

# Diffusion, Perfusion Imaging の臨床応用—腹部—

市川 智章, 荒木 力

山梨医科大学放射線科

## はじめに

究極的超高速撮像法である echo planar imaging (EPI) が臨床機で使用可能となって約2年半が経過し, 脳神経領域以外でも EPI の臨床的意義についての議論がされつつある. EPI を用いたアプリケーションには幾つかあるが, 腹部領域においては, 腎機能計測や肝腫瘍の鑑別に有用であるといった報告が散見される<sup>1)~9)</sup>. この結果は, 主として, ①high temporal resolution, ②high contrast, ③high susceptibility-sensitivity という EPI の特徴を利用したものである. 特に single-shot EPI はその卓越した①を利用して, 主として脳神経領域で既に臨床的有用性が確立しつつある拡散強調画像 (diffusion-weighted imaging, DWI) と ③の特徴を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) に応用が可能である. しかし, 脳と腹部のイメージングには本質的な違いがあることから, おのずとその応用方法も異なってくるし, 画像の解釈にも注意が必要である. 撮像理論については他稿との重複を避けるため割愛し, 本稿では腹部における DWI および PWI の臨床応用について, 実際の使用法や問題点について述べる. なお, 我々が行ってきた拡散・灌流強調画像における personal data は既に幾つかの論文<sup>5)~9)</sup>に掲載されているので, ここでは概説ということに重点を置きこれらのデータは引用しないので, 必要であれば参考文献を

参照していただきたい.

## 基本撮像法

EPI 画像は本質的に画像の S/N (signal-to-noise ratio) が悪いいため, 基本的にはフェーズドアレイコイルの使用が不可欠である. ただし, 機種によってはフェーズドアレイコイル使用時に, EPI 撮像に十分と考えられる通常撮像撮影時よりもより広いバンド幅 (より短いデータサンプリング時間) を選択できないものもあり, その場合はこのようなバンド幅が対応するようなマルチコイルを使用することもある. いずれにせよ, 通常のボディコイルでは満足する S/N は得られない. Single-shot EPI の撮像時間は極めて短く, 使用バンド幅は通常撮像で使用するものよりかなり広いものが要求される. 撮像時間を考えた場合, 撮像時に呼吸停止は必ずしも必要ないかもしれないが, DWI や, PWI でもあとで画像解析 (信号値測定) をすることを考える場合 (スライス位置がそろっていた方がやりやすい) などでは呼吸停止下撮像が望ましい. 一定して高画質な EPI 画像を得る場合, 撮像に際してのシミングは常に必要である. 位相方向に出現する著明なケミカルシフトを抑制するために, 脂肪抑制の併用は必要不可欠であるが, 通常の CHESS (chemical-shift selective suppression) 法より IR (inversion recovery) を利用した SPIR (spectral inversion recovery) 法の方がより効果的である. 機

キーワード abdominal MRI, fast MRI, EPI, diffusion, perfusion

種によっては水だけを励起する water excitation 法を採用しているものもある。撮像野 (FOV) は rectangular FOV を使用すると  $n/2$  アーチファクトの出現頻度が高いため、symmetric FOV を使用することが多い。TE は、S/N の低下や画像のゆがみとの兼ね合いにより選択されるが、通常 TE が長いと画像の劣化が著しい。

#### (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 MPG (motion probing gradient) あるいは 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  $180^\circ$  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。こうすることにより、理論上微弱な傾斜磁場しか用いない通常撮像 ( $T_1$ ,  $T_2$  強調画像など) では組織 MR 信号にほとんど影響しない分子拡散影響を画像化することが可能となる。MR により拡散定数を決定する試みは、従来 *in vitro* で測定されていたが、MRI 装置の著しい進歩により生体応用が可能となってきた<sup>10)~19)</sup>。 *In vivo* の成果は、1986 年に Le Bihan ら<sup>1)</sup> が生体内における拡散計測が頭蓋内疾患に有用であると報告して以来、この 10 年間で多くの拡散計測の生体への応用がなされてきたが、その中で特に 1990 年に Moseley ら<sup>14)</sup> によって、局所的脳虚血が超急性期に捕えられることが示されてから、主として脳神経領域における脳梗塞診断能に関する研究が加速し、現在では拡散強調 MRI 画像が急性期脳梗塞領域の同定に最も鋭敏であることが確立されつつある。拡散における水分子の動きは、水プロトンの拡散係数  $D(3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}(35^\circ\text{C}))$  からわかるように非常に微細なものであるがために、特に腹部領域で拡散現象を検出する際には、bulk motion (体動、消化管蠕動運動、心拍動など) の

影響が大きい。したがって、EPI 以外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、腹部で DWI を得ようとする場合、数百 ms で撮像可能な single-shot EPI を用いることが絶対条件となる。パルス系列は必然的に SE タイプの EPI が用いられる。ちなみに、我々の用いている SE-EPI の撮像パラメータは、 $\text{TR}/\text{TE}/\text{FA} = \infty/54/90^\circ$ 、撮像スライス枚数 = 10 枚、撮像時間 = 2.76 秒である。DWI では MPG パルスが大きいほど拡散の影響が強く画像の信号強度に反映され、この MPG の強さを  $b$  値 ( $\text{s}/\text{mm}^2$ ) と表現する。また、拡散現象を定量化するためには、異なる強度の  $b$  値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。理想的定量的ためには一回の撮像時間で異なる  $b$  値の撮像が可能であることが望ましいが、使用 MR 装置によっては不可能なこともある。また脳組織と違い、腹部臓器には明らかな軸異方性は知られていないが、三軸同時に MPG パルスを付加し、それぞれを合成した画像、一軸のみの画像、MPG パルスを付加しない画像 ( $T_2$  強調画像) を自動的に作製・表示する機種もある。周知のとおり、生体内の水分子の運動に占める拡散現象の割合は、他の因子である灌流・血流といった比較的巨視的なものに比べ小さく、これらの影響を排除して正確に ADC 測定を行うためには、大きな  $b$  値 ( $400 \text{ mm}^2/\text{s}$  以上) を用いなくてはならないことが、脳神経領域の DWI の検討で明らかになっている<sup>13)~17)</sup>。脳の DWI では一般的に画質と  $b$  値の trade-off から  $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$  前後の  $b$  値が使われることが多いようである。現在のところ、腹部における拡散強調画像の応用に関する研究はわずかに肝臓<sup>8),20),21)</sup>、その他の腹部臓器では腎臓<sup>1)</sup>における応用に関して散見されるにすぎない。したがって、当面は肝臓、腎臓を中心として臨床応用が行われていくものと思われる。

