

体幹部の超高速画像

山下康行, 高橋陸正

熊本大学医学部放射線科

はじめに

近年のMRI (magnetic resonance imaging) の撮像技術の向上は著しく, 従来のスピネコー (spin echo, SE) 法, グラディエントエコー (gradient echo, GRE) 法に加えて, 最近では single shot のグラディエントエコー法であるエコープラナー (echo planar imaging, EPI) 法や single shot の高速スピネコー (fast or turbo spin echo, FSE or TSE) 法である RARE 法やその half Fourier 法である half-Fourier single shot turbo spin echo (HASTE 法, Siemens 社), single shot fast SE (SSFSE 法, GE 社) などの超高速撮像法が開発, 応用されるに至っている. これらの方法では sequence を改良することにより, k-space をより速く充填し, 高速化をはかっている.

超高速撮像法は, ハードウェアへの要求が大きく, 現在ではまだ広く用いられている方法ではない. 特に体幹部においては頭部よりも高速化が求められ, 臨床的意義が確立しているとは言いがたいが, 今後, 体幹部の撮像においてもいくつかの役割を演じる可能性があると思われる. 体幹部での超高速撮像法の応用としては閉所恐怖症や協力の得られない患者の超高速の T₂ 強調画像として, あるいは肝腫瘍の組織診断, 心臓の imaging や拡散強調画像への応用

などが考えられている. 腹部における超高速撮像法の利点としては呼吸などの動きのファクターを無視できること, 検査時間を短縮できること, 様々の機能画像が得られることなど挙げられる. 多くの患者で 10 秒以上の呼吸停止は可能であるが, 状態の悪い患者や肺機能の低下している患者では呼吸停止は難しく撮像時間はできるだけ短い方が望ましい. しかし高速化の反面, susceptibility, chemical shift artifact などのアーチファクトも強く現れ, 体幹部において超高速撮像法をルーチンに使うには解決すべき問題が山積している. 本稿では体幹部特に肝臓を中心として超高速撮像法の現状について概説した.

腹部における EPI 法

a. 腹部における EPI sequence

EPI 法は一回の励起によって, 読みとり磁場を高速に反転させて全部のエコートレインを得る single shot imaging 法で, 撮像時間が 40–100 ms と, 現在のパルス系列の中では最も高速である^{1)~3)}. この方法では傾斜磁場を高速反転しなければならない, 最近になってようやく臨床機に搭載された.

EPI には 90°パルスと 180°パルスの後にスピネコーの発生の過程で傾斜磁場を発生してデータを収集する SE-EPI と 90°以下の RF パル

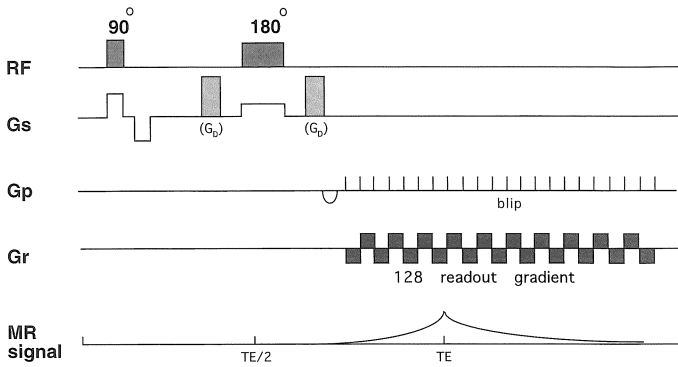


Fig. 1. A pulse sequence diagram for spin echo-echo planar imaging (SE-EPI).

SE-EPI uses a 180° pulse to overcome external magnetic field inhomogeneities. Contrast in a SE-EPI is similar to conventional spin echo, i. e., signal is determined by T₂ decay and flowing blood is dark. In diffusion weighted EPI, a pair of diffusion gradients (G_D) of equal area are applied around the 180° pulse to dephase and cause signal loss from diffusing protons but not from stationary spins.

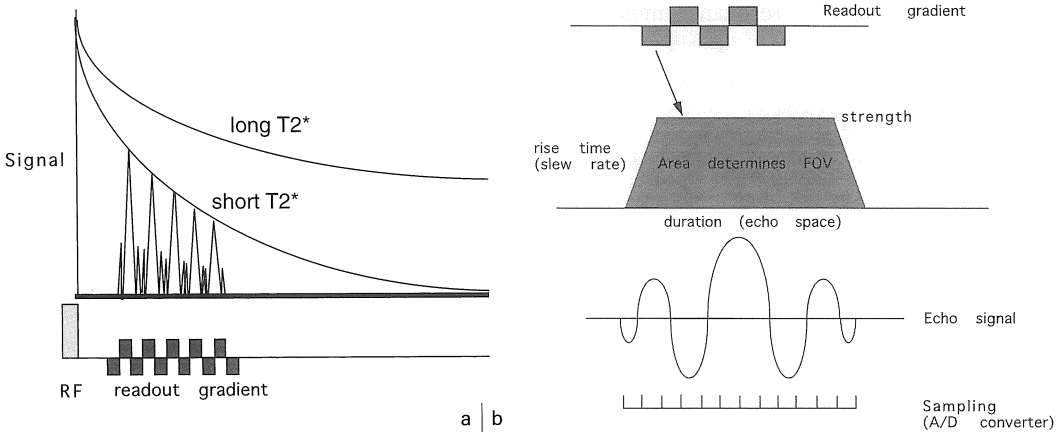


Fig. 2. T₂* decay and EPI readout.

During a T₂* decay multiple echoes are formed from readout gradient reversal (a). The gradient lobe and one of the gradient echoes are shown in greater detail in b, where the gradient lobe demonstrates a trapezoidal or sinusoid wave form. The area under the curve determines the FOV, larger area leads to small FOV. During the time for which the gradient lobe is applied, a gradient echo is formed and digitized by the A/D converter. For example, in order to have 128 readout projections, these signal must be sampled 128 times during echo space. This necessitates extremely short dwell times, resulting in extremely wide bandwidth.

その後グラディエントエコーによりデータを収集する GE-EPI がある⁴⁾。前者では k space の中心にスピンエコーのデータを用いるため、画像のコントラストは SE 法に類似すると言われており、GE-EPI に比して磁化率の影響が少ないこと、血流の信号が低く flow artifact が少

ないことなどの理由から肝臓などの画像化に適している (Fig. 1)。また EPI では強い chemical shift が起こるため脂肪抑制 (chemical fat saturation) を併用するが、さらに脂肪抑制の inversion pulse を用いることも可能である。しかし inversion pulse を用いると SN 比が著

1997年8月22日受付

別刷請求先 〒860 熊本市本荘 1-1-1 熊本大学医学部放射線科 山下康行

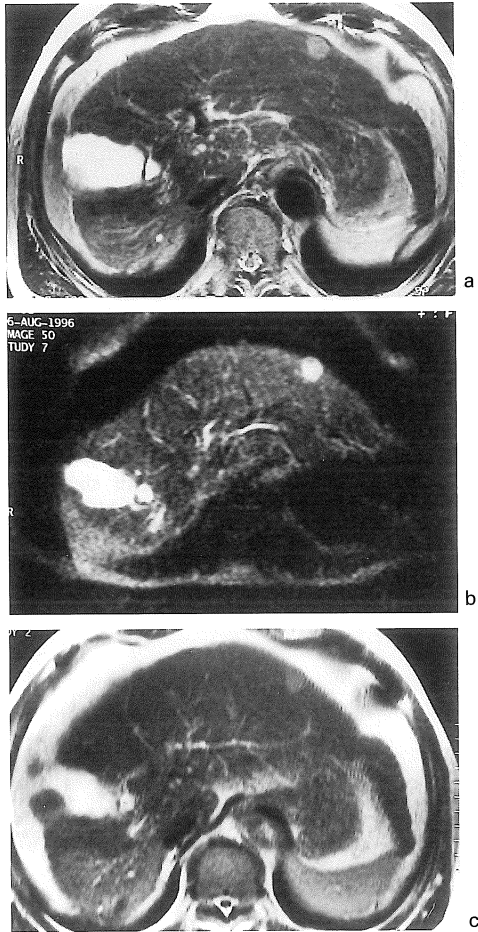


Fig. 3. Images in a patient with small hepatocellular carcinoma.

a. Respiratory triggered T₂-weighted TSE image (2000/120 with 7 echo train length)

b. Single shot SE-EPI image (∞/59)

Although spatial resolution is better on TSE image, tissue contrast of SE-EPI images (eTE=100) is better than that of TSE image. Susceptibility artifact and image distortion are seen in the anterior part of the liver due to lung.

c. Short echo space HASTE (∞/60)

In short echo space HASTE sequences, motion artifact and chemical shift artifact are not seen. However, image contrast is worse in comparison with TSE and EPI.

