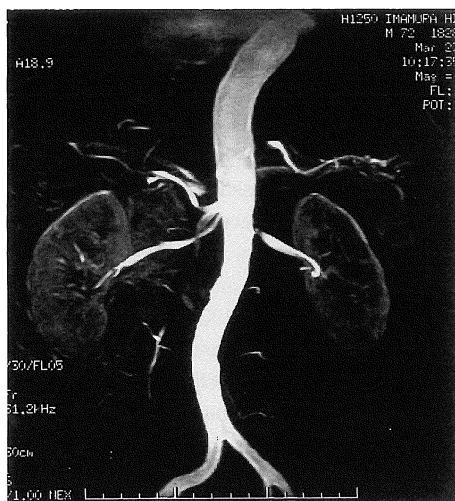


Fig. 9. Left renal arterial stenosis due to atherosclerosis.
 Gadolinium-enhanced 3D MR angiographic MIP image (6.2/1.4/30) shows clearly left renal arterial stenosis. Using Smart Prep technique, which allows to detect the arrival of contrast material in an arterial segment automatically and to initiate data acquisition at the appropriate time, visualization of left renal vein can be avoided because the scan timing for arterial phase can be strictly determined.

おわりに

以上述べてきた高速撮像法を用いた腹部MRIの臨床プロトコールにおいては、まだ検討の余地が残されており、各施設においてMR診断の重点が置かれる疾患も異なることから、一つの目安と考えてもらえればよい。新技術の中では、当面、EPIと造影3D-MRAの臨床評価が盛んに行われていくであろうが、技術的側面に終始することなく、各疾患における臨床的有用性をも同時に評価していくことが重要であろう。

文 献

- 1) Ebara M, Ohto M, Watanabe Y, et al. : Diagnosis of small hepatocellular carcinoma : Correlation of MR imaging and tumor histologic studies. *Radiology* 1986 ; 159 : 371-377
- 2) Ito K, Nishimura K, Togashi K, et al. : Hepatocellular carcinoma : MR imaging. *Radiology* 1987 ; 164 : 21-25
- 3) Ebara M, Watanabe Y, Kita K, Yoshikawa M, Sugiura N, Ohto M, Kondo F, Kondo Y : MR imaging of small hepatocellular carcinoma : effect of intratumoral copper content on signal intensity. *Radiology* 1991 ; 180 : 617-621
- 4) 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
- 5) Muramatsu Y, Nawano S, Takayasu K, Moriyama N, Yamada T, Yamasaki S, Hirohashi S : Early hepatocellular carcinoma : MR imaging. *Radiology* 1991 ; 181 : 209-213
- 6) Kadoya M, Matsui O, Takashima T, Nonomura A : Hepatocellular carcinoma : Correlation of MR imaging and histopathologic findings. *Radiology* 1992 ; 183 : 819-825
- 7) Inoue E, Kuroda C, Fujita M, et al. : MR features of various histological grades of small hepatocellular carcinoma. *J Comput Assist Tomogr* 1993 ; 17 : 75-79
- 8) 森山紀之 : がん診断の現状と展望. 日医放会誌 (付録) 1996 ; 56 : 2-8
- 9) 小島ゆき, 市川智章, 青木茂樹, 熊谷博司, 荒木 力 : 硬変肝における結節性病変のMRI診断—high-resolution dynamic MRIの有用性—. 第56回日本医学放射線学会学術発表会 (横浜) 抄録集 1997 ; 543
- 10) Ohtomo K, Matsuoka Y, Abe O, et al. : High-resolution MR imaging evaluation of hepatocellular carcinoma. *Abdom Imaging* 1997 ; 22 : 182-186
- 11) Earls JP, Theise ND, Weinreb JC, DeCorato DR, Krinsky GA, Rofsky NM, Mizrahi H, Teperman LW : Dysplastic nodules and hepatocellular carcinoma : Thin-section MR imaging of explanted cirrhotic livers with pathologic correlation. *Radiology* 1996 ; 201 : 207-214
- 12) Wallner BK, Schumacher KA, Weidenmaier W, Friedrich JM : Dilated biliary tract : Evaluation with MR cholangiography with a T₂-weighted contrast-enhanced fast sequence. *Radiology* 1991 ; 181 : 805-808
- 13) Morimoto K, Shimoi M, Shirakawa T, Aoki Y, Choi S, Miyata Y, Hara K : Biliary obstruction : evaluation with three-dimensional MR cholangiography. *Radiology* 1992 ; 183 : 578-580
- 14) Hall-Craggs MA, Allen CM, Owens CM, et al. : MR cholangiography : clinical evaluation in 40 cases. *Radiology* 1993 ; 189 : 423-427
- 15) Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, Kodaira N, Yamamoto H, Tatami M, Saito M, Watahiki H, Takahashi M : Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin-echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. *Radiology* 1994 ; 192 : 73-78
- 16) Gabata T, Matsui O, Kadoya M, Yoshikawa J, Miyayama S, Takashima T, Nagakawa T, Kayahara M, Nonomura A : Small pancreatic adenocarcinomas : Efficacy of MR imaging with fat suppression and gadolinium enhancement. *Radiology* 1994 ; 193 : 683-688
- 17) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Ohtomo K, Kinoshita T, Araki T : Pancreatic Ductal Adenocarcinoma : Helical CT versus Double-dose Gadolinium-enhanced Dynamic MR Imaging with a Phased-Array Multicoils. *Radiology*