1998 年 5 月 15 日受理

別刷請求先 〒409-3898 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

る。腎臓は①T<sub>2</sub>値が比較的長い、②灌流・血流の影響が強い、③機能診断が重要、といった特徴を持つ組織であるため、腎臓でのDWIの臨床応用の考え方はほぼ脳神経領域に準じて、十分大きなb値を付加してのADC計測が主流となると思われる。しかし、目的がtissue characterizationに重点がおかれる肝臓では、その応用方法論は现阶段で明確に二つの違った方向性が論じられている。一つは、Muller<sup>20)</sup>、およびNamimoto<sup>21)</sup>の方法に見られるように、拡散現象を脳神経領域と同様に大きなb値を用いADCを測定、定量化する方法、もう一つは我々のように、拡散強調とすることにより得られる卓越した画像コントラストを、視覚的に診断可能な画質を維持しながら付加する方法である。前者の場合はADCの大きさを直接表示するADC map (diffusion mapとも呼ばれる)を作製するとわかりやすい。Muller, NamimotoらはADCの定量化の考え方に基

き検討を行い、各上腹部臓器はそれぞれ異なるADCを示し、かつそこに生じる病変は正常臓器とは異なるADCを示すことを報告している。我々の検討からも同様な結果が得られ、拡散強調画像を用いたMRI診断において、ADC計測は有用であると結論づけてよいかもしれない。更に、このADCの違いにより、肝腫瘍は高率に鑑別可能であることが報告されていることは注目に値する<sup>8),21)</sup>。

しかし、T<sub>2</sub>値の計測などの過去の歴史から定量化のみの診断法は臨床的には普及しないことは明白であり、視覚的に評価可能な画像を構築することが必要であろう<sup>22)</sup>。更に、実際のDWIでは心拍動の影響などは無視できず、経験的に、例えば肝右葉と心臓直下の肝左葉では大きく信号が違うことなどから、定量にのみ頼った診断は危険である。このことは異なった測定者間での報告で、大きくADC値が異なることから納得できる。腹部臓器はT<sub>2</sub>値が脳組

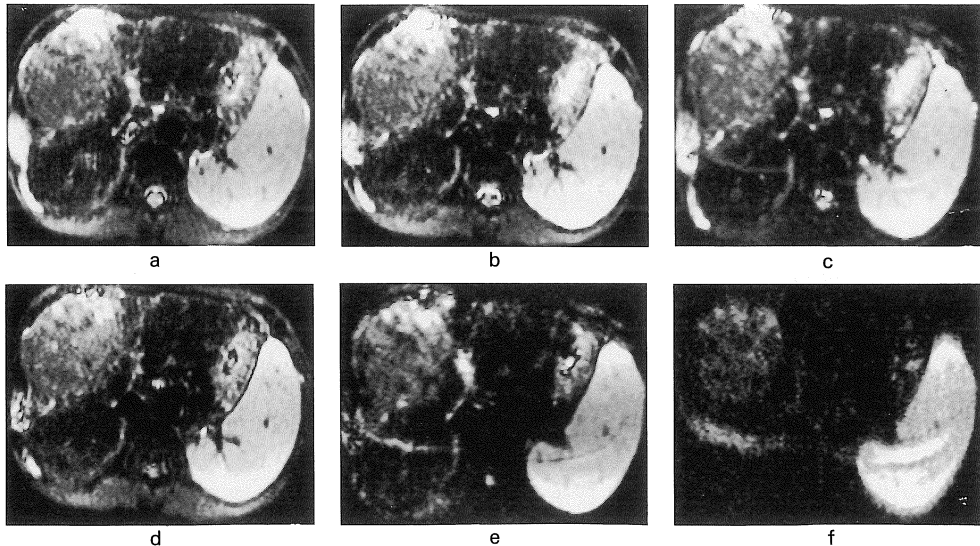


Fig. 1. Hepatocellular carcinoma.

(a-f) diffusion-weighted (DW) images with single-shot SE-EPI using b value of (a) 1.6, (b) 16, (c) 34, (d) 55, (e) 304, and (f) 1192 s/mm<sup>2</sup>.

All DW images show a hyperintense huge lesion in the right lobe of the liver. The signal intensity of the lesion gradually decreases as a b value increase. Note that the signal intensity of the liver becomes equivalent to that of background noise with b value of over 300 s/mm<sup>2</sup>.

織に比べかなり短いため、実際に視覚的に評価可能な画像を得ようとする場合は、むやみやたらとb値を大きくすることは困難である。我々の経験ではb値が300 s/mm<sup>2</sup>の場合、肝実質の信号強度は雑音 (background noise) levelとなる (Fig. 1)。したがって腹部でDWIを使用する場合は、ADCを計算する本来のDWIの評価方法とは異なった考え方が必要と我々は考えている。我々は50~100 s/mm<sup>2</sup>以下程度の小さなb値を用い、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<sup>8)</sup>。この方法では、T<sub>2</sub>やperfusionの影響が大きいため、ADC測定には向かないが、肝硬変の信号変化 (Fig. 2)、肝腫瘍性病変 (特にT<sub>2</sub>値の短いsolid lesionの描出能) (Figs. 3, 4) や門脈血流異常による肝区域性信号変化 (Fig. 5) などの描出能はFSE法によるT<sub>2</sub>強調像より優れている。参考までに腹部臓器におけるADC値を我々の測定値とMuller<sup>20)</sup>の測定値を比較して供覧する (Table)。ここで、測定値は絶対値ではなく、先に示した水プロトンの拡散係数D ( $3 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s) から考えると、小さなb値を用いたDWIで計測した我々の測定値は参考値程度の意味しか持たないと思われるが、この小さなb値を用いて計算した我々のADCの結果は、Mullerの報告とその傾向は同じであり (例えば、脾臓は肝に比べT<sub>2</sub>が長くperfusionも多いため、ADCは脾臓の方が肝より大きいと推測されるが、実測値では脾臓のADCは実際には肝のADCより小さいなどの傾向)、多少なりとも、この卓越したDWIの画像コントラストには組織間での拡散の違いによるコントラストが付加されていると考えられる。更に通常のSE型T<sub>2</sub>強調EPIに比し、血管の高信号や肝内のperiportal hyperintensityが抑制され、肝腫瘍性病変が診断しやすくなるといった報告<sup>23)</sup>もあり、磁化移動 (magnetization transfer) やT<sub>2</sub>-filtering効果などにより、コントラスト分解能が不足するFSE法T<sub>2</sub>強調画像を

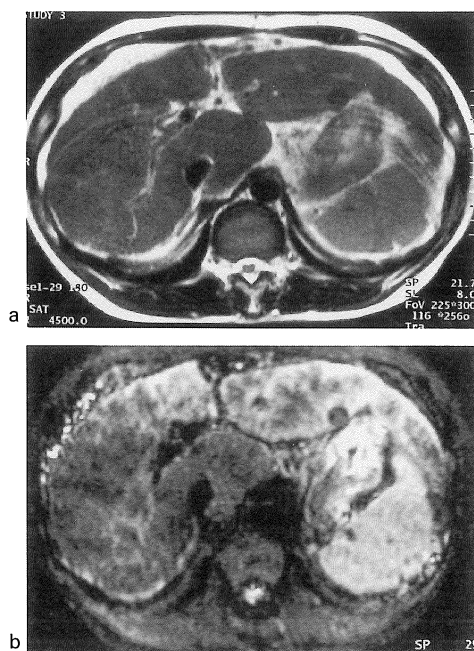


Fig. 2. Cirrhotic liver with a regenerative nodule.

