

パラレルイメージング時代における肝ルーチン MRI の考え方

那須克宏, 黒木嘉典

国立がんセンター東病院放射線診断部

はじめに

肝を MRI で撮像する意義は何であろうか。おそらくほとんどすべての施設ではその主たる目的は肝腫瘍の拾い上げ、鑑別、進達度診断であろう。すなわちその検査対象の大部分は嚢胞、血管腫、転移性腫瘍および肝細胞癌ということになる。ここで我々は深刻な疑問に直面する。すなわち“CT で十分ではないのか?” という疑問である。

もともと CT は MRI に比べてスループットが高く、検査料も安い。ましてや multi-row detector CT (以下, MDCT) の登場は我々画像診断に携わるものにとって衝撃的であった。一回の呼吸停止で鎖骨上窩からソケイ部までをスキャン可能な CT が臨床にいかなる影響を及ぼすものか容易に想像できたからである。しかも検出器の列数は既に 16 列が標準となり、現時点では 40 列, 64 列がハイスペックマシンと呼ばれているものの、近い将来には 256 列といった怪物のような機械の登場が予想されている。このような状況下において肝のルーチン MRI は生き残ることが可能なのであろうか。

現在筆者は次のように確信している。“パラレルイメージングこそが肝ルーチン MRI が今後も MDCT に伍して生き残るための必須アイテムである”と。本稿の以下の部分においてはパラレルイメージング (以下, PI) の登場が

肝ルーチン MRI をどのように変化させたのか, そして PI を含めた最新の MRI の進歩が MDCT に対してどのような点で優位にあるのかを論じたい。

Sensitivity encoding (SENSE)

PI については既に本誌を含め幾度となく紹介されている技術であり, MRI に携わるものであれば基本的には理解しているものと考え、本稿において PI を論じるのは最小限にとどめたい。様々なメーカーから様々な商品名でリリースされている PI であるが、筆者が十分な経験をもっているのはフィリップスメディカルシステムズの SENSE だけであり、以下については SENSE に関して論じるものとする。

SENSE とはいまさら言うまでもなく、複数の表面コイルの間に存在する感度差を利用して画像作成に必要なデータ数を減少させる技術である^{1),2)}。いまだに十分に理解されていないきらいがあるためここであえて触れておくが、SENSE を代表とするすべての PI が使われている画像ではなんらかの感度補正が行われており、そのため画像評価方法として一般的に用いられてきた SNR や CNR という概念が成り立たなくなっているという事実である³⁾。例えば SENSE においては geometry factor の上昇を抑えるために、リファレンススキャンで“ここ

キーワード liver MRI, parallel imaging, SENSE-DWI, T1-dual

には被写体が存在しない”と判断された部分の信号をゼロとして折り返し展開の計算を開始するため、当たり前の話であるが背景信号の偏差を測定しても極めて小さな値しか得られない。このゼロに近い偏差で測定対象の信号を除した場合、得られた“SNR”が非常に大きくなってしまふ。この値と SENSE を使用せずに撮像された画像から得られた従来の SNR を比べた場合、当然 SENSE を使用した画像の“SNR”が高くなるわけであるが、この比較が無意味であることは明らかである。臨床 MRI に様々な恩恵をもたらした SENSE であるが、確立された客観的画像評価の方法がないことは実に困ったものである。メーカーには SNR に替わる客観的画像評価の方法を一刻も早く提示することを望みたい。

SENSE の短所とその克服法

SENSE を用いた画像の問題点として挙げら

れるのが SNR の低下（これの計測が容易であるかどうかは別にして）であるが、臨床の現場ではさほど問題になることはない。むしろ SENSE を併用することによる恩恵は多少の SNR の低下を補って余りあるものである。例えば肝のダイナミックスタディを例として考えてみたい。Table 1A として示したのは SENSE 導入以前に国立がんセンター東病院で用いられていた全肝ダイナミックスタディ用のシーケンスである。時間分解能よりも脂肪抑制とある程度の in-plane resolution を重視した設定になっている。これに対して SENSE factor = 2.0 を併用してやると 30 秒あった撮像時間が 15 秒になり、理論上の SNR は 30% 程度低下する (Table 1B)。これは確かに呼吸停止が困難な一部の被験者にとって大きな恩恵である。しかしながら大部分の被験者にとっては酸素吸入を併用すれば 20 秒程度の呼吸停止は容易である。そこで SENSE factor = 2.0 のまま撮像時間を 20 秒まで延長させてみる。具体的

Table 1. The Changes of T₁-weighted Fast Field Echo Sequences for Whole Liver Dynamic Study before and after SENSE

A. before SENSE	B. after SENSE/No. 1	C. after SENSE/No. 2
TR/TE = 173/4.1	TR/TE = 173/4.1	TR/TE = 243/4.1
matrix size = 512 × 202	matrix size = 512 × 202	matrix size = 512 × 211
FOV = 350 × 280	FOV = 350 × 280	FOV = 350 × 280
slice/gap = 9/1 mm	slice/gap = 9/1 mm	slice/gap = 7/1 mm
PROSET for fat suppression (1-2-1 water selective)	PROSET for fat suppression (1-2-1 water selective)	PROSET for fat suppression (1-2-1 water selective)
number of slice = 18	number of slice = 18	number of slice = 22
scan time = 30 s	SENSE = 2.0	Graphic SAT × 2
O ₂ inhalation	scan time = 15 s	SENSE = 2.0
	O ₂ inhalation	scan time = 21 s
	Relative SNR : -30%	O ₂ inhalation
		Relative SNR : -35%

The introduction of SENSE brings not only the shortening of the acquisition time but also the increase of the degree of freedom. Please pay attention to the fact that the improvement of the spatial resolution along the z-axis and the reduction of both the acquisition time and the pulsation artifacts are obtained in Table 1C as compared with Table 1A, in exchange for the tolerable decrease of SNR.

2005年1月17日受理

別刷請求先 〒277-8577 千葉県柏市柏の葉 6-5-1 国立がんセンター東病院放射線診断部 那須克宏

には TR を延長させ、かつ in-plane resolution を少し改善してみる (Table 1C). すると TR の延長により生じた余裕からスライス枚数を増やし、かつスライス厚を薄くすることで体軸方向の分解能を向上させ、さらにスライスの上下に graphic saturation を追加することで拍動のアーチファクトを抑制することが可能になる。これだけ条件を上げて Table 1A に示したシーケンスと比べて SNR の低下は 35% でしかない。これは TR の延長による SNR の改善が大きいためであり、この程度の SNR の低下は十分に許容可能な数値である。このように SENSE とは単に撮像時間を短くするだけのテクニックではない。SENSE 併用によって生じた“余裕”は、画像を構成する 4 要素 (SNR, コントラスト分解能, 空間分解能, 時間分解能) に自由に配分することが可能なのである (一見改善することが不可能に思われる SNR でさえ、read out encoding のバンド幅を狭く TR を長く設定することで撮像時間の延長を伴わずに改善することが可能になる)。この点において SENSE は画期的な技術であり、MRI に携わるものが長い間待ち望んだブレークスルーそのものであった。