しく低下する.

肝臓のEPI法で最も重要な点は肝臓のT₂*値は脳などに比して短いため、高速にデータを収集しなければ、信号は消滅してしまう点である (Fig. 2a). データの収集時間が長いと、その間にT₂*緩和が進んでしまうため、信号が減衰し、raw data filterのような働きをする。つまりk-space上の高周波の成分の信号が失われ、輪郭がぼけたような画像になってしまう。そのため、echo space (echoとechoの間隔)、TEはできるだけ短縮した方がよい。これを実現するためには急速にreadoutの傾斜磁場を反転しなければならず、高いslew rateが要求される。また短いエコー間隔の間に猛烈な速度でsamplingを行わなければならず、短いreadout時間、つまり極めて広いバンド幅でデータを収集する必要がある (Fig. 2b). このため頭部ではバンド幅はあまり広くなく、空間分解能を重視したsequenceが用られることが多いが、腹部では空間分解能よりも速度を重視したEPIのsequenceを用いることが多い。我々は実際にはecho space=0.6 ms、バンド幅2080 Hz/pixel (minimum effective TE 47 ms)でsamplingを行っている。

b. SN比と画像コントラスト

MRIではSN比はバンド幅の平方根に反比例し、撮像できる画像の空間分解能は傾斜磁場パルスの面積に比例するために、腹部のEPIではSN比、空間分解能は必然的に低下する。しかしSE型のEPI法では180°パルスによってspin echoが形成され、実際にk spaceの中央に置かれているため真のSEのコントラストが得られる。また通常のパルス系列ではT₁ contrastがT₂ contrastを相殺する傾向があるが、EPIではsingle shotであるためT₁ contrastのcontaminationもなく、コントラストという点からは有利である。一方、反転preparation pulseを用いることでT₁強調像を得ることもできる。EPIでは通常の撮像法に比してSN比は低い、matrixが大きいこと、

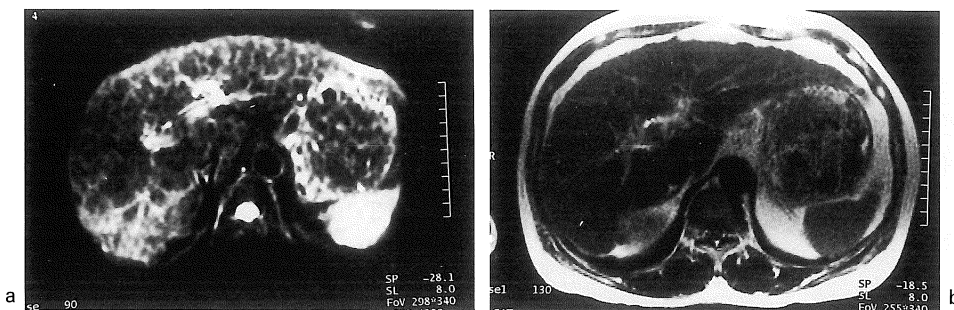


Fig. 4. Regenerative nodules on EPI and HASTE images. On EPI images ($\infty/59$) (a), numerous hypointense regenerative nodules containing iron are well depicted. On HASTE images ($\infty/60$) (b), they are less conspicuous.

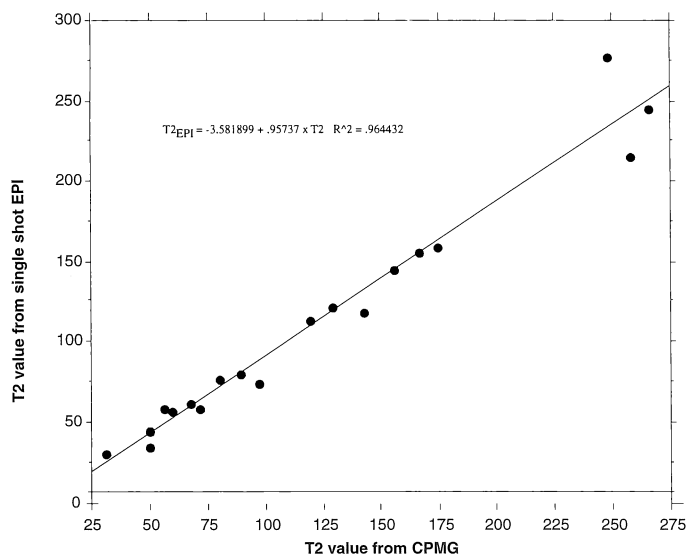


Fig. 5. Correlation between T_2 values calculated with single shot EPI and those with CPMG. There is a good correlation between T_2 values obtained from CPMG and EPI. $R^2=0.96$

TRの影響がないこと、phased array coilの併用により、診断上十分なSN比が得る事ができる。特にEPIにおいてはvoxel内の T_2^* によるdephasingの影響を最小限にするためにスライスを薄くしてvoxelの大きさを小さくした方が、画質が向上すると言われている⁴⁾。

肝腫瘍、ことに肝臓癌においてはその組織の T_2 値が比較的短く、FSE法では周囲肝とのコントラストがつきにくい。EPI法は空間分解能はFSE法やSE法に劣るが、周囲肝とのコントラストは一般にFSE法よりも優れている傾向がある (Fig. 3)。EPI法ではもともとコン

トラストが高いことに相まって硬変肝には鉄の沈着を見ることが多く、肝実質の信号も低い。このため腫瘍も高信号として描出されやすい。一方、EPI法は鉄に対して非常に敏感であることが知られており再生結節や鉄沈着を伴った早期の肝細胞癌は低信号として描出される (Fig. 4)。また肝臓や腫瘍に沈着した微量の鉄の検出に有用であり、定量化も可能と思われる。

またEPI法によっていくつかのTEによってごく短時間で撮像できるため組織の T_2 値を短時間に求めることができる^{5),6)}。Single shot

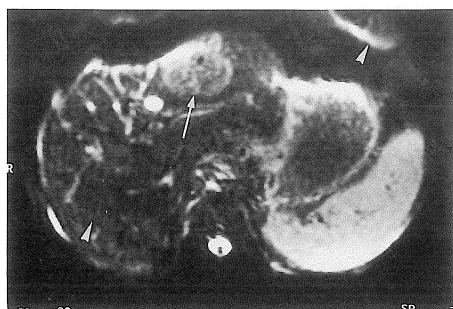


Fig. 6. Artifacts on EPI images ($\infty/90$). Severe susceptibility artifact and chemical shift artifact (arrowheads) are seen. A high signal intensity mass (arrow) is seen in the left lobe.