(a) breathhold T<sub>2</sub>-weighted fast-spin-echo (T<sub>2</sub>W) image and (b) Diffusion-weighted MR (DW) image with single-shot SE-EPI using b values of 16 s/mm<sup>2</sup>.

(a) Irregularity of signal intensity in the liver is not clear on T<sub>2</sub>W image, though deformity of the liver compatible with cirrhotic liver is revealed. (b) The signal intensity of the liver can be retained enough to interpret on this image. On the DW image, network patterns of signal irregularity with a dominant in the left lobe can be clearly revealed. These findings gradually become clear as b values become large. Note that a regenerative nodule at the lateral segment of the left lobe of the liver is more clearly demonstrated on the DW image.

補う画像として臨床的価値が大きい (Fig. 6)。この小さなb値を用いたDWIの場合、読影に際し注意しなくてはならないのは、画像上表示される組織間コントラストは主として組織のT<sub>2</sub>値の差によるため、視覚的な信号の低下は主としてT<sub>2</sub>値の短い組織で明瞭となる (ADCの大小に関係ない) ことである (Fig.

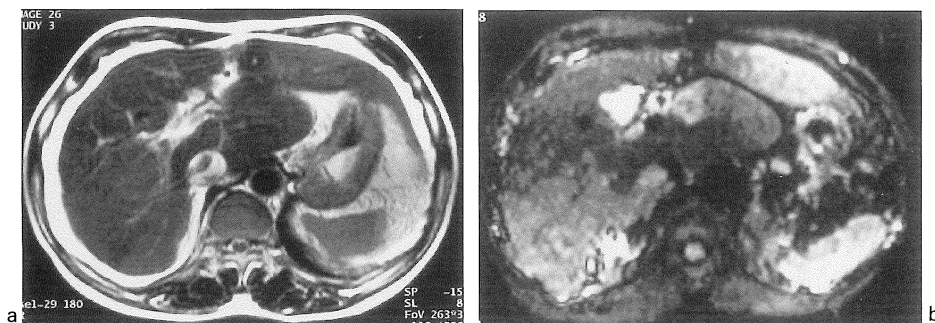


Fig. 3. Segmental signal-intensity difference (SID) due to portal tumor thrombus (PVT) of hepatocellular carcinoma.

(a) breathhold T<sub>2</sub>-weighted fast-spin-echo (T<sub>2</sub>W) image and (b) diffusion-weighted MR (DW) image using b values of 55 s/mm<sup>2</sup>.

(a) Slightly irregular signal intensity area in posteriorinferior segment of the right lobe and the entire left lobe of the liver is seen, but SID area can not be clearly revealed on T<sub>2</sub>W image. (b) On DW image, SID area can be clearly demonstrated.

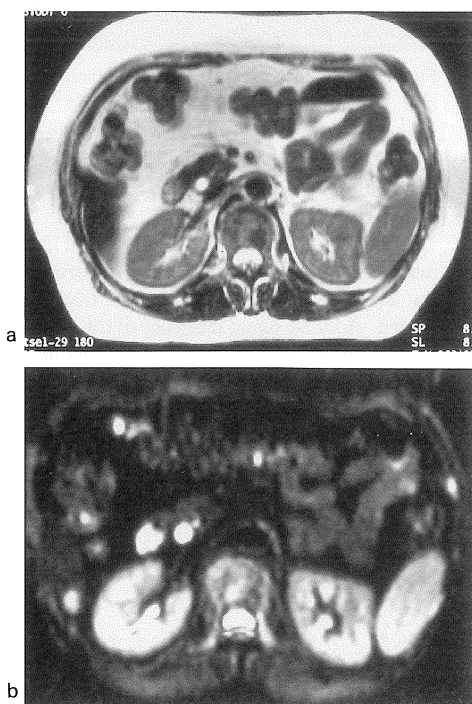


Fig. 4. Metastatic liver tumor from breast carcinoma.

(a) Breathhold T<sub>2</sub>-weighted fast SE image (echo-train length=23) and (b) diffusion-weighted MR (DW) image with single-shot SE-EPI using b value of 55 s/mm<sup>2</sup>.

(a) No definite focal lesion can not be revealed. (b) Small nodule at the edge of right posteriorinferior segment of the liver with high-signal intensity is clearly demonstrated with excellent contrast.

7). したがって、肝臓の場合、このDWIの画像コントラストの改善は、主として病変に対し肝実質の信号がより視覚的に低下することに起

因していると考えられるが、現段階では明言はできない。いずれにせよ、腹部におけるDWIの臨床応用は始まったばかりであり、画像の解

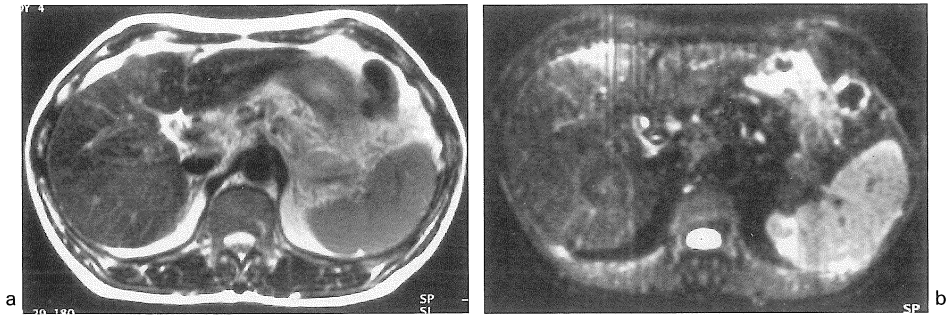


Fig. 5. Hepatocellular carcinoma.

(a) breathhold T<sub>2</sub>-weighted fast SE image (echo-train length=23) and Diffusion-weighted MR (DW) image with single-shot SE-EPI using b values of 55 s/mm<sup>2</sup>.