SENSE のもう一つの欠点と考えられてきたものは FOV を絞りにくいということである。FOV よりも大きな被写体を撮像する場合、従来であれば画面の両端に発生していた折り返しアーチファクトが画面の中央に飛び込んでくるからである。これを避けるためには FOV を十分大きくするしかない当初は考えられてきたが、従来から存在する折り返し抑制のためのテクニックとの併用で多くの場合は解決することが可能である。Fig. 1A で示したような腹部の冠状断撮影を考えてみる。この場合上肢を下げた状態であるので、FOV の外に存在する腕がいわゆる SENSE アーチファクトとして画面の中央に出現している。一方、SNR としては Fig. 1B と等価である Fig. 1C ではこのアーチファクトは消失している。これは Fig. 1C では

SENSE factor = 3.0 とともに加算回数 2 回とし、折り返し抑制のアルゴリズム (フィリップス社の名称としては foldover suppression) を併用しているからである。よく知られているように加算回数を 2 回として折り返し抑制を選択すると位相エンコード方向の FOV を 2 倍にした 1 回加算の撮像が行われる。この状態で SENSE を併用すると画面の中央に飛び込んでくる信号は“何もない空間”からのものである。この“何もない空間”は SENSE にとっては前段で述べたように本当に何も信号がないものとして扱われるため、折り返しアーチファクトが消失してしまうわけである (この方法を SENSE artifact reduction technique と呼ぶことにする)。このように SENSE を使用してもちょっとした工夫で被写体よりも小さな FOV を設定することが可能である。

SENSE の真の魅力とは？

SENSE の真の魅力とは何であろうか。もちろん高速撮像や高分解撮像がその大きな魅力であるのは間違いない^{4),5)}。しかしながら筆者の考える SENSE の最大の魅力、それは echo train length (ETL) の減少による画質の改善である^{6),7)}。例えば Fig. 2 で示した 2 枚の画像は上腹部を single shot T₂-TSE で撮像したものである。Fig. 2A と Fig. 2B の間には表面上の撮像パラメーターにはほとんど違いがない。FOV, matrix size, TR, 実効 TE, echo space は全く同じであるにもかかわらず、この 2 枚の画像から得られる情報量には大きな違いがある。Fig. 2B では明瞭に観察されている腹部大動脈や肝内の脈管が、Fig. 2A においては不明瞭である。この 2 者の違いは SENSE 併用の有無による ETL の長さの違いだけである。すなわち Fig. 2B では SENSE を併用することにより blurring の大きな原因であった TE の長いエコーを画像作成に際して使う必要がないため、画質に大きな改善が得られるのである。

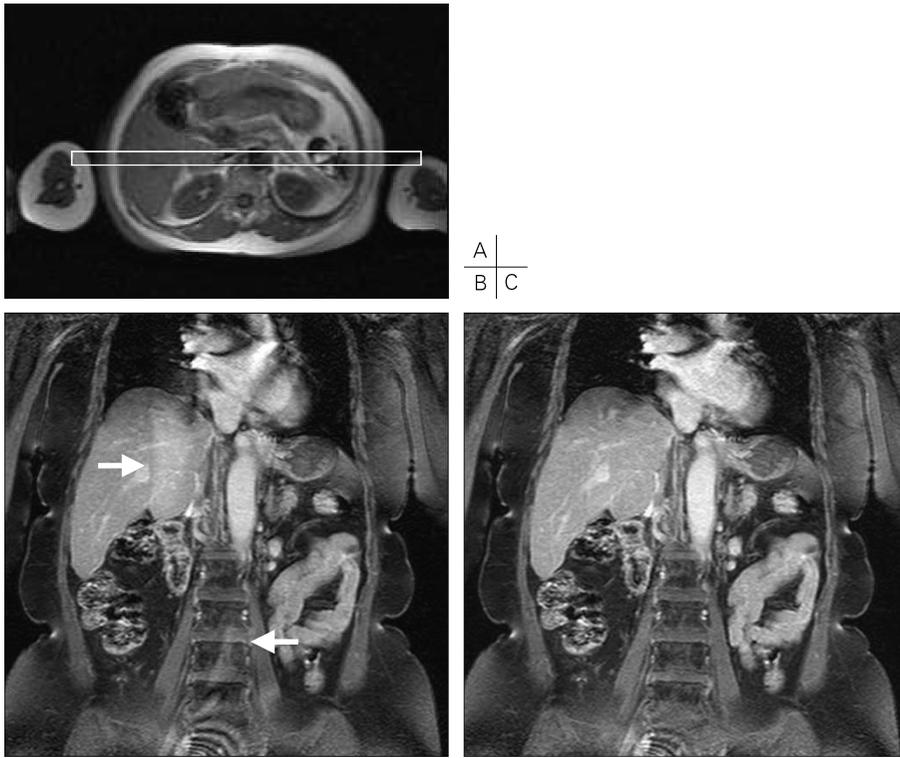


Fig. 1. An example of the SENSE artifact reduction technique is shown. When a smaller FOV than the subject is set (A), the SENSE artifacts (arrows) have been considered not to be avoided (B, SENSE factor=1.5, NEX=1.0). However, these artifacts can be removed easily by the SENSE artifact reduction technique (C, SENSE factor=3.0, NEX=2). It consists of high SENSE factor and previously existing techniques (foldover suppression + number of excitation=2). Please pay attention to that the theoretic SNRs are same in both B and C.

長い echo train を画像作成に用いるもう一つの代表的なシーケンスとして single shot echo planar imaging (SSEPI) がある。この撮像方法は“夢の高速撮像方法”とまで期待されながら、ETL の長さゆえに発生する磁化率アーチファクトが顕著なため従来躯幹部への応用は限定的なものに留まっていた⁸⁾。したがって SENSE がこの撮像方法に革命的な変化をもたらすのはある意味当然であったといえる。その代表選手がこれから述べる SENSE 併用拡散強調 SSEPI (SENSE-DWI) である^{9),10)}。

SENSE-DWI

既に多数の研究者がこの撮像法に取り組んでいるのは足掛け5年にわたりこの撮像法とつきあってきた筆者にとって喜ばしい限りである。SENSE-DWI は現時点において SENSE が躯幹部 MRI にもたらした最大の果実であろう。SENSE の併用で画質が改善する原理については既に前段で触れたように、主には EPI によって得られる長い ETL の後半（この部分に susceptibility の影響が累積している）を使わずに済むためであるが、実効 TE をより短く

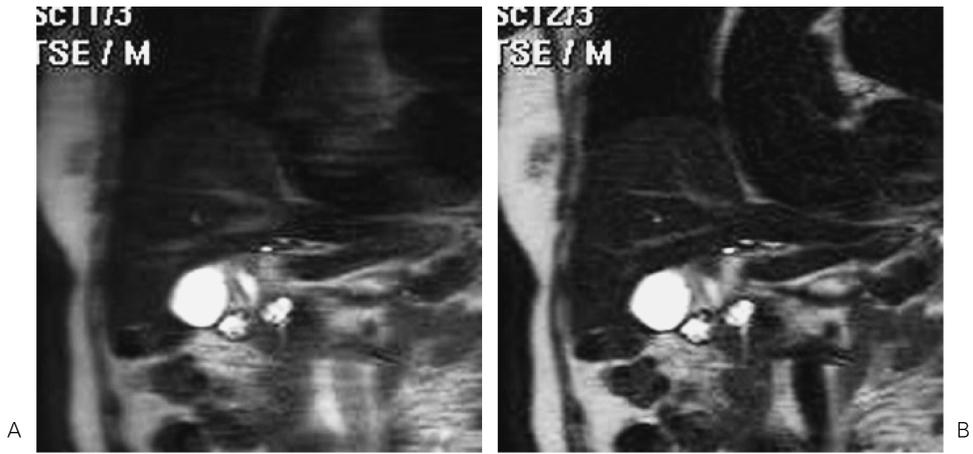


Fig. 2. The effect of SENSE in shortening ETL at T₂-weighted single-shot turbo spin echo imaging. A and B have almost the same imaging parameters (TR/TE=2000/90 ms, echo space=5 ms, matrix size=256×256). However the image quality of each image is completely different. This is brought by the difference of ETL cause by SENSE (SENSE-factor=1.0, ETL=180 in Fig. 1A, and SENSE-factor=2.0, ETL=90 in Fig. 2B). SENSE reduces the blurring which has been considered unavoidable shortcoming of SSTSE.