の EPI では TR を無限大とみなすことができるために信号強度は次の式で近似される。

$$\text{Signal} = K(\text{定数}) \exp(-TE/T_2)$$

Fig. 5 は Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG) 法で求めた T_2 値と EPI で求めた T_2 値の相関を示したものであるが、大変良い相関を示している。このことは EPI によって T_1 の影響のない正確な T_2 強調画像を得ることが可能であることを示唆している。また EPI による T_2 値測定において cut off point を 116 ミリ秒にすることで充実性病変と嚢胞性病変（肝嚢胞、肝血管腫）が 100% 鑑別できたと報告されているが⁶⁾、EPI において前述の正しい組織の T_2 値を求めることが可能であることと相まって、動きの影響による average 効果がないことがその理由として考えられている。

c. EPI のアーチファクト

前述のように EPI 法は組織コントラストは優れているが、実際はハードウェアの要求が高いことと相まってアーチファクトが著しいためにその臨床応用は限られている。実際に EPI 法が臨床応用が広がるかどうかは、ひとえにこれらのアーチファクトを如何に封じ込めることができるかどうかにかかっている。

EPI のアーチファクトには位相エンコード方向への susceptibility artifact, chemical shift

artifact, $N/2$ artifact などが挙げられる⁴⁾。EPI 法は多くの傾斜磁場によってエコーを収集し一回のデータの読みとりが著しく長いいため、磁場の不均一性に非常に敏感で、容易に susceptibility artifact を生じる。肝臓の撮像においてもドーム下の肺に接する部分や、胃包に近接する場合に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 (Fig. 6)。また EPI 法では位相エンコードのための傾斜磁場をほぼ連続的に印加するためにその強度は小さく、周波数分解能は数 10 Hz となり位相方向に著明な chemical shift artifact を生じる。このため脂肪抑制は必須であるが、磁場の不均一性があると十分に脂肪抑制がかからない。特に phased array coil を用いた場合、コイルに近接した脂肪が chemical shift artifact として目立ってしまう。我々は chemical shift による皮下脂肪の重なりをできるだけ減らすために皮下脂肪の部分に saturation pulse を付加し脂肪の信号を抑制している。

腹部の拡散強調画像

現在、拡散強調 MRI は脳梗塞の早期診断や、脳腫瘍の診断など主に脳神経領域の疾患に臨床応用されている^{7)~9)}。腹部については呼吸性の移動により拡散強調 MRI の撮像が困難であったためこれまでほとんど臨床応用されていなかった。近年、超高速撮像法の進歩と共に拡散強調 MRI が呼吸停止下に撮像可能となり、腹部への拡散強調 MRI の適応が可能となった。Fig. 1 に拡散強調画像に用いるパルス系列のブロックダイアグラムを示す。強い motion probing gradient (MPG) を付加することによって拡散の大きな組織ほど信号は低下する。二種類の gradient による信号強度を求めることによって ADC (apparent diffusion coefficient) を求めることが可能である。

MRI 拡散強調画像から、得られる情報としては、各生体内の水の拡散運動の速さと方向性

(anisotropy) の2つがある。拡散運動の速さ(ADC)は、生体内では体温が一定であるため温度の影響を受けず、主に粘性抵抗を反映し、組織構築や構成成分による影響を受ける。例えば、細胞内では種々の器官や蛋白などの高分子化合物が多く存在し、これらにより水分子の運動に制限が加わるが、これに対し細胞外では水分子は比較的運動の制限が少ない。また、線維化の強い部位でも分子の運動に制限が加わり、液体では固体と比べ水分子は運動の制限が少ない。一方、方向性については、拡散強調画像はMPGを加える方向の拡散運動のみを反映するため、MPGを加える方向を変えることにより拡散の方向性を知ることができる。このことは例えば神経線維の走行方向を知るのに有用であるが、現在腹部領域では特に臨床的に拡散の方向性の評価について有用性は示されていない。

a. 拡散強調画像の臨床応用

現在腹部臓器での拡散強調画像のターゲットは主に肝臓であり、臨床への拡散強調画像の適応として大きく2つのアプローチが考えられている。1つは拡散強調傾斜磁場係数 b を変化させて複数回拡散強調画像を撮像し、これらの画像の信号強度の変化を測定することによりADCを求め、ADCにより病態を評価する方法である^{10),11)}。他の臨床応用として、拡散強調画像が動きに対して敏感であることを利用し、通常のEPIのパルス系列に弱い拡散強調傾斜磁場を付加することにより、血管の信号を

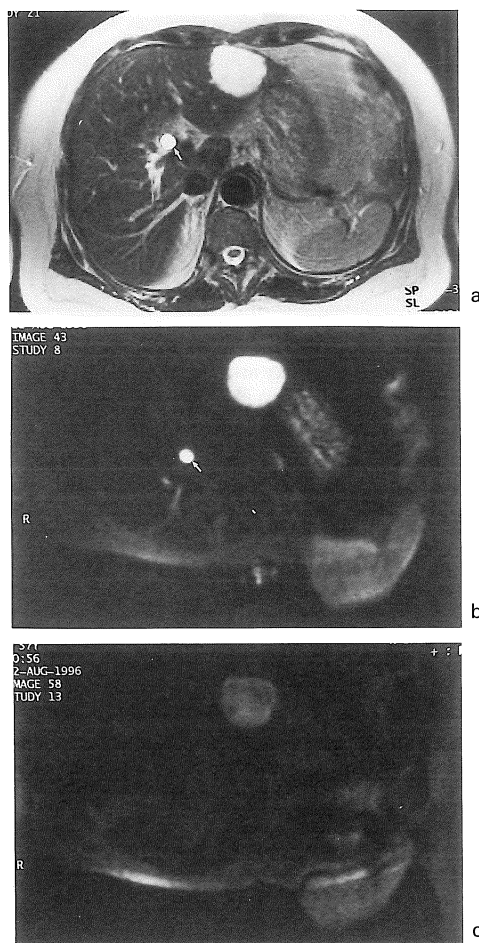


Fig. 7. Liver hemangioma.
 a. Respiratory triggered T₂-weighted TSE image (2000/120 with 7 echo train length) and b. EPI image with low MPG (b=30 s/mm²) show very hyperintense lesion in the left lobe of the liver. Common bile duct (arrow)
 c. On EPI image with high MPG (b=1200 s/mm²), the signal is markedly decreased but does not disappear.
 (from Ref. 14 with permission)

Table 1. Mean ADC Values of Abdominal Organs in 47 Patients

Organ	ADC ($\times 10^{-3}$ mm ² /s)
Liver	
without cirrhosis (n=32)	0.69 \pm 0.31
with cirrhosis (n=15)	0.60 \pm 0.19
Spleen (n=35)	0.78 \pm 0.35
Kidney (n=15)	1.63 \pm 0.34
Gall bladder (n=12)	2.97 \pm 0.26

文献14より

低下させ、EPI画像の診断能の向上を図る試みがある¹²⁾。

1) 正常腹部臓器の拡散

これまでの報告による腹部各臓器のADC値は各報告間でばらつきがあるものの、腹部臓器

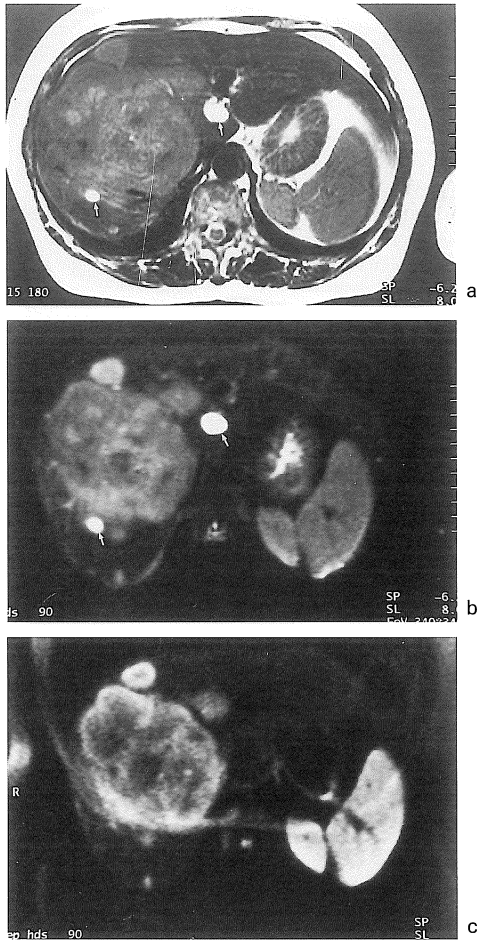


Fig. 8. Metastatic liver tumor (primary site: colon).

a. Respiratory triggered T₂-weighted TSE image (2000/120 with 15 echo train length) and b. EPI image with low MPGs ($b=30 \text{ s/mm}^2$) show multiple hyperintense lesion. Liver cysts (arrow)
 c. On EPI image with high MPGs ($b=1200 \text{ s/mm}^2$), the signal is markedly decreased but does not disappear.