(a) HCC at right posterior segment of the liver shows iso-signal intensity relative to the liver and can not clearly be demonstrated. (b) While the tumor also shows iso-signal intensity on DW images as (a), it can definitely be identified because a fibrous capsule of the tumor, which has small ADC value, may show high-signal intensity. In addition, high-signal intensity structure which may represent fibrous septa can be identified within the tumor.

Table. Apparent Diffusion Coefficient(ADC) in Abdominal Organs

Tissue	ADC (mm <sup>2</sup> /s × 10 <sup>-3</sup> )	
	our results (n=61 patients)	Muller et al. (n=10 volunteers)
Liver (n=23)	2.28 ± 0.27	1.39 ± 0.16
· liver cirrhosis (n=38)	1.96 ± 0.62	0.9–1.2 (n=2)
Spleen (n=56)	1.44 ± 0.26	0.95 ± 0.15
· splenomegaly (n=5)	5.63 ± 1.85	
Pancreas (n=59)	1.94 ± 0.19	
· acute pancreatitis (n=1)	8.54	
· chronic pancreatitis (n=1)	1.49	
· pancreatic cancer (n=1)	2.74	
Kidney (n=61)	5.76 ± 1.36	3.54 ± 0.47

Note: Numbers are mean ± standard deviation or range.

積や臨床応用法について結論的な見解を得るためには更に多数の検討報告を待たねばならないであろう。

(2) 灌流強調画像 (perfusion-weighted imaging, PWI)

PWIは、①MR造影剤流入に伴う T<sub>1</sub> 短縮効果による信号増強を利用する (positive enhancement), ②MR造影剤流入に伴う磁化率変化 (susceptibility effect) による信号低下を

利用する (negative enhancement), ③MR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) が測定可能である。③はまだ臨床機における普及が十分ではなく画質も劣る。更にこの方法は血流方向が一定の傾向をもつ比較的太い動脈 (頸動脈、腎動脈など) を対象とすることが多く、現段階では、①、②の造影剤を用いた方法が一般的であ

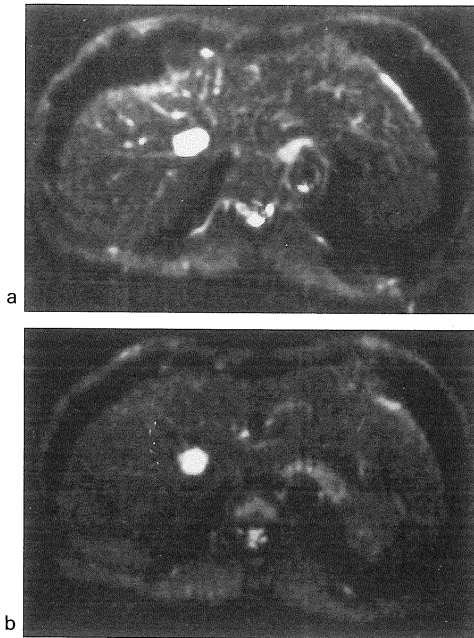


Fig. 6. Hepatic hemangioma. (a) T<sub>2</sub>-weighted (non-diffusion) MR image with single-shot SE-EPI image and (b) diffusion-weighted MR (DW) images with single-shot EPI using b values of 55 s/mm<sup>2</sup>. Markedly high-signal intensity mass is demonstrated at right anteriosuperior segment of the liver on these images. Though hepatic hemangioma showed large ADC value in this study, as noted in this case, degree of signal loss caused by diffusion effect for hepatic hemangioma is visually small because of prolonged T<sub>2</sub> value. Note that markedly high signals from vascular or perivascular structures in/surround the liver as same as that of the hemangioma on (a), while these signals disappears on (b).

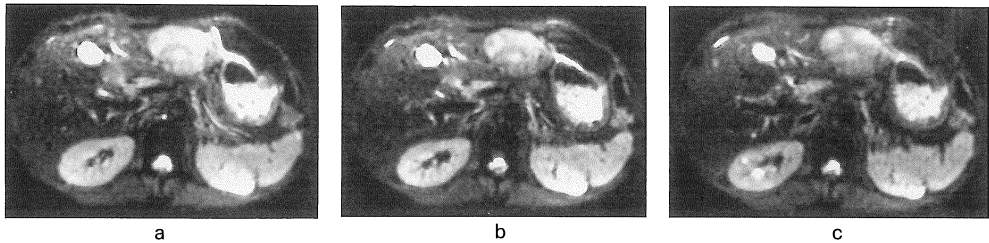


Fig. 7. Hepatocellular carcinoma. (a-c) diffusion-weighted MR (DW) images with single-shot SE-EPI using b values of (a) small (1.6 s/mm<sup>2</sup>), (b) medium (16 s/mm<sup>2</sup>) and (c) large (55 s/mm<sup>2</sup>).

HCC at left lateral segment is demonstrated as high-signal intensity mass on these images. Compared of hepatic hemangioma displayed in Fig. 6, degree of signal loss is visually large because of relatively short T<sub>2</sub> values. Note that signal intensity of hepatic cyst at left medial segment of the liver does not visually be reduced because of markedly prolonged T<sub>2</sub> value as well as the hepatic hemangioma on Fig. 6.

る。実際には、MRI 造影剤（緩和促進物質）を急速投与することにより、血液中の水プロトンの緩和時間を一過性に短縮させることにより PWI が可能となる<sup>5)~7),9)</sup>。MRI 造影剤としてガドリニウム製剤が用いられるが、3 価のガドリニウムの配位化合物は、ランタン系金属のうち最も強い常磁性（paramagnetic）を示し、

強い T<sub>1</sub> 緩和時間短縮効果を示すため、臨床的には T<sub>1</sub> 強調画像で組織の信号を上昇させる（positive enhancement）造影剤として使用される。しかし、濃度が高い場合、その効果は T<sub>1</sub> 短縮より T<sub>2</sub> 短縮効果が優位となる。また高濃度ガドリニウムが組織の血管床を通過するときは、毛細血管周囲の細胞外液との間に大きな

磁化率の差（磁化率効果）による局所的磁場の不均一が生じ、結果として  $T_2^*$  強調画像で信号が低下する。このときの信号値を測定することにより、相対的局所血流量（灌流）を画像化することができる。ガドリニウムの血行動態は CT 造影剤（ヨード造影剤）と同様非特異的であり、組織到達後、瞬時のうちに血管外漏出が始まり、最終的には細胞外液（細胞間隙）に分布する。したがって、正確には血液脳関門（blood-brain barrier, BBB）を持たない腹部臓器では、純粋な灌流を定量することは困難であるが、EPI の高速性を考慮すれば臨床的にはほぼ問題となることはない。BBB が存在する脳組織では、ガドリニウムが細胞外・血管外液に漏出しないため、first pass で一過性の信号低下のピークと急激な信号回復が認められることが知られているが、上述したように BBB が存在しない腹部組織では、瞬時のうちにガドリニウムが血管周囲組織に漏出（拡散）するため、毛細血管と周囲組織との磁化率が減少する可能性がある<sup>24)</sup>。したがって、GRE (gradient-echo) 法による  $T_2^*$  強調画像を用いても理論的には腹部 PWI は施行可能であるが、更に時間分解能が高く、かつ、磁化率効果に鋭敏である EPI がより理想的である。