できる点も大きい (Fig. 3). 肝臓のように T₂ の短い臓器では実効 TE が長いと肝実質が真っ黒になってしまい画像としてかなり見づらくなってしまふ。SENSE の併用により、より TE の短いエコーを k 空間の中心に配置するのは意義が大きい。この点においてハーフフーリエの併用も同様の意味があり、筆者の施設では両方を併用し、EPI の ETL を 41 にまで短縮している。ただしこの方法は当然ながら SNR の低下を招くため、筆者の施設では加算回数を 4 回として呼吸同期下に撮像を行っている。適正な b-factor については議論のあるところであるが、こちら TE との兼ね合いで現在 500 s/mm² を使用している。しかしながら今後の機器の進歩で変化していくべきものであろう (Table 2)。

SENSE-DWI が極めて高いコントラスト分解能をもっていることは既に広く認識されているところであるが、このコントラストをもたらすものは 180 度パルスを挟むようにして印加される一対の motion probing gradient (MPG)

パルスである¹¹⁾。このパルスの意義については詳述するのは本稿の目的からはずれるので行わないが、非常に簡単に記載すると“MPG パルスはその印加時間内に動くプロトンの信号を、その動きのスピードに応じて低下させる”ということである (この低下の程度を数値化したものが apparent diffusion coefficient ; ADC である)。この性質は肝の画像上では、①細胞密度が高く細胞外液内のプロトンの動きが制約された転移性肝腫瘍の部分では信号低下が少なく、したがって相対的に高信号に¹²⁾、②自由水に近いプロトンで構成された嚢胞内容は明瞭な信号低下を示し、③常に位置を変えている血管内のプロトンは完全な無信号領域として表現される (Fig. 4)¹³⁾。この結果、肝転移は常に肝内で最も高信号を示す結節となる。このため SENSE-DWI は肝転移に対して極めて高い感度をもっている。SENSE-DWI を含んだ肝ルーチン MRI は肝転移検索において SPIO-MRI を凌駕している可能性が高い¹⁴⁾。

肝ルーチン MRI の中で肝転移と並ぶ比重を

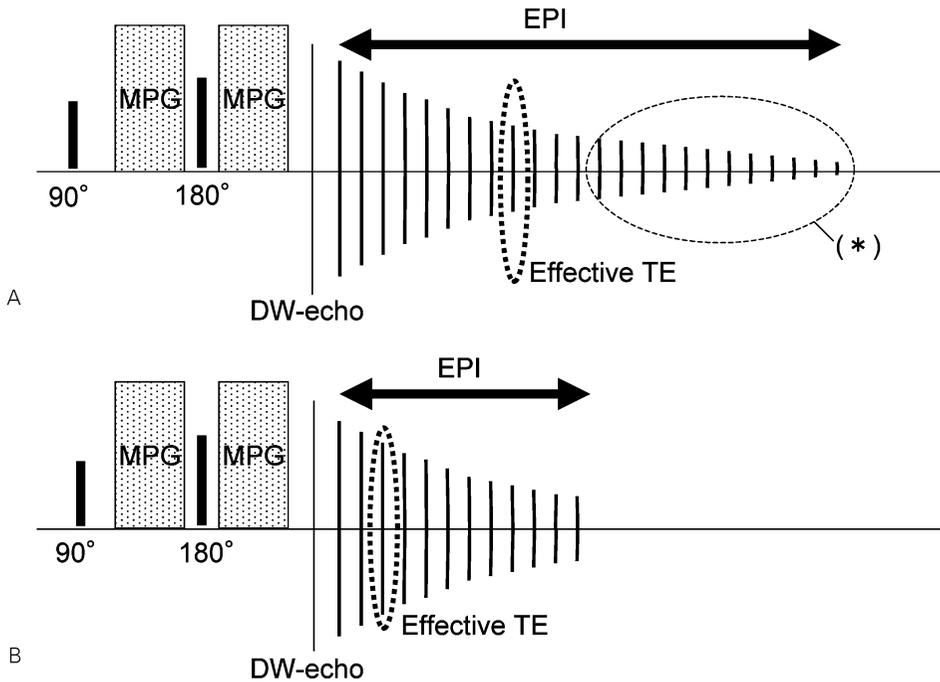


Fig. 3. The schemes of diffusion weighted single shot echoplanar imaging (DW-SSEPI) with and without SENSE. The conventional DW-SSEPI (A) consists of 90-degree pulse and 180-degree pulse, which are completely same with those of spin echo sequences, a couple of MPG pulses placed before and after 180-degree pulse, a spin echo reflecting the influence of diffusion (DW-echo), and long echo trains continuing just after the DW-echo, which are generated by EPI technique. Among these components, the long echo trains of EPI cause severe distortion and misregistration in body imaging, because the latter half of EPI echo trains contains much influences of susceptibility and chemical shift (*). With use of SENSE, the latter half of EPI echo trains are not necessary to produce images (B). Furthermore, the effective TE can be shortened in DW-SSEPI with SENSE as compared with that without SENSE.

占める肝細胞癌の場合は、SENSE-DWIの信号はその組織学的分化度を反映している可能性が高い^{15),16)}。すなわち高分化型の場合は信号が弱く、より悪性度が高くなると明瞭な高信号を呈するということである (Figs. 5, 6)。これは従来のダイナミックスタディと似た傾向を示すということであり、一見すると従来の検査に屋上屋を加える印象がある。しかしながら造影剤に頼らずに古典的肝細胞癌を描出可能であるという特性は大きな利点である。造影タイミングに左右されず、必要であれば繰り返し撮像の

できる SENSE-DWI の臨床的意義は大きい。
 主たる肝腫瘍性疾患のうち残る血管腫については SENSE-DWI における診断に大きな問題がある。もともと血管腫の ADC は嚢胞ほど高くなく、悪性腫瘍との間にオーバーラップがあること¹⁷⁾、T₂-shinethrough の影響で血管腫は比較的高信号に描出されやすいことである¹⁸⁾。筆者の施設での検討では血管腫が嚢胞のように T₂WI に比べて SENSE-DWI 上で信号が抑制されているように見えるのは約 1/3 程度であり、1/3 については信号に変化がな