(from Ref. 14 with permission)

では最も水分子の運動の制限が少ないと思われる胆嚢内腔が最も ADC 値が高く、次いで腎、脾、肝（報告によっては腎、肝、脾）の順となっている (Table 1)^{13,14}。様々の病態、例えば浮腫の際には細胞内液の増加を招き、細胞外

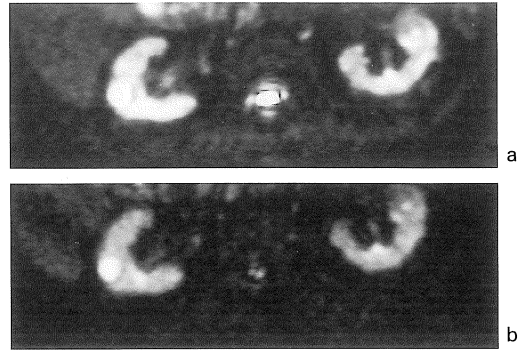


Fig. 9. Diffusion weighted images in a patient with chronic renal failure.

a. EPI image with low MPGs ($b=30 \text{ s/mm}^2$) shows bilateral slightly atrophic kidneys.
 b. On EPI image with high MPGs ($b=300 \text{ s/mm}^2$), the signal is of both renal medulla and cortex is still visible, indicating low ADC value.

と比べ水の運動は制限されるため ADC 値は低下する。

2) 肝腫瘍の拡散

拡散強調画像は組織の拡散という、従来の T₁, T₂ 値といったパラメータと異なるパラメータであり、組織内の水の状態を反映する。肝の腫瘍性病変では頻度の高い良性の腫瘍（嚢胞、血管腫）では液体成分が豊富で水の運動の制限が少なく、弱い拡散強調画像 ($b=30 \text{ s/mm}^2$) では強い高信号域として認められるものの、強い拡散強調画像 ($b=1200 \text{ s/mm}^2$) では腫瘍は低信号となり ADC 値も高い (Fig. 7)。一方多くの悪性腫瘍は嚢胞や血管腫に比して、液体成分が少なく水分子の運動制限は大きいため拡散強調傾斜磁場の影響を受け難く、強い拡散強調画像 ($b=1200 \text{ s/mm}^2$) においても腫瘍は高信号として認められる (Fig. 8)。ADC 値は肝実質と比べわずかに高いか、ほぼ等しい値となる¹⁴。

3) 腎機能の評価

腎臓はその 83% が水分で構成され、血流も豊富で水の移動を機能とする臓器であり、拡散強調の有用性が期待される¹⁰。腎機能障害の評価では、正常腎に対し、慢性腎不全では皮

質、髓質ともに ADC 値は低下し、皮質では正常の 50% 以下の ADC 値を示す (Fig. 9). 慢性腎不全はネフロンの喪失による皮質および髓質ともに主座となる病態であり、ADC の低下はこの病態を反映し、水分子の運動性と灌流の低下によるものと思われる。腎動脈狭窄症では髓質の ADC はほぼ変化がないのに対し腎動脈狭窄症では皮質への血流量の低下により水分子の運動性や灌流に影響を与え、特に皮質のみ ADC の低下を認める。このように拡散強調画像を腎臓に適応することにより、従来 MRI では評価の困難であった瀰漫性の腎疾患の診断や、分腎機能評価さらに皮髓間の機能評価の可能性が示唆され、今後の有用性が期待される。

4) 嚢胞性疾患の鑑別

前述のように拡散画像によって嚢胞内の成分の鑑別、特に粘液性嚢胞の診断に用いられる可能性がある。粘液性腫瘍は卵巣や膵臓で見られるが、その ADC は漿液性嚢胞より低いが、オーバーラップも見られ、臨床的有用性は確立していない。また膵の粘液性腫瘍と仮性嚢胞では ADC 値はあまり差が無く、膵管内に粘度の高い膵液を証明できれば粘液性腫瘍ことに mucin producing tumor の診断が可能と考えている (Fig. 10).

5) EPI 法の腫瘍検出能の向上

肝腫瘍性病変は T₂ 強調 EPI では高信号に描出されるが、EPI は動きに対して強いため、通常の T₂ 強調像では flow void となり低信号となる門脈系も高信号に描出され、時に腫瘍と鑑別が困難な場合がある。弱い MPG による (b=100 s/mm² 以下) 拡散強調画像によってこのような血管系の高信号を抑制し、腫瘍の検出能が向上すると報告されている¹²⁾。これは、拡散強調画像が動きに対して敏感であることから、血管系は血流により信号低下を招き腫瘍のみが高信号として検出されるものである。

b. 拡散強調画像の問題点と今後

拡散強調画像は、対象の動きに対して非常に敏感であり、呼吸停止下の撮像により呼吸性の

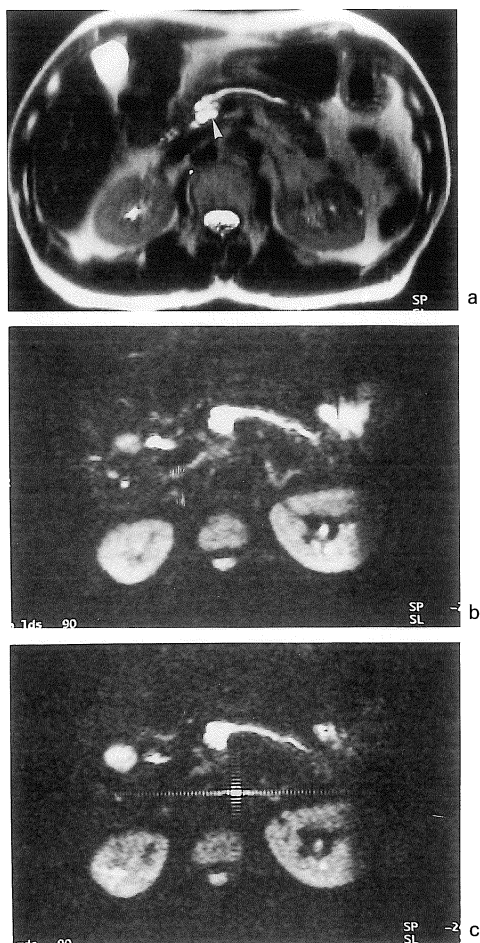


Fig. 10. Mucin producing tumor of the pancreas.

a. HASTE image shows a multiloculated cystic mass (arrowhead) and slightly dilated main pancreatic duct.

b. Axial EPI image with MPG (b=30 s/mm²) shows marked hyperintensity in both cyst and main pancreatic duct.

c. On EPI images with MPG (b=300 s/mm²), the decrease in signal of the cyst and main pancreatic duct is small. The ADC values of the cyst and pancreatic juice were 3.3 and 3.4, respectively.