EPI のパルス系列を用いた撮像では、主として  $90^\circ$  パルスのみを使用する GRE-EPI のパルス系列を用いて行うため、SE-EPI より更にデータ収集時間が短縮される。GRE-EPI はすべての撮像法の中で最も高速かつ磁化率効果に鋭敏なパルス系列であり、ガドリニウムが急速に血管外へ漏出する脳組織以外の領域でも灌流現象の観察が可能となる。経験的には SE-EPI を用いても灌流現象は同定可能である。こちらの方が太い血管の血流の影響を受けにくく、より毛細血管床を反映されるといわれているが、少ない造影剤量を用いる場合やわずかな灌流量を画像化する場合は GRE-EPI の方がより鋭敏である。ちなみに我々の用いている灌流強調画像の撮像パラメータは、 $TR/TE/FA = \infty/32/$

$90^\circ$ 、撮像スライス枚数 = 10~15 枚、撮像時間 = 1.17~1.76 秒である。灌流強調画像の撮像は、0.1 mmol/kg のガドリニウム（または臨床許容量の酸化鉄粒子（superparamagnetic iron oxide, SPIO）の急速静注（3 ml/秒）の開始と連動して開始している。撮像時間からわかるように GRE-EPI では、全肝を 2 秒以下で撮像可能であるので、ガドリニウム静注後、2 秒ごとに 88 秒まで全肝を連続撮像する形で行っている。

腹部領域における PWI の応用に関する報告は、動物実験レベルでの報告はあるが<sup>25)</sup>、人体でのものはまだ我々の報告があるにすぎないため、その将来的方向性については DWI より推論が難しい。PWI における信号変化は各腹部臓器および腫瘍でかなり劇的に観察されるので、いずれの臓器でも臨床応用可能と思われるが、最も時間信号変化が明瞭な腎臓および、①消化管の空気により画像が劣化することが比較的少ない、②腫瘍に比し正常肝組織の信号変化が少ない、などの理由から肝臓でその応用が進むものと考えられる。肝腫瘍に関してはその信号変化は各腫瘍で特徴的なパターンを示し鑑別に有用である (Figs. 8~10)。また、PWI における信号変化は血管内の造影効果のみを反映するため、腫瘍の血管床 (vascular bed) を正確に評価できることから、その治療方針を決定する際にも有用と思われる。この点で、時間分解能が悪くその造影効果が vascularity と血管外間質の造影効果の混在となる現在の GRE 法によりデザインされた dynamic MRI（多くは  $T_1$  短縮効果を利用し、撮像時間は 20 秒内外）に付加情報を与える。また、少量の造影剤でも強い信号低下を示し、何度でも繰り返し施行が可能、といったメリットもある。造影剤が少ない場合はその信号変化は組織内の残存造影剤の  $T_2$  短縮効果による影響は少ないが、多くなるとこの残存造影剤による  $T_2$  短縮効果はかなり画像に反映されてくる。このように、造影剤の量は PWI での信号変化に大



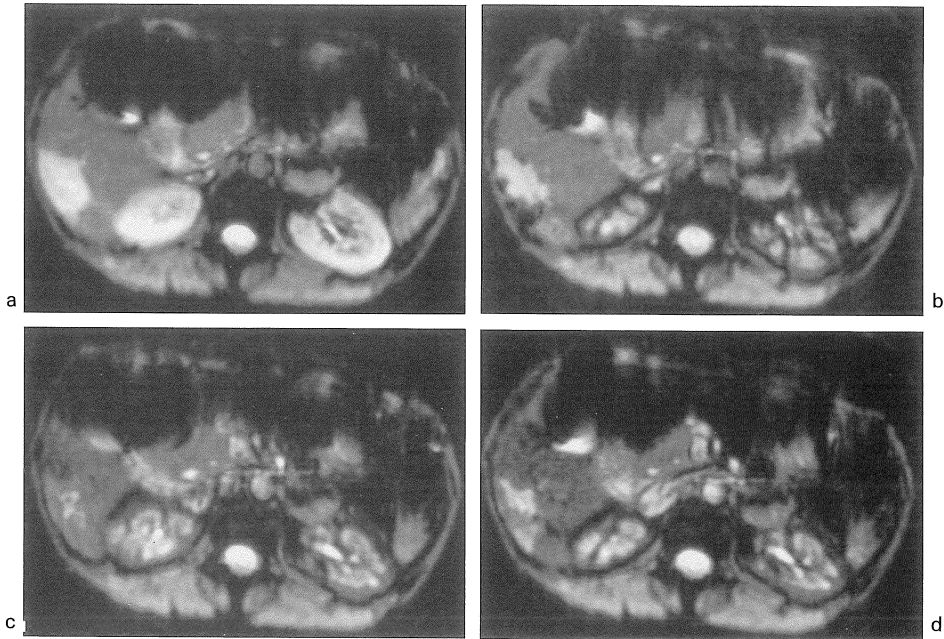


Fig. 8. Hepatic hemangioma.

(a-d) gadolinium-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (16 s (b), 22 s (c), and 88 s (d)) with gadolinium of 0.1 mmol/kg.

PW images show peripheral nodular centripetal signal intensity (SI) decrease within the tumor during perfusion phase. SI recovery after the perfusion phase was more delayed than HCC displayed in Fig. 10 due to a T<sub>2</sub>-shortening effect caused by gradually increasing pooling of gadolinium into the tumor.

きな影響を与えるため、目的に応じ造影剤量を考慮することが必要である (Fig. 11).