Table 2. The Sequence Detail of SENSE-DWI

DW-Single-shot EPI
TR/TE=1600/73
b-factor 0/500
(MPG pulse, 3 directions)
matrix size = 256/96
SENSE factor = 2.0
half scan factor = 0.693
FOV = 350 × 280 (ETL = 43)
SPIR for fat suppression
4 NEX
slice thickness = 7/1 mm
22 axial slices
respiration trigger
actual scan time = 2-3 min

く、残りの 1/3 は転移のように SENSE-DWI 上信号がむしろ増強する。さらには同じ血管腫であっても時期を違えて撮像すると所見が変化したりする (Fig. 7). 血管腫の診断に SENSE-DWI が寄与する部分はその他の腫瘍性疾患に対してやや少なく現時点ではやはりガドリニウム製剤を用いたダイナミックスタディを併用する必要があると思われる。

SENSE-DWI を肝臓に適応する場合する場合、いずれの疾患においても共通して認識すべきことが 2 点存在する。第 1 には既に言及してきたが SENSE-DWI の信号は T₂WI と比較して初めて意味のあるものになるということ、第 2 には左葉の信号は心臓の拍動の影響

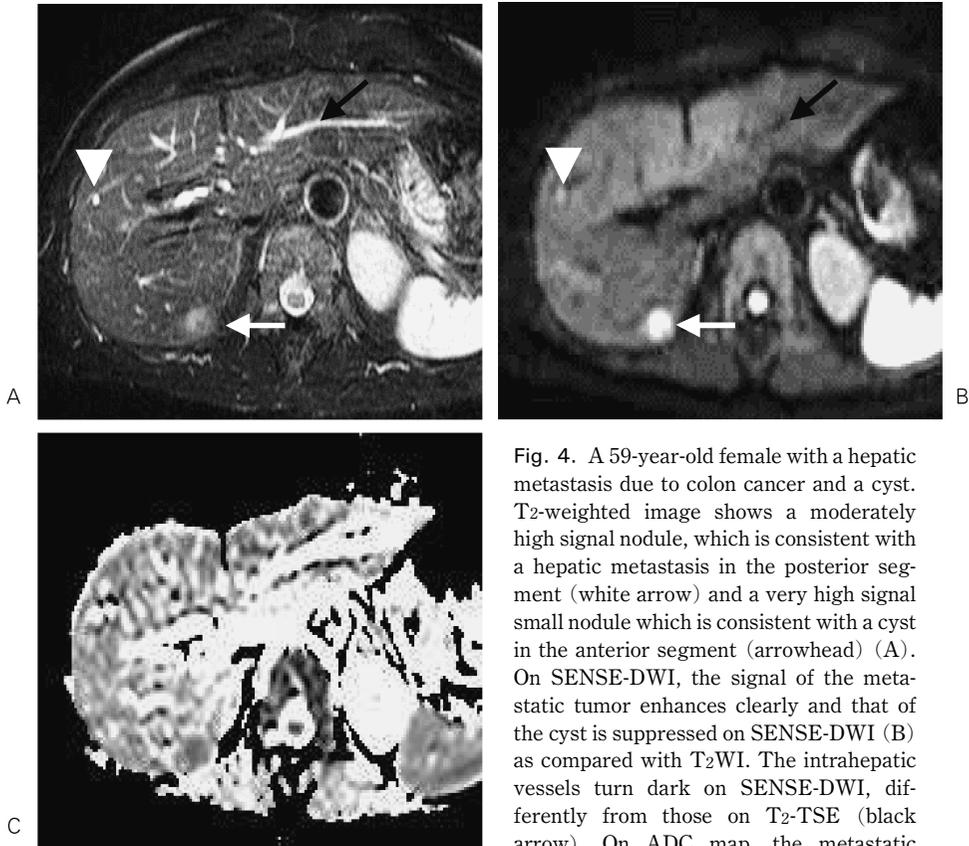


Fig. 4. A 59-year-old female with a hepatic metastasis due to colon cancer and a cyst. T₂-weighted image shows a moderately high signal nodule, which is consistent with a hepatic metastasis in the posterior segment (white arrow) and a very high signal small nodule which is consistent with a cyst in the anterior segment (arrowhead) (A). On SENSE-DWI, the signal of the metastatic tumor enhances clearly and that of the cyst is suppressed on SENSE-DWI (B) as compared with T₂WI. The intrahepatic vessels turn dark on SENSE-DWI, differently from those on T₂-TSE (black arrow). On ADC map, the metastatic tumor is hardly pointed out (C).



Fig. 5. A 56-year-old male with a well-differentiated hepatocellular carcinoma (arrows). The tumor shows isointense on T₂WI (A) and slightly more hyperintense on SENSE-DWI to the surrounding hepatic parenchyma (B). On the arterial dominant phase of dynamic study, the contrast uptake is very slight (C). These findings are typical for a well-differentiated HCC.

で低下しがちであるという事実である¹⁴⁾. SENSE-DWIのコントラストは基本的に MPG パルスにより修飾された T₂強調画像であるという意味で筆者としては diffusion weighted image というよりも moving proton suppressed T₂-weighted image と呼びたいとさえ思っている. すなわち MR 機器は拡散現象とそれ以外の原理で動いているプロトンの信号を区別できずにすべて低下させるのである¹⁹⁾. そのため心臓の拍動により常に震わされている状態の肝左葉の信号が低下しがちであるという事実を認識すべきである. そしてこの現象は上腹部の検査ではルーチンで使われていることが多いプス

コパンの投与を行うとより当然ながら顕著になる (Fig. 8). 肝の MRI のルーチンに SENSE-DWI を導入した場合は, まず SENSE-DWI を撮影し, その後にプスコパンの投与を行うことをお勧めする. 筆者の施設の SENSE-DWI が 4 回加算になっているのは単に SNR の向上というだけではなく, 確率的に心臓の拡張期でデータサンプリングできる回数を増やすことを目的としたものでもある.