移動は回避できるが、心拍動によるアーチファクトは通常の拡散強調画像では避けられない。このため症例によっては、心電図同期の併用が

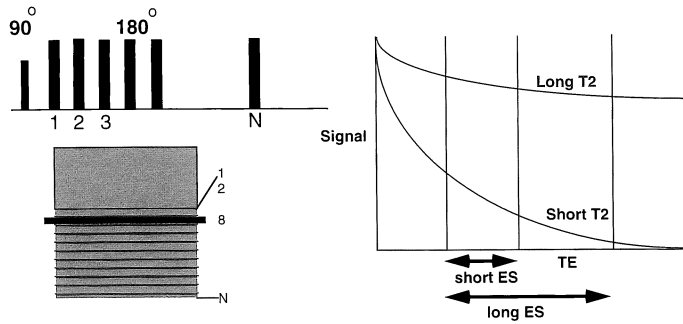


Fig. 11. Imaging parameters on HASTE sequence.
 In contrast to RARE, only half the k-space is acquired, and the image is created with a half Fourier reconstruction technique. The early echoes (8th echo) are placed in the center of the k-space with progressively longer echo times towards the upper half of k-space. In HASTE sequence as well as fast spin echo sequence, echo train length, echo space and effective TE are important. With the shortening of echo space and echo train length to 64, short echo space HASTE sequence gives a relatively large magnitude of last echo, and results in a relatively higher image spatial resolution than conventional HASTE sequence, which in turn results in the small matrix implemented in short echo space HASTE.

必要な場合がある。また、EPIによる拡散強調画像ではS/Nおよび空間分解能の低下と空気のsusceptibility artifactによる画像の歪みや脂肪の強いchemical shift artifactが認められる。そこで、他のT₂強調超高速撮像法(HASTE等)にMPGを付加する試みもなされている¹⁵⁾。他に拡散強調画像の問題として灌流による影響があげられる。灌流の拡散強調画像に与える影響は通常数%と拡散強調画像の精度から考えると無視出来る範囲であるが、腎臓など灌流の影響の強い臓器ではその影響が無視できない。このような灌流の影響の強い臓器では、b=400 s/mm²以上の比較的強いMPGによる拡散強調画像を用いADC値を計算することにより灌流の影響を回避できると考えられている。

Single shot の fast SE 法 (one shot RARE 法と HASTE 法あるいは SSFSE 法) による body imaging

a. 原理

Rapid acquisition with relaxation enhancement (RARE) 法 (fast or turbo SE 法) は、一回の90°励起パルスに引き続きN回の収束用180°パルスによってN回のエコーを得る方法である¹⁶⁾。このようにして、それぞれのTRの間にN本のk-space上のラインが得られる。Nの数をエコートレイン数(echo train length: ETL), エコーとエコーの間隔つまり180°パルスの間隔をecho spaceと呼ぶ。撮像時間は、SE法の1/Nに短縮できる。One shot RARE法とHASTE法はともにSE系のsingle shot法である。One shot RARE (true RARE) 法は一度の90度パルスの後に位相エンコード分の180度パルスをすべて付加し、一度にk-spaceを充填してしまう方法で、HASTEあるいはSSFSE法はそのhalf-Fourier法である。HASTE法はMR urographyやMR cholangiopancreatography (MRCP) に用いられることが多い^{17)~19)}。撮像時間1-2秒以下で1 sliceの画像を得ることができる。

b. RARE法とHASTE法の画像コントラストと解像度

RARE法, HASTE法はFSE法の究極の形であり, FSE法で見られる様々な特性が画像に強く現れる. この中でFSE法においてはeffective TE, echo train length, echo spaceなどが画像のコントラスト, 解像度を定める上で重要である. 特にHASTE法の特性を理解する上で最も重要なポイントは, 各180度パルスの後で得られるエコーの大きさは T_2 緩和に従って減衰するという点である. 最初のエコーはk-spaceの中央に置かれ画像のコントラストを決定するが, 後半のエコーはk-spaceの辺縁に置かれ画像の解像度を決定する. ところがHASTE法では後半のエコー信号が弱いためblurringが生じ, 画像の空間分解能は低下する(Fig. 11).

effective TE

通常HASTE法では8個目のエコーがK-spaceの中央でeffective TEとなる(Fig. 11). FSE法では多くの場合SE法より長いeffective TE値を用いることが多いが, 肝臓のimagingに用いるHASTE法では比較的短いeffective TE値を用いることによってコントラストを犠牲にすることなく高いSN比を得ることができる. 一方, MRCP等で用いるRARE法では非常に長いeffective TEを用い, 励起されるvolumeのうち水の信号のみを採取するように

している. 逆にeffective TEを短縮すると後半のechoの信号が高くなり, 軟部組織の解像度も増す.

echo space, matrix と空間分解能

echo spaceはechoとechoとの間隔で, その間隔を短くすることでエコー間の信号の大きさの差が小さくなりFSE法の画質の改善が得られる^{20),21)}. 空間分解能は水のように T_2 の長い物質では後半のエコー信号も強くmatrixを増やし, ehco trainを増加させれば空間分解能は増す. ところが肝臓のように T_2 の比較的短い組織においては, echo trainを増加させても後半のエコー信号は弱いためほとんど空間分解能には寄与しない. echo spaceを短縮して後半のエコーをできるだけ早く得ることが空間分解能の向上のためには重要である(後述).

バンド幅

HASTE法などのsingle shot法では広いバンド幅で高速にデータが収集される. 広いバンド幅を用いることによってecho spaceも短縮される. またchemical shiftも小さくなり, ほとんど無視できる程度にまでなるため腹腔内の病変脾臓, 骨盤内臓器などには有利である. しかし逆にSNRは低下するためにphased array coilの使用は必須である.

c. HASTE法のアーチファクト

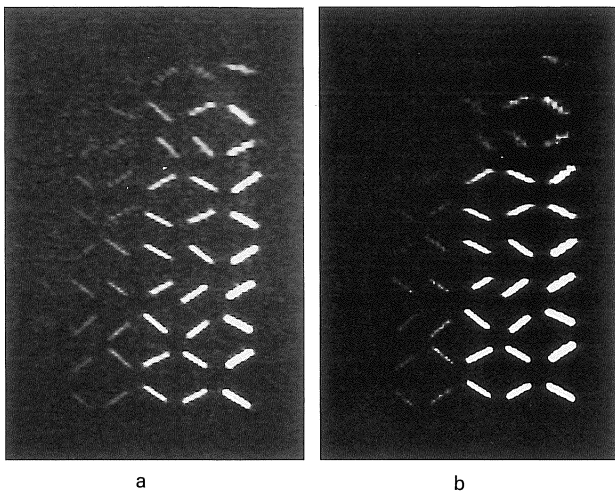


Fig. 12. Phantoms with diameters of 0.3, 0.685, 1, 1.5, 2, and 3 mm are arranged in an order from the left to the right, in which aqueous solutions are filled with different concentrations of gadolinium chelates: 2, 1.2, 1, 0.6, 0.5, 0.3, 0.25, 0.15, 0.1 mmol/L, and pure water (from the top to the bottom). T_2 values are listed on the right side of each row. The phantoms were imaged as one slice with fast-HASTE (a, echo space 4.2/TE59) and conventional HASTE (b, echo space 10.9/TE87). (from Ref. 21 with permission)

高次の位相エンコードステップは、辺縁のぼけ具合を規定する。長い echo train, 少ない matrix 数, 短い TE を用いたときに blurring はもっとも著明となる。一方, HASTE 法では極めて高速で撮像するために動きによるアーチファクトは少ない。また広いバンド幅で data sampling を行うため, chemical shift artifact も少なく, さらに多数の 180°パルスを用いるため phase のばらつきも補正され, 磁場の不均一性の影響も受けにくく全体としてアーチファクトが少ない良好な画質が安定して得られる。

d. 超高速 HASTE (short echo space HASTE) versus MRCP 用の HASTE

超高速 imaging 対応の gradient を強化した MRI 装置によって高バンド幅が可能となり, echo space の短縮も可能となる。echo space を短縮することによって, effective TE が短縮され, 水の信号を押さえると同時に軟部コントラストと解像度を増すことが可能である。また広いバンド幅により chemical shift も減少する²¹⁾。一方膵胆管を選択的に描出するには水の信号を高くし, 周囲の信号を押さえるか blurring によって軟部の信号を不明瞭化させた方が都合が良い。このため MRCP や MR urography では echo space の長い HASTE を使

うことが多い¹⁸⁾。

Fig. 12 は二つの sequence のファントム像であるが, 水のような T₂ 値の長い物質での解像度は long echo space の HASTE が優れ, 肝臓のような比較的 T₂ 値の短い組織においては short echo space の HASTE が解像度において勝っている。

e. Single shot FSE 法の臨床応用

(1)MRCP および MR urography

MRCP および MR urography は HASTE 法あるいは RARE 法によって良好な画像が得られる^{18),19),22)}。HASTE 法では薄いスライスを多数撮像し, maximum intensity projection を



Fig. 13. Projection MRCP in a patient with pancreatic divisum. Relationship between Wirsung duct, Santorini duct and common bile duct is well depicted.