PWI 構築に際しての EPI パルス系列の選択は T<sub>1</sub> コントラスト (positive enhancement) を用いるべきか、我々が構築したように T<sub>2</sub>\* コントラスト (negative enhancement) を用いるべきかはこれから更に検討が必要である<sup>26)</sup>. 心筋における灌流強調画像の報告<sup>27~29)</sup>では、前者が良いという報告がなされているが、これは心筋が元々信号がかなり低い (画像上黒い) こと、周囲空気との磁化率効果による画像劣化が著しいことを考えれば納得がいく。しかし、後者は比較的血流の遅い肝内門脈血流などは白く示現され、かつ negative enhancement を利用しているため、肝細胞癌の診断において、門

脈腫瘍塞栓 (Fig. 12) や T<sub>1</sub> 強調画像で高信号となる病変 (経皮経肝のエタノール注入療法後の結節, 高分化型肝細胞癌など) の動脈血流の関与を詳細に評価できるなど、通常のダイナミック MRI に有用な情報を付加することも可能である<sup>5),6),9)</sup>. 造影剤の選択に関しても今後検討が必要である。上述したように、ガドリニウムは組織毛細血管到達後、瞬時に血管外に拡散するため、たとえ GRE-EPI を用いた PWI でも拡散量の定量化は難しい。この点で血管外に漏出しない SPIO を用いれば、BBB を持たない組織でも正確に灌流量を定量化できると考えられる。SPIO 造影 MRI は理論的には CT during arterial portography (CTAP) と同等に肝腫瘍を同定できる能力を有しているが、最大の

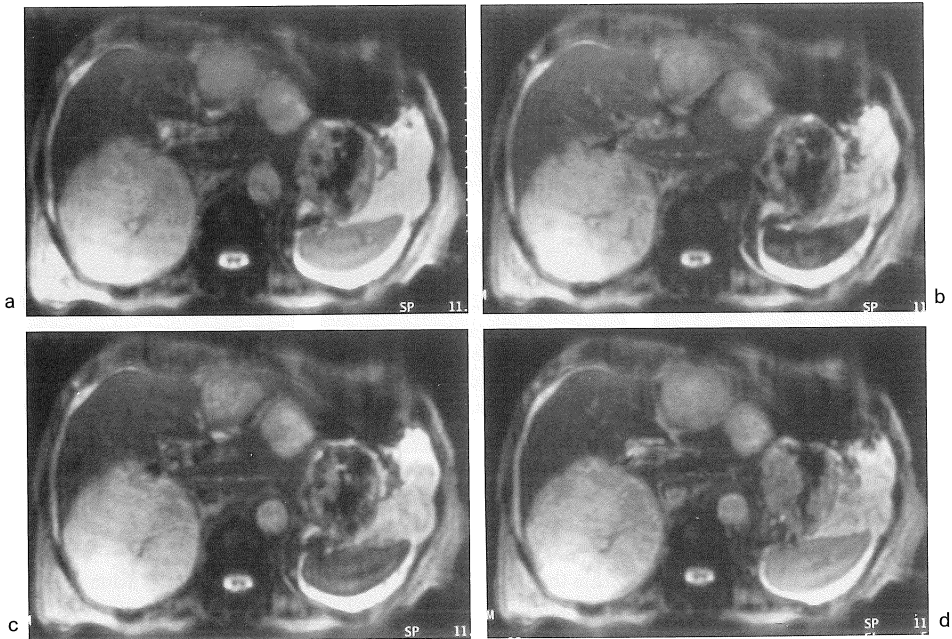


Fig. 9. Metastatic liver tumor from gastric carcinoma.

(a-d) gadolinium-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (12 s (b), 16 s (c), and 40 s (d)) with gadolinium of 0.1 mmol/kg.

The signal intensity changes are not definite throughout the PW examination. From these findings, the lesion can be diagnosed as “hypovascular”.

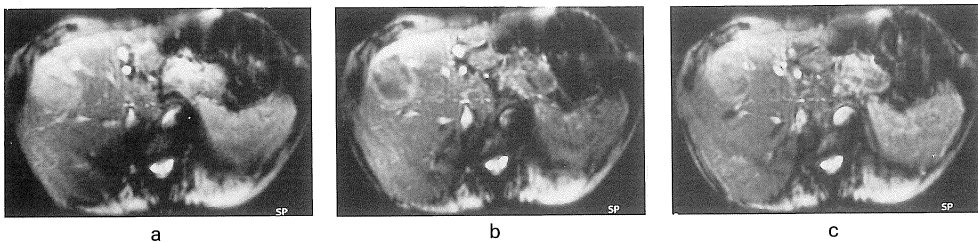


Fig. 10. Hepatocellular carcinoma.

(a-c) gadolinium-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with single-shot GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (12 s (b) and 32 s (c)) with gadolinium of 0.1 mmol/kg. The signal-intensity (SI) decrease within the tumor dramatically occurs during the perfusion phase. The SI of fibrous capsule does not change throughout the examination. SI of the tumor rapidly recovers at the same level of that at precontrast (a) after the perfusion phase (c).

欠点は腫瘍の灌流現象 (vascularity) に基づいた質的診断が困難であるということである。したがってSPIOによるPWIの実現は、灌流量

の定量化という目的と同時に、SPIO造影MRIでの腫瘍の質的診断という臨床的に重要な意義をも持つことになると考えられる

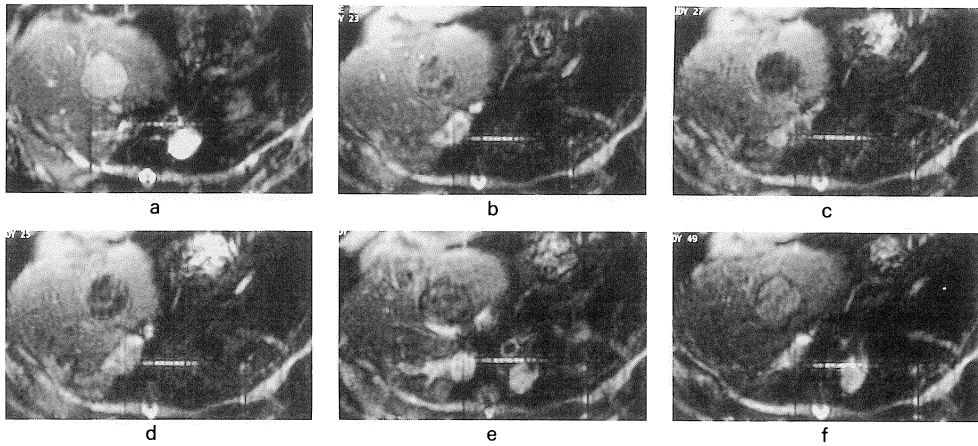


Fig. 11. Hepatocellular carcinoma.

(a-f) gadolinium-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with single-shot GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (12 s (b), 16 s (c), 22 s (d), 40 s (e), and 60 s (f) with gadolinium of 0.2 mmol/kg (double dose).

The signal-intensity (SI) decrease within the tumor dramatically occurs during the perfusion phase. Fibrous capsule shows delayed SI decrease and is clearly identified on (e) and (f) because arterial blood flow may not directly enter this structure. Major cause of SI decrease of the fibrous capsule is T<sub>2</sub>-shortening effect produced by drainage flow containing dense gadolinium.