T₂強調画像

SENSE 導入以前から肝疾患における T₂WI

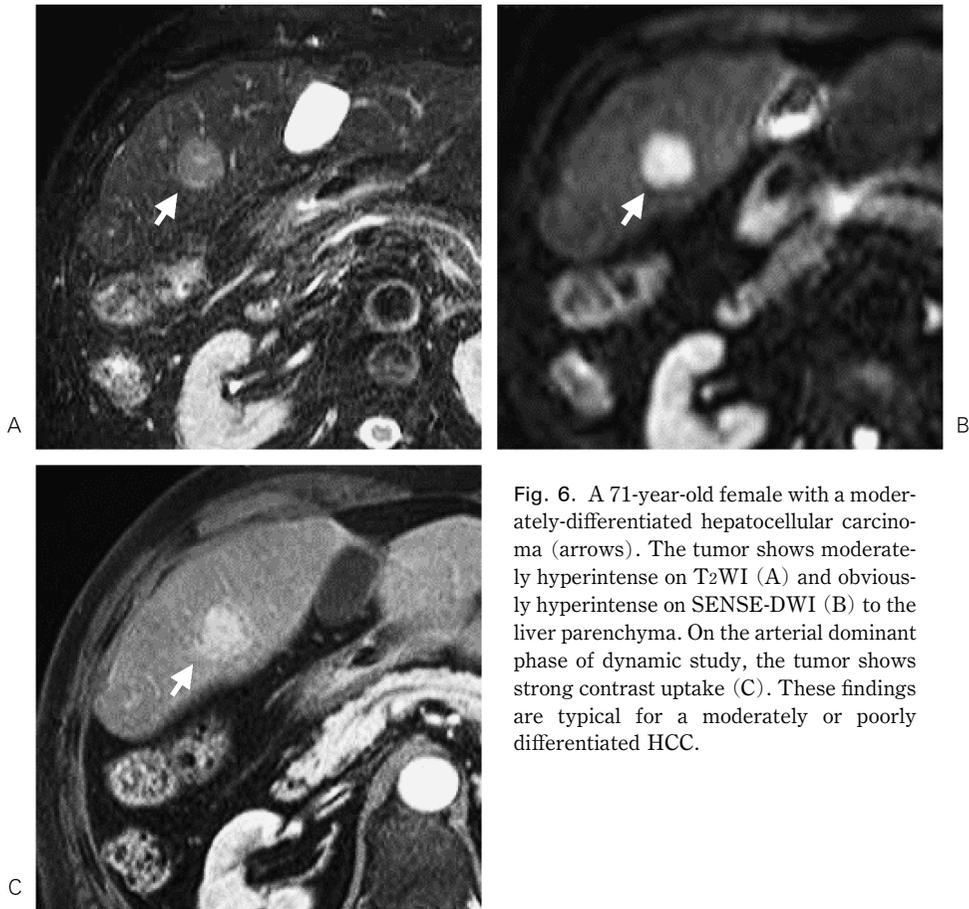


Fig. 6. A 71-year-old female with a moderately-differentiated hepatocellular carcinoma (arrows). The tumor shows moderately hyperintense on T₂WI (A) and obviously hyperintense on SENSE-DWI (B) to the liver parenchyma. On the arterial dominant phase of dynamic study, the tumor shows strong contrast uptake (C). These findings are typical for a moderately or poorly differentiated HCC.

の臨床的意義はある程度確立されている。それは肝腫瘍が嚢胞か充実性かの判定であった²⁰⁾。しかしながら SENSE-DWI の導入により T₂WI にもう一つの重要な役割が追加される。すなわちそれは DWI の信号に含まれている T₂-shinethrough の影響の把握である。もちろん ADC map を作成すればよいわけであるが、脳と違い T₂ の短い肝の ADC map はお世辞にも見やすい画像とは言えない (Fig. 8C)。筆者はどうしても ADC を測定しなければいけない場合以外は ADC map を作成せず、SENSE-DWI と T₂WI を並べて読影することで、ADC map の作成に替えている。臨床症例の読

影ではそれで十分である。

T₂WI の撮像条件については SENSE 導入移行もさほど大きな変更はなく、一般的な fat suppressed T₂-turbo spin echo 法を用いている。ただ従来はかなり長い ETL を設定しない限り不可能であった 1 回息止め下の全肝撮影が SENSE を併用し echo space をある程度狭く設定したことで、ETL=15 で可能になったことは記載しておく。このことで従来よりも blurring の少ない画像が得られていると考えている (Table 3)。もし将来にさらに高い SENSE factor と高い SNR の両立が可能になれば、single shot T₂-TSE で代替することも考

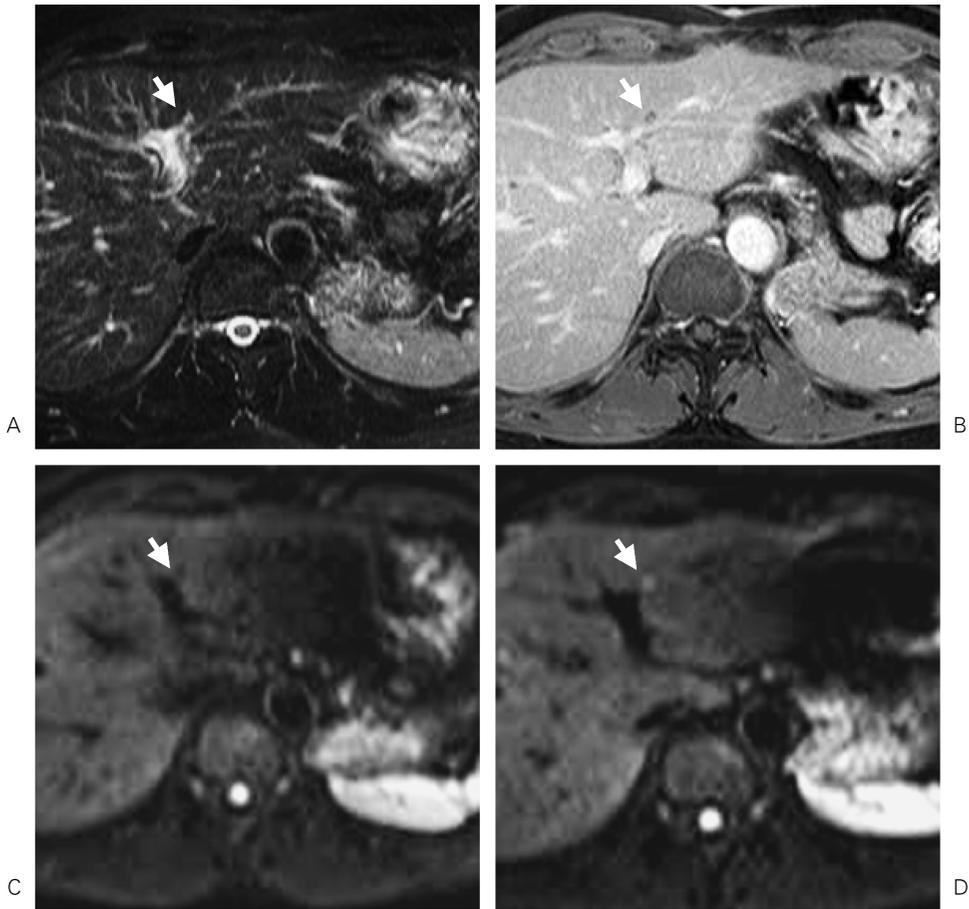


Fig. 7. A 55-year-old male with hepatic hemangioma. A small T₂-high nodule is noted in S3, adjacent to the umbilical portion. This nodule shows so-called central dot sign on delayed phase of dynamic study. According to these findings, this nodule is diagnosed as a hepatic hemangioma. This nodule showed low signal on SENSE-DWI once, however, it demonstrated as a hyperintense nodule on other DWI acquired two month later.