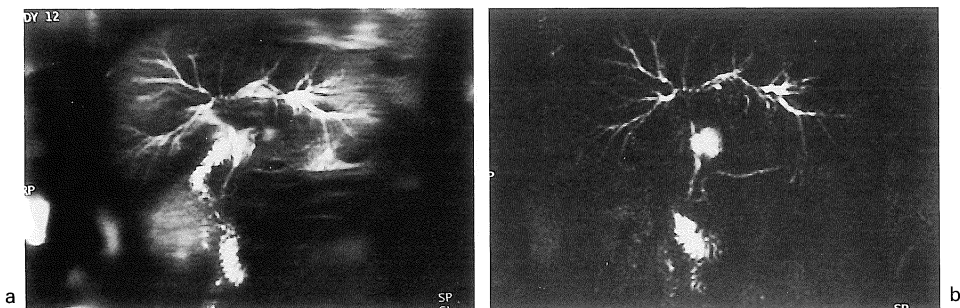


Fig. 14. Projection MRCP with HASTE ($\infty/87$) (a) and single shot RARE ($\infty/1100$) (b) in a patients with primary sclerosing cholangitis. Both MRCP images show intrahepatic bile duct, common bile duct and pancreatic duct. Stenosis is seen in the common bile duct at the liver hilum. In HASTE, intrahepatic portal veins and other background tissues are seen. In single shot RARE, background tissue is effectively suppressed, but image is noisy.

行う方法と厚いスライスによる projection 法が行われる^{18),23)}. 前者は各スライスを詳細に観察し, 周囲臓器との関係などを見るのに優れているが, MIP 法を行うと misregistration をきたすこともある. 一方, projection 法は膵胆管と肝実質のコントラストは劣るが, 短い時間で撮像でき, 計算スピードも速く, misregistration がいないため, 乳頭部付近の複雑な解剖を描出するのに優れている (Fig. 13)²³⁾. Projection 法では RARE 法, HASTE 法いずれでも施行可能であるが, RARE 法の方が background の信号が良く抑制される (Fig. 14, 15).

また HASTE 法では門脈や肝静脈も高信号として描出され, 時に拡張した胆管との区別が難しいことがあるが, RARE 法では撮像時間がやや長いので, 流れのある液体 (血管など) では 90°パルスを加えてから信号採取までの間に撮像範囲から流出してしまい, これらの信号は見られない.

(2)肝臓の imaging

Short echo space HASTE 法により超高速のアーチファクトの少ない肝臓の画像化が可能である (Fig. 16)^{21),24)}. 撮像時間は 1 スライスあたり約 0.3 秒と短いので呼吸停止の十分にでき

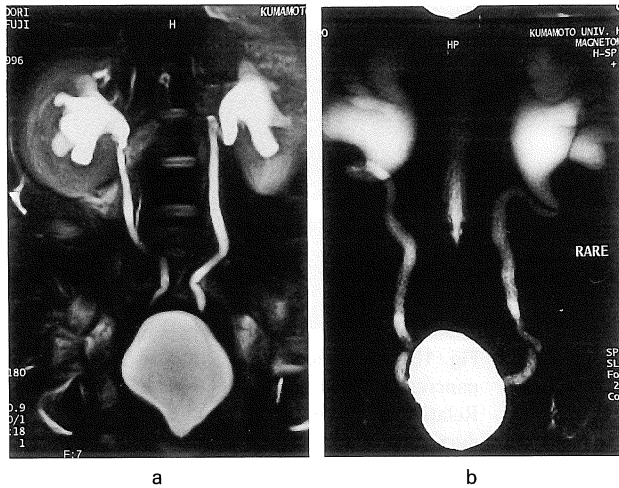


Fig. 15. MR urography with in patients with hydronephrosis.

a. Images were acquired with multislice HASTE technique and postprocessed by maximum intensity projection. In HASTE MR urography, background tissue is seen. b. Projection MRCP with single shot RARE. In single shot RARE ($\infty/1100$) MR urography, background tissue is suppressed.

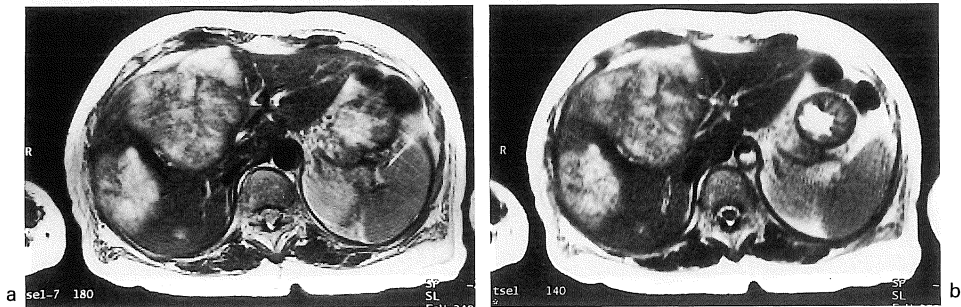


Fig. 16. Metastatic liver tumor from gastric carcinoma. Intrahepatic venous structures and other anatomic landmarks are significantly more clearly depicted on ultrafast-HASTE. Short echo space HASTE image ($\infty/59$, echo space=4.2) demonstrates superior delineation of anatomical detail. Small metastatic nodules are visible. The wall of the stomach is clearly seen. Probably this is because of lack of motion artifact. (from Ref. 21 with permission)

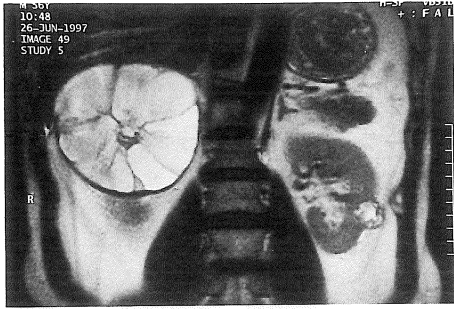


Fig. 17. Short echo space HASTE images of the kidney in a patient with bilateral renal cell carcinomas.

Coronal HASTE images clearly shows right multiloculated mass and left small tumor. Both tumors proved to be renal cell carcinoma.

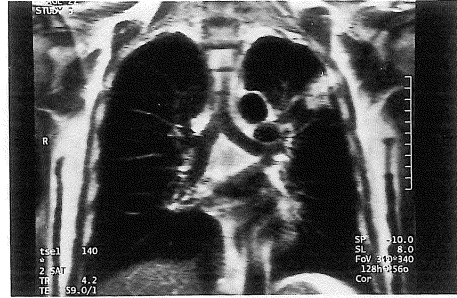


Fig. 18. Short echo space HASTE images of the lung in a patient with post-radiation fibrosis.

HASTE images shows a lesion in the left lung. Hilar structure, peripheral vessels are well-visualized.