- 1997 ; 202 : 655-662
- 18) Laubenberger J, Bherth M, Schneider B, et al. : Breathhold magnetic resonance-cholangiopancreatography (MRCP) : a new method for the examination of the bile and pancreatic ducts (abstr). In : Proceedings of 2nd Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance. San Francisco, USA : Society of Magnetic Resonance 1994 ; 296
- 19) 水谷良行, 蜂屋順一 : 高速撮像法によるMR cholangiopancreatography—一秒撮像法の有用性—. 日独医報 1994 ; 39 : 573-579
- 20) Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, Yamamoto H, Urata J, Takahashi M : MR cholangiopancreatography using HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin-echo) sequences. AJR 1996 ; 166 : 1297-1303
- 21) Ichikawa T, Hachiya J, Nitatori T, Mizutani Y : Breathhold MR Cholangiopancreatography with Half-Averaged Single-Shot Hybrid Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement Sequence : Comparison of Fast Gradient-Echo and Fast Spin-Echo Sequences. J Comput Assist Tomogr 1996 ; 20 : 798-802
- 22) 花岡秀人, 市川智章, 片瀬七朗, 蜂屋順一 : 0.5 T-MR 装置における fast asymmetric spin echo 法を用いた短時間息止めMR cholangiopancreatography. 日磁医誌 1996 ; 16 : 81-87
- 23) Ichikawa T, Haradome H, Hanaoka H, Kassai Y, Nitatori T, Hachiya J, Araki T : Improvement of MR Cholangiopancreatography at 0.5 Tesla : Three-dimensional Half Averaged Single-shot Fast Spin-echo with Multibreathhold Technique. JMRI (in press)
- 24) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Patronas N : MR imaging of intra-voxel incoherent motions ; Application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 1986 ; 161 : 401-416
- 25) Muller MF, Prasad P, Bimmler D, Kaiser A, Edelman RR : Functional imaging of the kidney by means of measurement of the apparent diffusion coefficient. Radiology 1994 ; 193 : 711-715
- 26) Muller MF, Prasad P, Siewert B, Nissenbaum MA, Raptopoulos V, Edelman RR : Abdominal diffusion mapping with use of whole-body echo-planar system. Radiology 1994 ; 190 : 475-478
- 27) 市川智章, 蜂屋順一 : 胆道, 脾臓領域における高速MRIとEPI. 画像診断 1996 ; 16 : 28-38
- 28) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T : Diffusion-weighted MR Imaging with Single-shot Echo-planar Imaging : Detection and Characterization of 74 Focal Hepatic Lesions. AJR 1998 ; 170 (in press)
- 29) 岡田吉隆, 大友 邦, 河内伸夫, 南 学, 浅井佐江, 赤羽正章, 吉岡直紀, 佐々木康人, 桐生 茂 : 肝腫瘍のMRI診断におけるエコープラナー法の有用性の検討. 第56回日本医学放射線学会学術発表会(横浜)抄録集 1997 ; 188
- 30) Goldberg MA, Saini S, Hahn PF, Eggin TK, Mueller PR : Differentiation between hemangiomas and metastases of the liver with ultrafast MR imaging : Preliminary results with T₂ calculations. AJR 1991 ; 157 : 727-730
- 31) Goldberg MA, Hahn PF, Saini S, et al. : Value of T₁ and T₂ relaxation times from echoplanar MR imaging in the characterization of focal hepatic lesions. AJR 1993 ; 160 : 1011-1017
- 32) 佐久間享, 畑 雄一, 多田信平, 武井 豊, 山下三代子, 井田正博 : Echo Planar 法による肝腫瘍性病変の診断. 第56回日本医学放射線学会学術発表会(横浜)抄録集 1997 ; 228
- 33) Reimer P, Saini S, Kwong KK, et al. : Dynamic gadolinium-enhanced echo-planar MR imaging of the liver : effect of pulse sequence and dose on enhancement. JMRI 1994 ; 4 : 331-335
- 34) Wendland MF, Saeed M, Masui T, Tzika A, Moseley ME : Echo-planar MR imaging of normal and ischemic myocardium with gadodiamide injection. Radiology 1993 ; 186 : 535-542
- 35) Edelman RR, Li W : Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion : preliminary study in humans. Radiology 1994 ; 190 : 771-777
- 36) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T : Perfusion-weighted MR imaging in the upper abdomen : preliminary clinical experience in 61 patients. AJR 1997 ; 169 : 1061-1066
- 37) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T : Characterization of focal hepatic lesions : Potential ability of perfusion-weighted