慮しているが現時点においては、時期尚早かと思われる。また一部で臨床応用が試みられている T₂-turbo gradient spin echo 法や T₂-EPI など存在するが、あえて現在用いている呼吸停止下 FS-T₂-TSE に替えて使うほどの臨床的価値はないと考えている。

T₁ 強調画像

肝の T₁ 強調画像で最も有用性が高いのは、in phase と opposed phase の二つの TE (1.5T の場合は 2.3 ms と 4.6 ms) を同時に計測することが可能な T₁-weighted gradient recalled echo 法 (筆者はこれを T₁-dual と呼んでいる) である²¹⁾。これ自体は SENSE とは無関係に発達した技術であるが、最近の MRI の進歩の中

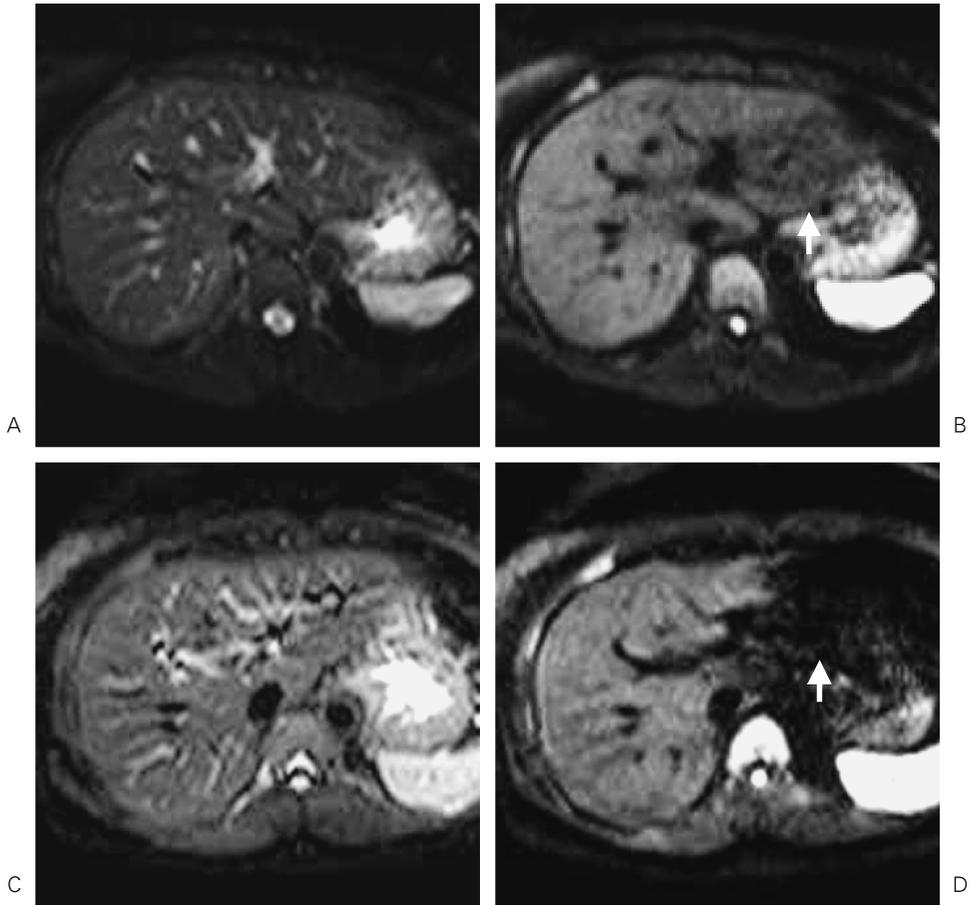


Fig. 8. The effect of administration of butyl scopolamine is shown in a 50-year-old with a hepatic hemangioma (The tumor is not shown on the figures). The lateral segment of the liver, which is clearly depicted on SENSE-EPI (A) decreases its signal slightly on SENSE-DWI (arrow, B). This finding becomes more significant on the images after the administration of butyl scopolamine (C, D). These findings suggest that the cardiac pulsation shakes the lateral segment of the liver adjacent to itself during MPG pulses are places, and diminish the signal of the hepatic parenchyma.

では地味ではあるが肝のイメージングにおいて重要な位置を占めるものであるのでここで記載しておく。ちなみにこのシーケンスに対して SENSE を併用する場合はコイルに隣接する皮下脂肪が SENSE アーチファクトを発生させることが多いため、RFOV の併用をやめるか前述した SENSE artifact reduction technique を使うのが望ましい (Table 4)。

T₁-dual は二つの異なる TE をもった画像が同時に得られており、位置ずれの不安なく肝実質や肝腫瘍の脂肪沈着の有無を判定することができる。広く知られている事実として高分化型を中心として一部の肝細胞癌には脂肪沈着を伴うことが知られている²²⁾。T₁-dual はこのような脂肪沈着を伴う肝細胞癌の検出に非常に有用である (Fig. 9)。

Table 3. The Sequence Detail of T₂-TSE

T ₂ -weighted turbo spin echo
TR/TE=4468/90
FA=90
ETL=15
Start-up echo=3 (echo space=8 ms)
matrix size=512/211
SENSE factor=2.0
FOV=350×280
SPIR for fat suppression
1 NEX
slice thickness=7/1 mm
22 axial slices
breath-hold
actual scan time=26 s
O ₂ inhalation

Table 4. The Sequence Detail of T₁-dual

T ₁ -weighted gradient echo
TR/TE=168/2.3, 4.6
FA=70
matrix size=512/211
SENSE factor=2.0
FOV=350×280
2 NEX
fold over suppression
slice thickness=7/1 mm
22 axial slices
breath-hold
actual scan time=28 s
O ₂ inhalation

ただし T₁-dual で“脂肪沈着した結節=脂肪沈着した肝細胞癌”という論理を過信していると時として大きな誤診をすることがあるので注意が必要である。例えば TAE が行われ良好なりピオドール沈着を来した肝細胞癌では、T₁-dual であたかも高分化型肝細胞癌のように見えてしまう (Fig. 10)。

T₁-dual で判定できるのは脂肪沈着の有無だ

けではない。実は TE=4.6 ms の画像は TE=2.3 ms の画像に比べて T₂*の影響が強くなっている。TE=2.3 ms の画像では見えなかった病変が TE=4.6 ms の画像で低信号に観察された場合、それは鉄の沈着であると考えてよい (Fig. 11)。このように T₁-dual は T₂*強調画像の代替としての機能ももち合わせている²³⁾。

T₁-dual の欠点は二つの TE を同時に計測するためどうしてもバンド幅が広くなり SNR が低めになるということである。ただその他の T₁強調画像 (例えば T₁-TSE や単一エコーの T₁-GRE など) と比較にならないほど多くの情報をもたらしてくれるため、現時点でこのシーケンスに代替すべきものはないように思われる。

ダイナミックスタディ

肝細胞癌検索における肝のダイナミック MRI (以下、D-MRI) はかつてダイナミック CT (以下、D-CT) に対して明らかに優位に立っていると考えられていた時期があった²⁴⁾。これはすなわち MRI が濃度分解能に優れているというだけではなく、D-MRI におけるコントラスト決定時間が撮像時間よりもずっと短いため、シングルスライスヘリカル CT の時代においてはある意味時間分解能にも優れていたためである。例えばシングルスライスヘリカル CT の時代には全肝撮影に約 20 秒必要であった。そのため D-CT では肝の上端と下端では撮像タイミングに 20 秒のずれがあったわけである。これはある意味“コントラスト決定時間=20 秒”と解釈してもよからう。一方、MRI では PI 登場以前は条件にもよるが、ある程度の画質を求めるのであれば 30 秒近い撮像時間が必要であった。しかしながらこのうちコントラスト決定時間は撮像時間の中央 1/3 であり、したがってコントラスト決定時間は 10 秒間で、しかもすべてのスライスで均一な造影効果が得られていた²⁵⁾。確かにこの状況であれば D-MRIの方が D-CT よりも明らかに優位である



Fig. 9. A 62-year-old female with a well-differentiated hepatocellular carcinoma with fat deposition. We can easily recognize a hepatic mass with fat deposition when we compare the in-phase and out-phase images of T1-dual (arrows, A, B). This mass is hardly pointed out both on SENSE-DWI and arterial dominant phase of dynamic study (C, D). These findings are common in well-differentiated hepatocellular carcinomas.