ない患者にも応用可能である。実効 TE をシフトすることによって比較的短い TE (=64 ms) ではプロトン密度に近い画像, 長めの TE (=90 ms) では T₂ 強調画像が得られる。また EPI 法同様 HASTE 法によっても T₂ 値の測定が可能である。二つの TE による信号強度から計算した T₂ 値は CPMG 法で求めた値に良く相関する。このことは HASTE 法によって比較的正しい T₂ コントラストが得られることを示唆している。

HASTE 法の肝臓での画像化の問題点は SE 法や EPI 法に比して組織コントラストが幾分低い点である。中枢神経系や骨盤では、FSE 法で得られる組織コントラストは通常の SE 法と似ていることが認められ、肝においても、FSE 法が SE 法を上回る結果も報告されている²⁵⁾。しかし、FSE 法は、肝臓の嚢胞性疾患(血管腫、嚢胞)のコントラストは優れているが、肝臓の充実性病変は、SE 法に比してコントラストは低下する。これは HASTE 法では顕著で、特に肝細胞癌の描出は劣る (Fig. 3)²⁶⁾。脂肪は FSE 法では高信号となる。また 180°パルスを多く使用するため、出血後の変化に伴う鉄沈着などの磁化率効果に基づく感受性は低下する^{27), 28)}。充実性病変が FSE 法ではっきりしなくなる原因には、全体の S/N が低い

ことや、病変の T₂ 値に対する実効 TE が長いこと、脂肪の高信号がダイナミックレンジに逆効果を与える点や多数の 180°パルスにより magnetizing transfer 効果が増すこと²⁹⁾などが考えられる。HASTE 法ではこれらの特徴が特に顕著である。

(3)他の腹部臓器の imaging

Short echo space HASTE 法は chemical shift がないこと、軟部のコントラストが高いことから肝臓以外の腹部の画像診断、特に消化管、腎臓 (Fig. 17)、膵臓の診断に有用である³⁰⁾。特に CT では得られない冠状断や矢状断の画像が役に立つ。これらの臓器への本法の臨床応用の成績は今後検討されよう。

(4)肺および心筋の imaging

肺はその解剖学的特性から臓器の中で最も T₂ および T₂*値が短いこと、プロトン密度が低いこと、強い susceptibility を生じやすいこと、心臓や呼吸のアーチファクトが顕著であることなどの理由により MRI ので画像化が最も困難な臓器の一つであった^{31)~33)}。しかし HASTE 法によって高画質の(以前と比べて相対的に)肺の T₂ 強調画像も得ることが可能となった (Fig. 18)。HASTE 法においては多数の 180°パルスによって磁場の不均一性は補正され、susceptibility の影響は小さい。呼吸停

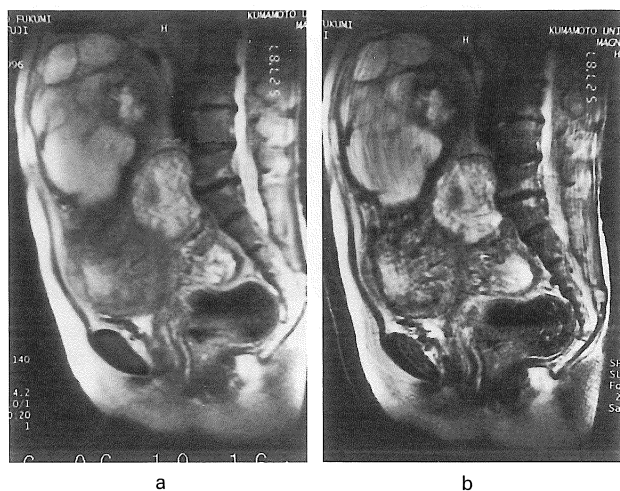


Fig. 19. Large ovarian cancer in a 65-years-old female patient. a. short echo space HASTE sequence (TR/eTE/ETL= ∞ /59) b. High resolution TSE sequence (TR/eTE/ETL=4055/120/15)

In both sequences, a giant pelvic mass with multiple cystic necrotic tissue is seen. On TSE image, respiratory blurring artifact is prominent. In HASTE sequence, such an artifact is not seen.

止によって末梢の血管も追跡可能である。また肺の腫瘍性病変のみならず、瀰漫性疾患に対しても有用性が期待される。

一方、short echo space HASTE 法は高速であるため心筋の画像化も可能である。とくにblack blood 法と心電図同期を併用したsegment HASTE 法によって心筋の収縮期、拡張期の画像が得られる³⁴⁾。心筋壁の肥厚や心室瘤、心腔内腫瘍の診断に有用と思われるが、FSE 法による同様な方法に比較して心筋壁はblurring のため不鮮明である。

(5)骨盤内臓器の imaging

骨盤内臓器にも HASTE 法は有用である。ごく短時間に T₂ 強調画像が撮像可能で SNR, コントラストとも比較的高い。特に大きな腫瘍で呼吸や腹壁のアーチファクトが顕著な場合、通常の高分解能の T₂ 強調画像よりも鮮明な画像を得ることも可能である。癌の浸潤の詳細な診断には従来の fast SE 法の高分解能画像が望

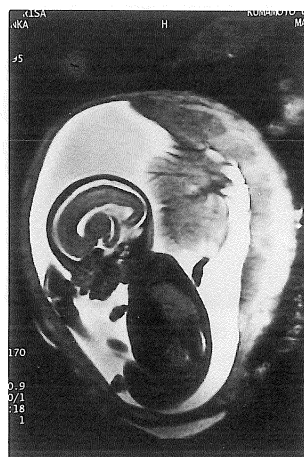


Fig. 20. HASTE image at 26 weeks' gestation.

Coronal HASTE MR image (∞ /87) clearly reveals fetus, umbilical cord and placenta. Sagittal fetal image is obtained. Diencephalon, brain stem and spinal cord are not revealed.

a=intermediate layer, b=cortical layer, c=germinal matrix, d=diencephalon

(from Ref. 35 with permission)

ましいが、大きな子宮筋腫や卵巣腫瘍の診断や通常の診断に加えて時間をかけずに他の裁断面を得たい場合などの有用な方法であろう (Fig. 19)。

(6)胎児の imaging

これまでの撮像法では撮像時間が長く胎動のため鮮明な胎児の画像を得ることは困難であったが、HASTE 法によって胎児の鮮明な画像が得られるようになった³⁵⁾。とくに脳においては大脳皮質、髄質、germinal matrix が明瞭に描出され、脳の発生や奇形の診断に有用である (Fig. 20)。また消化器、泌尿生殖器なども比較的明瞭に描出される。体表の奇形の胎内診断にも有用と思われる。

最後に

現在、腹部臓器においても超高速 MR 撮像

法が可能となった。現在その最適な撮像法のコンセンサスは得られていないが、新世代のMRIの導入によって腹部領域の超高速MRIは広く用いられてくるだろう。single shot EPIは極めて高い技術で達成された撮像法であるが、EPIの臨床応用はまだ始まったばかりであり多くの研究の余地を残している。現時点では磁場の不均一性、局所磁化率の変化に敏感で、空間分解能が低いなどの理由により従来の撮像法にとって変わるものではない。EPIは形態診断よりも機能や性状診断に用いた方が応用範囲は広いようである。一方、HASTE法はT₂の短い組織のコントラストがあまり良くないがアーチファクトのない鮮明な画質がごく短時間に得られ、現時点では腹部臓器ではEPIよりも応用範囲が広い。我々も腹部臓器では通常のT₂強調画像に先だてて必ずHASTE法を行っているが、往々にして時間をかけたT₂強調画像よりも超高速画像であるHASTE法の方がきれいなことを経験する。

一方、EPIをいくつかのsegmentの分けて撮像するsegmented EPIの方法も提唱され(segmented EPI, interleaved EPI)、肝臓や骨盤のimagingに有用性が報告されている^{36),37)}。この方法は1枚の画像に必要なデータを複数のRFパルスで得る方法で、従来の装置で比較的高分解能の画像を得ることが可能である。しかし撮像時間は数秒から数十秒要するため、呼吸の影響、心拍の影響、腸管の蠕動などの影響も認められ、EPIの特徴である超高速画像とは呼べないが今後さらに有用性を検討する必要がある。

拡散強調画像においては、肝以外の腫瘍の細胞構築による鑑別や、嚢胞性疾患の内容成分の粘性の差による評価、実質臓器の瀰漫性病変の評価などが考えられる。拡散係数は従来にない新たなパラメータであり、腹部疾患の質的、動的評価に対し重要な情報を得ることが出来る。現時点では拡散強調画像には多くの問題点が存在するものの、今後の技術向上によりさらに応