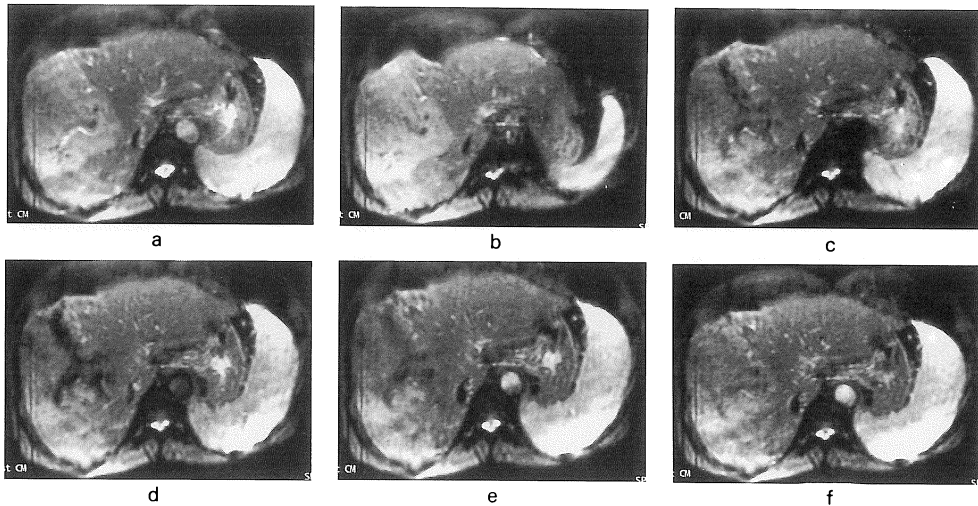


Fig. 12. Portal venous tumor thrombus (PVT) related to hepatocellular carcinoma.

(a-f) gadolinium-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with single-shot GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (14 s (b), 16 s (c), 18 s (d), 26 s (e), and 88 s (f) with gadolinium of 0.1 mmol/kg.

The precontrast image (a) shows segmental signal-intensity difference (SID) in the right lobe of the liver (main tumor is not shown in this image). On this image, PVT can not be identified because PVT shows similar SI to that of SID. The PW images after enhancement clearly show PVT in the right branch of the portal vein as a SI decreased area during the perfusion phase, because PVT is supplied from arterial blood flow. The diffuse SI decrease is also revealed within the area of SID due to increase of the hepatic arterial supply in compensation for the decreased portal supply, which represents pseudoinfarction of the liver.

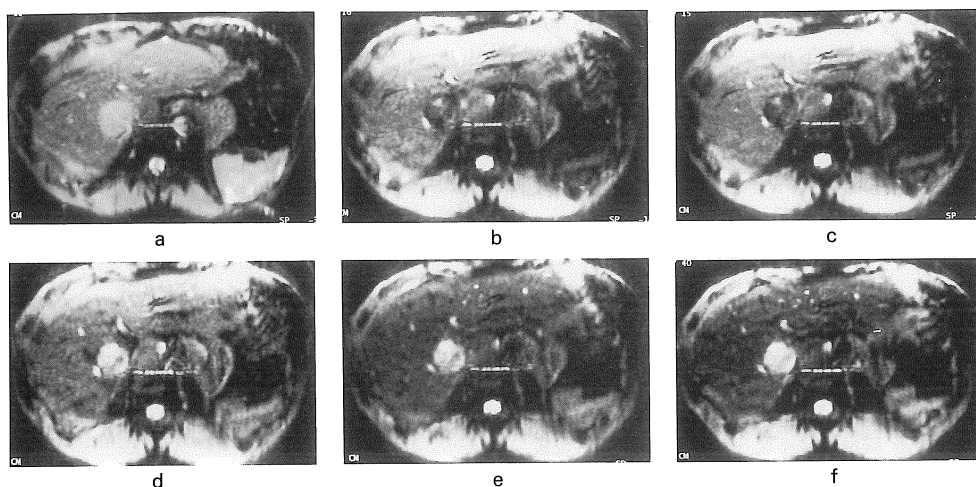


Fig. 13. Hepatocellular carcinoma.

(a-f) superparamagnetic iron oxide (SPIO)-enhanced perfusion-weighted (PW) MR images with single-shot GRE-EPI obtained (a) before enhancement and after start of enhancement (12 s (b), 14 s (c), 18 s (d), 40 s (e), and 88 s (f)).

The precontrast image shows a hyperintense tumor at right hepatic lobe. The postcontrast images show the transient signal decrease within the tumor continuing for only several seconds (shorter than that shows on PW images with gadolinium) in the perfusion phase. The signal intensity of the tumor in the perfusion phase becomes lower than that of the liver. In addition, the signal intensity of the liver also rapidly decreases.

(Fig. 13). ちなみに SPIO を用いて PWI を行う場合、通常の GRE 法による dynamic MRI (positive enhancement 法) では腫瘍内の vascularity は評価困難であるため、negative enhancement 法による画像構築が必要である<sup>29)</sup>。

#### おわりに

拡散強調画像 (DWI) における見かけの拡散係数 (ADC) は、各臓器・病変においてそれぞれ異なる値をとり、肝腫瘍性病変においては、ADC の違いにより、肝血管腫、肝細胞癌、転移性肝腫瘍を高率に鑑別出来る。また、DWI のコントラストは、磁化移動効果などの影響が大きくコントラストが劣化する FSE 法 T<sub>2</sub> 強調画像と比較し良好で、特に T<sub>2</sub> 値の短い悪性固形腫瘍 (肝細胞癌、転移性肝腫瘍) の同定能を向上させることが可能であることから、

今後その臨床応用はますます盛んになると思われる。ガドリニウム製剤を用いた灌流強調画像 (PWI) を用いると、2 秒間隔で上腹部のダイナミック MRI が可能となり、より精密な臓器の血行動態の評価が可能である。腎臓では、ガドリニウムが皮質から髄質に至る過程を明瞭な信号変化として捕えることが可能であり、今後分腎機能評価などに代表される機能画像として応用が進むと考えられる。また、PWI における時間—信号変化は、正常組織と病変では異なるパターンを示し、肝腫瘍性病変ではこのパターンの違いから、肝血管腫、肝細胞癌、転移性肝腫瘍を定量的、定性的に鑑別可能である。しかし現時点では、その臨床応用がほとんど行われていない現状を顧慮すると、最終的な結論を下すためには、更に検討の追従が必要であると考えられる。現段階での問題点として、これらの画像は限られた MR 装置でしか構築出来な

いこと、画質（空間分解能）が劣ることが挙げられるが、将来的には十分解決可能な問題であり、今後、上腹部領域における single-shot EPI による DWI/PWI は、更なる臨床応用範囲を拡大する可能性があると考えられる。