と解釈してもよからう。

しかし、MDCT の登場は D-MRI の優位性を完全に打ち砕いてしまった。例えば 16 列の MDCT においてピッチ 15 で全肝を撮像する場合は約 7 秒で撮像が終了する。一方、画質を重視するならば PI を使っても 20 秒程度の撮像時間が必要であり、したがってコントラスト決定時間は約 7 秒と MDCT と同等である。そしてこれが MDCT の歴史全体の中ではおそ

らく初歩的なものと予想される 4 列や 16 列の機械で実現されているという現実を考えた場合、もし MDCT において常に至適タイミングでの撮像が可能であるならば、従来 D-MRI の優位性であった“コントラスト決定時間の短さ”は既に失われたというべきである。もちろん画質を落として時間分解能を稼いであくまで MDCT とスピード勝負を挑みたいという方々を止めはしないが、D-MRI と D-CT の現状と

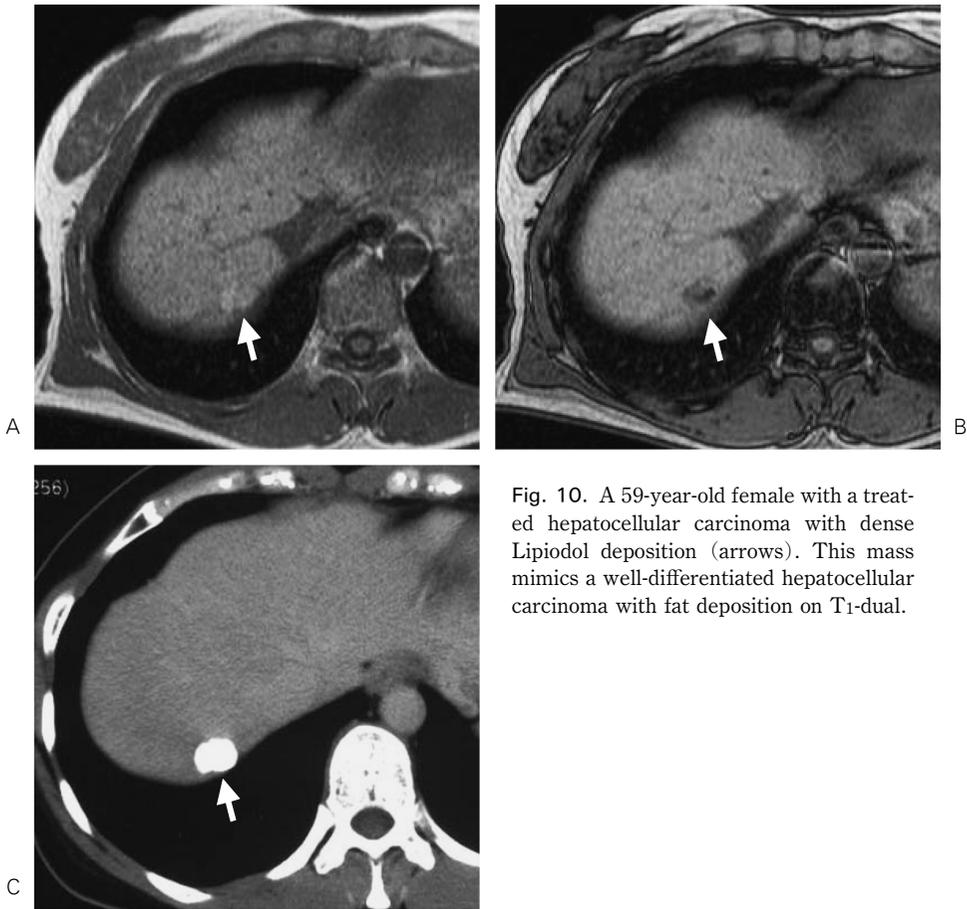


Fig. 10. A 59-year-old female with a treated hepatocellular carcinoma with dense Lipiodol deposition (arrows). This mass mimics a well-differentiated hepatocellular carcinoma with fat deposition on T1-dual.

今後の進歩を予想すると D-MRI は空間分解能とコントラスト分解能と時間分解能と SNR のバランスのとれたすなわち“高画質”を目指すべきであろうと筆者は考えている。

さてこのような文脈の中で D-MRI のためのシーケンスはどのように設定すべきであろうか。まず周波数選択的脂肪抑制が必須であることについては議論の余地がないであろう。T₁WI において通常最も高い信号を示す脂肪を抑制しておくことは、肝細胞癌における動脈性造影効果の直感的認識に有用である。また肝外の病変の読影にも有用であるのは火を見るより明らかである。現在筆者が主に使っている Gy-

roscan Intera の場合 2 種類の周波数選択的脂肪抑制法が利用可能である。一つは spectral presaturation with inversion recovery (SPIR) 法であり²⁶⁾、他方は binomial pulse によって水を選択的に励起する principle of selective excitation technique (PROSET) 法である²⁷⁾。前者は類似の方法である CHESS と比べて TR の延長が強く、特に 2D 撮像との相性が悪い。一方、後者は原理的に TE が延長するが、TR の延長はほとんどないため 2D 撮像との相性が良い。前述したように SENSE を併用した D-MRI のシーケンスでは TR を延長させることによる画質の改善が期待できるため、現在筆者

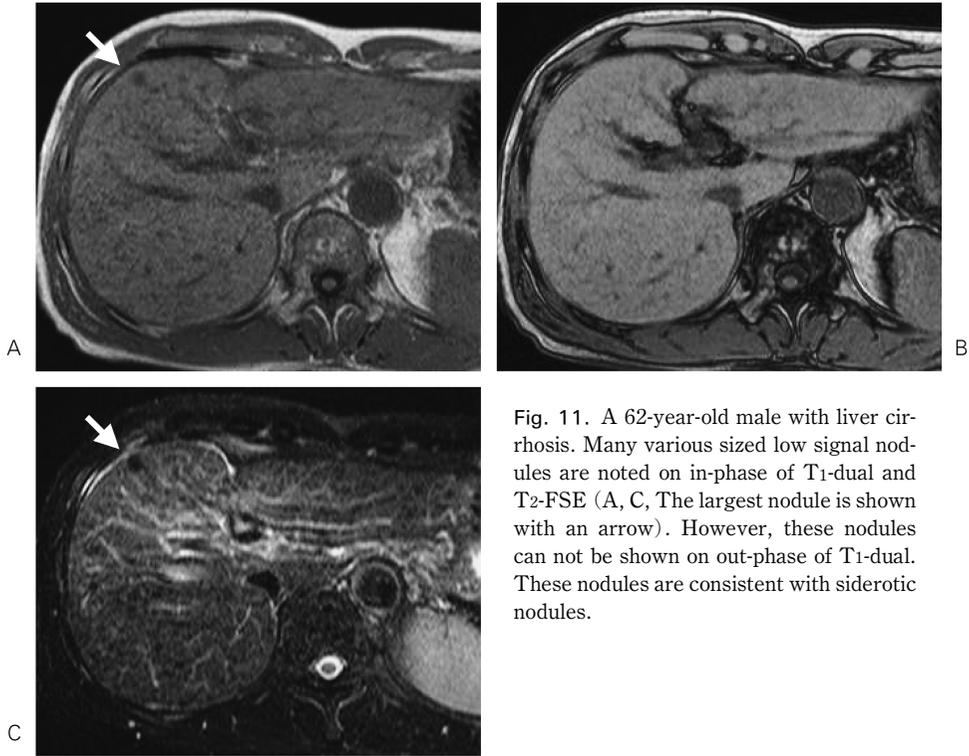


Fig. 11. A 62-year-old male with liver cirrhosis. Many various sized low signal nodules are noted on in-phase of T1-dual and T2-FSE (A, C, The largest nodule is shown with an arrow). However, these nodules can not be shown on out-phase of T1-dual. These nodules are consistent with siderotic nodules.