用が広がることが期待される。

最後に超高速撮像法の日常の臨床応用にあたっては、その撮像時間短縮効果のみではなく、組織コントラスト、空間分解能、S/Nやアーチファクトへの効果にも留意し、必要な情報を得るための機種に依った最適撮像条件を十分に検討する必要がある。

文 献

- 1) Mansfield P, Pykett IL : Biological and medical imaging by NMR. *J Magn Reson Med* 1978 ; 29 : 355-373
- 2) Pykett IL, Rzedzian RR : Instant images of the body by magnetic resonance. *Magn Reson Med* 1987 ; 5 : 563-571
- 3) Stehling MK, Turner R, Mansfield P : Echo-planar imaging : magnetic resonance imaging in a fraction of a second. *Science* 1991 ; 254 : 43-50
- 4) Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F : Echo-planar MR imaging. *Radiology* 1994 ; 192 : 600-612
- 5) Saini S, Reimer P, Hahn PF, Cohen MS : Echo-planar 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
- 6) Goldberg MA, Hahn PF, Saini S, Cohen MS, Reimer P, Brady TJ, Mueller PR : Value of T₁ and T₂ relaxation times from echo planar MR imaging in the characterization of focal hepatic lesions. *AJR* 1993 ; 160 : 1011-1017
- 7) 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
- 8) Le Bihan D, Turner R, Douek PP : Diffusion MR imaging : clinical applications. *AJR* 1992 ; 159 : 591-599
- 9) Warach S., Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RR : Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992 ; 42 : 1717-1723
- 10) Muler MF, Prasad P, Bimmler D, et al. : Functional imaging of the kidney by means of meas-

- urement of the apparent diffusion coefficient. *Radiology* 1994 ; 193 : 711-715
- 11) Moteki T, Ishizawa H, Horikoshi H, Matsumoto M : Differentiation between hemangiomas and hepatocellular carcinomas with the apparent diffusion coefficient calculated from turbo FLASH MR images. *JMRI* 1995 ; 5 : 187-191
 - 12) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. : Diffusion-weighted MR imaging with single-shot echo-planar imaging : detection and characterization of 74 hepatic tumors. In *Proceeding of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*. Berkeley, USA : Society of Magnetic Resonance in Medicine 1997 ; 925
 - 13) Muler MF, Prasad P, Siewert B, et al. : Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body echo-planar system. *Radiology* 1994 ; 190 : 475-478
 - 14) 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
 - 15) Zuo CS, Buff B, Chen Q, et al. : Diffusion weighted abdominal imaging with HASTE read out. In *Proceeding of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*. Berkeley, USA : Society of Magnetic Resonance in Medicine 1997 ; 96
 - 16) Hennig J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986 ; 3 : 823-833
 - 17) 水谷良行 : 超高速 T₂強調撮影法—HASTE—による短時間息止めMR-cholangiopancreatographyの臨床応用. *日磁医誌* 1995 ; 6 : 187-195
 - 18) Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, et al. : MR cholangiopancreatography that uses half Fourier single shot turbo spin-echo (HASTE) sequences. *AJR* 1996 ; 166 : 1297-1303
 - 19) Tang Y, Yamashita Y, Namimoto T, et al. : The Value of MR urography that uses half-Fourier-acquired single-shot turbo spin-echo sequences to reveal urinary tract disorders. *AJR* 1996 ; 167 : 1497-1502
 - 20) Vinitiski S, Mitchell DG, Einstein SG, et al. : Conventional and fast SE MR imaging : minimizing echo time. *J Magn Reson Imaging* 1993 ; 3 : 501-507
 - 21) Tang Y, Yamashita Y, Namimoto T, Abe Y, Takahashi M : The value of ultrafast half-Fourier single-shot turbo spin echo (HASTE) in T₂-weighted MR imaging of the liver : comparison with conventional HASTE, breath-hold turbo spin echo(TSE) and respiratory triggered TSE. *Radiology* 1997 ; 203 : 766-772
 - 22) Reuther G, Kiefer B, Tuchmann A : Cholangiography before biliary surgery : single-shot MR cholangiography versus intravenous cholangiography. *Radiology* 1996 ; 198 : 561-566
 - 23) Yamashita Y, Abe Y, Tang Y et al. : In vitro and clinical studies of image acquisition in breath-hold MR cholangiopancreatography: single shot projection technique versus multislice technique. *AJR* 1997 ; 168 : 1449-1454
 - 24) Gaa J, Hatabu H, Jenkins RL, Finn JP, Edelman RR : Liver masses : replacement of conventional T₂-weighted spin-echo MR imaging with breath-hold MR imaging. *Radiology* 1996 ; 200 : 459-464
 - 25) Low RN, Francis IR, Sigeti JS, et al. : Abdominal MR imaging : comparison of T₂-weighted fast and conventional SE, and contrast-enhanced fast multoplaner spoiled gradient-recalled imaging. *Radiology* 1993 ; 186 : 803-811
 - 26) Catasca J, Mirowitz SA : Fastspin echo T₂-weighted MR imaging of the abdomen : fast spin-echo vs conventional spin-echo sequences. *AJR* 1994 ; 162 : 61-67
 - 27) Norbash AM, Glover GH, Enzmann DR : Intracerebral lesion contrast with SE and fast SE pulse sequences. *Radiology* 1992 ; 185 : 661-665
 - 28) Constable RT, Anderson AW, Zhong J, et al. : Factors influencing contrast in fast SE MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992 ; 10 : 497-511
 - 29) Outwater E, Schnell MD, Braitman LE, et al. : Magnetization transfer of hepatic lesions : evaluation of a novel contrast technique in the abdomen. *Radiology* 1992 ; 182 : 535-540
 - 30) Semelka RC, Kelekis NL, Thomasson D, Brown MA, Laub GA : HASTE MR imaging : description of technique and preliminary results in the abdomen. *JMRI* 1996 ; 6 : 698-699
 - 31) Bergin CJ, Glover GH, Pauly JM : Lung paren-

- chyma : magnetic susceptibility in MR imaging. Radiology 1991 ; 180 : 845-848
- 32) Gamsu G, Sostman D : Magnetic resonance imaging of thorax. Am Rev Respir Dis 1989 ; 139 : 254-274
- 33) Primack SL, Mayo IR, Hartman TE : MRI of infiltrative lung disease : comparison with pathologic findings. J Comput Assist Tomogr 1994 ; 18 : 233-238
- 34) Laub G, Simonetti O, Nitz W : Single-shot imaging of the heart with black blood, T₂- and STIR contrast (abstr). In Proceeding of the Society of Magnetic Resonance in Medicine. Berkley, USA : Society of Magnetic Resonance in Medicine 1996 ; 656
- 35) Yamashita Y, Namimoto T, Abe Y, Takahashi M, Iwamasa J, Miyazaki K, Okamura H : MR imaging of the fetus by a HASTE sequence. AJR 1997 ; 168 : 513-519
- 36) Butts K, Riderer SJ, Ehman RL, Felmlee JP, Grimm RC : Echo-planar imaging of the liver with a standard MR imaging system. Radiology 1993 ; 189 : 259-264
- 37) Niitsu M, Tanaka YO, Anno I, Itai Y : Multishot echo-planar MR imaging of the female pelvis : comparison with fast spin-echo MR imaging in an initial clinical trial. AJR 1997 ; 168 : 651-655

Ultrafast Imaging of the Body

Yasuyuki YAMASHITA, Mutsumasa TAKAHASHI

*Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine
1-1-1 Honjo, Kumamoto 860*

With ultrafast imaging technique such as EPI and HASTE sequence, body imaging can be obtained in less than one second. The value of these ultrafast imaging techniques is recognized, although no consensus has been reached regarding the optimal implementation. In this article, we review the current status of these ultrafast imaging techniques in terms of clinical application.