- MR imaging with echo-planar sequence. AJR (in press)
- 38) Prince MR : Gadolinium-enhanced MR aortography. Radiology 1994 ; 191 : 155-164
- 39) Shetty AN, Shirkhoda A, Bis KG, Alcantara A : Contrast-enhanced three-dimensional MR angiography in a single breath-hold : A novel technique. AJR 1995 ; 165 : 1290-1292
- 40) Snidow JJ, Aïsen AM, Harris VJ, et al. : Iliac artery MR angiography : comparison of three-dimensional gadolinium-enhanced and two-dimensional time-of-flight techniques. Radiology 1995 ; 196 : 371-378
- 41) Snidow JJ, Johnson MS, Harris VJ, Trerotola SO, Johnson MS, Sawchuk AP, Dalsing MC : Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography for aortic inflow assessment plus renal artery screening in a single breath hold. Radiology 1996 ; 198 : 725-732
- 42) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Miyazaki T, et al. : Gadolinium-enhanced breath-hold three-dimensional MR angiography of the portal vein : Value of the magnetization-prepared rapid acquisition gradient-echo sequence. Radiology 1996 ; 201 : 283-288
- 43) Holland GA, Dougherty L, Carpenter JP, et al. : Breath-hold ultrafast three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography of the aorta and the renal and other visceral abdominal arteries. AJR 1996 ; 166 : 971-981
- 44) Shirkhoda A, Konez O, Shetty AN, Bis KG, Ellwood RA, Kirsch MJ : Mesenteric circulation : Three-dimensional MR angiography with a gadolinium-enhanced multiecho gradient-echo technique. Radiology 1997 ; 202 : 257-261
- 45) 市川智章 : 腹部 MRI における最新技術—山梨医科大学での臨床応用. 新医療 1997 ; 26 : 83-86
- 46) Prince MR, Chenevert TL, Foo TKF, Londy FJ, Ward JS, Maki JH : Contrast-enhanced abdominal MR angiography : optimization of imaging delay time by automating the detection of contrast material arrival in the aorta. Radiology 1997 ; 203 : 275-280
- 47) Foo TKF, Saranathan M, Prince MR, Chenevert TL : Automated detection of bolus arrival and initiation of data acquisition in fast, three-dimensional, gadolinium-enhanced MR angiography. Radiology 1997 ; 203 : 109-114

Clinical Application of Fast MRI : Upper Abdomen

Tomoaki ICHIKAWA

*Department of Radiology, Yamanashi Medical University
1110 Shimokato, Tamaho, Nakakoma, Yamanashi 409-38*

Various fast and ultra-fast imaging techniques have been developed and applied to evaluate abdominal diseases. Recently, even single-shot echo-planar (EPI) compatible with standard MR systems has been introduced.

Clinical Basis of MR Protocols : In the liver, a combination of T₁-weighted (in-phase + out-of phase) images (WI) and dynamic MR images is still the best method for detecting hepatocellular carcinoma (HCC). On the other hand, T₂WI is useful for detecting the multiple stages of hepatocarcinogenesis. In that fast spin-echo T₂WI provides poor soft-tissue contrast, multi-shot EPI is expected to be a more promising than T₂WI for evaluating cases of HCC. MR cholangiopancreatography (MRCP) using single-shot fast spin-echo sequences has had a significant impact in the area of diagnosis of pancreatic diseases. The combination of MRCP and fat-saturated T₁WI as well as high-resolution dynamic MR (HRDMR) are also useful in the evaluation of pancreatic disease. Compared with HCT, HRDMR images may improve the ability to detect and evaluate local tumor extension and vascular involvement of pancreatic malignancies prior to surgical intervention.

Advanced MR Techniques : EPI permits diffusion-weighted (DW) and perfusion-weighted (PW) imaging in the upper abdomen due to the short time required for scanning and has proved to be useful for more specific characterization of individual hepatic lesions. State of the art contrast-enhanced 3D MR angiographic sequences (CE 3D-MRA) with ultra-short TR/TE obtained with 20-30 seconds of breath holding permits total abdominal MR angiography with high image quality. Combined with image interpolation or Smart Prep techniques, total-liver dynamic MR images can be obtained simultaneously with total-abdominal arteriography and portography using CE 3D-MRA.