## 文 献

- 1) 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
- 2) Goldberg MA, Saini S, Hahn PF, Egglin TK, Mueller PR : Differentiation between hemangiomas and metastases of the liver with ultrafast MR imaging : preliminary results with T<sub>2</sub> calculations. *AJR* 1991 ; 157 : 727-730
- 3) Goldberg MA, Hahn PF, Saini S, Cohen MS, Reimer P, Brady TJ, Mueller PR : Value of T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> relaxation times from echoplanar MR imaging in the characterization of focal hepatic lesions. *AJR* 1993 ; 160 : 1011-1017
- 4) Saini S, Reimer P, Hahn PF, et al. : Echoplanar MR imaging of the liver in patients with focal hepatic lesions : quantitative analysis of images made with various pulse sequences. *AJR* 1994 ; 163 : 1389-1393
- 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(10) : 28-38
- 6) 市川智章 : 腹部領域への EPI の応用. *INNERVISION* 1997 ; 12(9) : 46-50
- 7) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitadori T, Araki T : Perfusion-weighted MR imaging in the upper abdomen : preliminary clinical experience in 61 patients. *AJR* 1997 ; 169 : 1061-1066
- 8) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitadori 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) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitadori T, Araki T : Characterization of hepatic lesions by perfusion-weighted MR imaging with an echoplanar sequence. *AJR* 1998 ; 170 : 1029-1034
- 10) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application of diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986 ; 161 : 401-407
- 11) Le Bihan D : Molecular diffusion nuclear magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1991 ; 7 : 1-30
- 12) Le Bihan D, Turner R, Moonen CT, Pekar J : Imaging of diffusion and microcirculation with gradient sensitization : design, strategy, and significance. *J Magn Reson Imaging* 1991 ; 1 : 7-28
- 13) Stejskal EO, Tanner JE : Spin diffusion measurements : spin-echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Physiol* 1965 ; 42 : 288-292
- 14) Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J, et al. : Diffusion-weighted MR imaging of acute stroke : correlation with T<sub>2</sub>-weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats. *AJNR* 1990 ; 11 : 423-429
- 15) Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. : Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nerve system. *Radiology* 1990 ; 176 : 439-446
- 16) Warach S, Chien D, Ronthal M, Edelman RR : Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992 ; 42 : 1717-1723
- 17) Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, et al. : Hyperacute stroke : evaluation with combined multisection diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1996 ; 199 : 391-401
- 18) Kucharczyk J, Mintorovitch J, Asgari H, et al. : Diffusion/perfusion MR imaging of acute cerebral ischemia. *Magn Reson Med* 1991 ; 19 : 311-315
- 19) Kucharczyk J, Vexler Z, Roberts TP, et al. : Echo-planar perfusion-sensitive MR imaging of acute cerebral ischemia. *Radiology* 1993 ; 188 : 711-717
- 20) Muller MF, Prasad P, Siewert B, Nissenbaum MA, Raptopoulos V, Edelman RR : Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body

- echo-planar system. *Radiology* 1994 ; 190 : 475-478
- 21) Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, Tang Y, Takahashi M : Focal liver masses : characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1997 ; 204 : 739-744
  - 22) Saini S, Reimer P, Hahn PF, Cohen MS : Echoplanar MR imaging of the liver in patients with focal hepatic lesions : quantitative analysis of images made with various pulse sequences. *AJR* 1994 ; 163 : 1389-1393
  - 23) 岡田吉隆, 大友 邦, 河内伸夫, 他 : 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. *日医放会誌* 1997 ; 57 : 188
  - 24) 菅原丈志, 興沼征典, 高橋睦正 : 中枢神経系における灌流画像. *日独医報* 1997 ; 42 : 209-225
  - 25) Williams DS, Zhang W, Koretsky A, Adler S : Perfusion imaging of the rat kidney. *Radiology* 1994 ; 190 : 813-818
  - 26) Reimer P, Saini S, Kwong KK, Cohen MS, Weissleder R, Brady TJ : Dynamic gadolinium-enhanced echo-planar MR imaging of the liver : effect of pulse sequence and dose on enhancement. *JMRI* 1994 ; 4 : 331-335
  - 27) Edelman RR, Gaa J, Wedeen VJ, Loh E, Hare JM, Prasad P, Li W : *In vivo* measurement of water diffusion in the human heart. *Magn Reson Med* 1994 ; 32 : 423-428
  - 28) Wendland M, Saeed M, Masui T, Derugin N, Moseley M, Higgins CB : Echo-planar MR imaging of normal and ischemic myocardium with gadodiamide injection. *Radiology* 1993 ; 186 : 535-542
  - 29) Edelman RR, Li W : Contrast-enhanced echo-planar MR imaging of myocardial perfusion : preliminary study in humans. *Radiology* 1994 ; 190 : 771-777
  - 30) Ichikawa T, Haradome H, Arbab AS, Araki T, Hachiya J : Susceptibility-sensitive dynamic echo-planar imaging with a superparamagnetic iron oxide (SHU-555A) : evaluation of tumor vascularity within hepatocellular carcinoma. In proceedings : The 6th scientific meeting and exhibition of International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM), Sydney, Australia

## **Clinical Applications of Diffusion and Perfusion Imaging : Abdomen**

Tomoaki ICHIKAWA, Tsutomu ARAKI

*Department of Radiology, Yamanashi Medical University  
1110 Shimokato, Tamaho, Nakakoma, Yamanashi 409-3898*

Recently, single-shot echo-planar imaging (EPI) compatible with a standard MRI system has been introduced in clinical practice. EPI allows diffusion-weighted (DW) and perfusion-weighted (PW) imaging in the upper abdomen due to its short scanning time. For these reasons and others, this imaging technique has been applied to a number of clinical situations.

DW images with a single-shot SE-EPI sequence may be useful for evaluating abdominal disorders due to the excellent lesion-to-normal tissue contrast compared with that of T<sub>2</sub>-weighted FSE images. In addition, DW images also prove to be useful for more specific characterization of different kinds of lesions. Therefore, we recommend that DW images be added to abdominal MR studies because DW images can compensate for the insufficient soft-tissue contrast obtained in T<sub>2</sub>-weighted images.

PW images with a single-shot GRE-EPI sequence and gadolinium contrast provide useful hemodynamic data pertaining to the upper abdominal organs because of their excellent temporal resolution and susceptibility contrast. In addition, this technique may prove to be helpful for characterizing abdominal disorders in which the temporal pattern of signal intensity differs from one another and from normal abdominal organs. Moreover, tumor vascularity can also be assessed because the enhancement effect chiefly reflects the presence of contrast agent within intravascular spaces. For these regions, PW imaging with gadolinium contrast agent is useful for both the detection and characterization of hepatic tumors. The major drawback of DW and PW imaging using EPI techniques is the relatively low spatial resolution. It should be understood that the findings of the present study are preliminary, and that further studies are needed.