は 2D-T1-GRE に水励起による脂肪抑制を併用している²⁸⁾。副次的効果であるが、この組み合わせの場合 TE がほぼ in-phase になるため paradoxical enhancement の心配をする必要がないという利点もある。もちろんこれは筆者の考え方であり、SPIR (or CHESS)+3D 撮像+短い TE による造影効果の強調+補間再構成による体軸方向の空間分解能改善、という組み合わせを用いるのも十分な合理性がある。基本的にはそれぞれの施設で目指すものにより選択されるべきものと思われる。ただし、実際の臨床例における読影においては SENSE-DWI, T₂WI と撮像断面を合致させることによる利点は計り知れないほど大きいということは付け加えておく。

ま と め

PI 登場以降の肝 MRI のルーチン撮像方法について筆者の経験を基に論じた。D-MRI の、D-CT に対する明瞭な優位性が失われた今、逆に MRI の真の魅力が明らかになりつつあるように思われる。すなわち MRI の本当の利点は SENSE-DWI, T₂WI, T₁-dual など多様なシーケンスデザインがもたらす多様な組織間コントラストであるということである。これらは所詮 X 線吸収の差以外にコントラストを得る方法がない MDCT においては絶対に不可能なことであり、肝の MRI が生き残るためには今後も様々なコントラストを追及する必要がある。PI の登場以降、DWI を皮切りに従来腹部への適応が不可能と思われていた様々な撮像法を臨床利用可能にする可能性がある。そのように考

えた場合 PI は正に MDCT 時代においても肝 MRI の臨床的価値を維持しつづけるための必須アイテムであるといっても過言ではなからう。

文 献

- 1) Kurihara Y, Yakushiji YK, Tani I, van Cauteren M : Coil sensitivity encoding in MR imaging : advantage and disadvantage in clinical practice. *AJR* 2002 ; 178 : 1087-1091
- 2) Kwiat D, Einav S, Navon G : A decoupled coil detector array for fast imaging acquisition in magnetic resonance imaging. *Med Phys* 1991 ; 18 : 681-687
- 3) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 952-962
- 4) 永山雅子, 渡邊祐司, 光井英樹, 森本規義, 田淵 隆, 中田和明, 熊代正行, 清野 隆 : 特集 parallel imaging 心臓. *日独医報* 2002 ; 47 : 45-53
- 5) 北村敬利, 市川智章, 赤羽賢浩, 荒木 力 : parallel imaging の応用①double arterial phase dynamic MRI. *臨床画像* 2003 ; 19 : 858-863
- 6) Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC : Factors influencing contrast in fast spin-echo imaging. *Magn Reson Imaging* 1992 ; 10 : 497
- 7) Li T, Mirowitz SA : Fast T₂-weighted MR imaging : impact of variation in pulse sequence parameters on image quality and artifacts. *Magn Reson Imaging* 2003 ; 21 : 745-753
- 8) Schick F, Forster J, Machann J, Kuntz R, Claussen CD : Improved clinical echo-planar MRI using spatial-spectral excitation. *JMRI* 1998 ; 8 : 960-996
- 9) Bammer R, Keeling SL, Augustin M et al. : Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE). *Magn Reson Med* 2001 ; 46 : 548-554
- 10) Nasu K, Kuroki Y, Kuroki S, Murakami K, Nawano S, Moriyama N : Diffusion weighted single shot echo planar imaging of colorectal cancer using sensitivity encoding technique. *JJCO* 2004 ; 34 : 620-626
- 11) Stejskel EO, Tanner JE : Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1995 ; 42 : 288-292
- 12) Sugahara T, Korogi Y, Kochi M, et al. : Usefulness of diffusion-weighted MRI with echo-planar technique in the evaluation of cellularity in gliomas. *JMRI* 1999 ; 9 : 53-60
- 13) Altbach MI, Outwater EK, Trouard TP, Krupinski EA, Theilmann RJ, Stopeck AT, Kono M, Gmitro A : Radial fast spin-echo method for T₂-weighted SE-EPI imaging of the liver. *JMRI* 2002 ; 16 : 179-189
- 14) Nasu K, Kuroki Y, Nawano S, Kuroki S, Tsukamoto T, Yamamoto S, Motoori K, Ueda T : Detection of hepatic metastases in diffusion-weighted single-shot echoplanar imaging with sensitivity encoding (SENSE-DWI) : a comparison with superparamagnetic iron oxide-enhanced MRI (SPIO-MRI). *Radiology* in press
- 15) 塚本達明, 那須克宏, 黒木嘉典, 村上康二, 林孝行, 関口隆三, 縄野 繁 : 肝細胞癌の拡散強調画像. *日磁医誌* 2003 ; 23(S) : 79
- 16) 中島寛人, 那須克宏, 黒木嘉典, 塚本達明, 村上康二, 林 孝行, 関口隆三, 縄野 繁 : 拡散強調画像およびダイナミック MRI 動脈優位相における肝細胞癌の分化度の評価. *日磁医誌* 2004 ; 24(S) : 38
- 17) Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H : Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. *AJR* 1999 ; 173 : 393-398
- 18) Burdette JH, Elster AD, Ricci PE : Acute cerebral infarction : quantification of spin-density and T₂ shine-through phenomenon on diffusion-weighted MR images. *Radiology* 1999 ; 212 : 333-339
- 19) Bihan D, Breton E, Lallemand D, Desbleds MT, Aubin ML, Vignaud J, Roger B : Contribution of intravoxel incoherent motion (IVIM) imaging to neuroradiology. *J Neuroradiol* 1987 ; 14 : 295-312
- 20) McFarland EG, Mayo-Smith WW, Saini S, Hahn PF, Goldberg MA, Lee MJ : Hepatic hemangiomas and malignant tumors : improved differentiation with heavily T₂-weighted conventional spin-echo MR imaging. *Radiology* 1994 ; 193 :

- 43-47
- 21) Rinella ME, McCarthy R, Thakrar K, Finn JP, Rao SM, Koffron AJ, Abecassis M, Blei AT : Dual-echo, chemical shift gradient-echo magnetic resonance imaging to quantify hepatic steatosis : implication for liver donation. *Liver Transpl* 2003 ; 9 : 851-856
- 22) Martin J, Sentis M, Zidan A, Donaso L, Puig J, Falco J, Bella R : Fatty metamorphosis of hepatocellular carcinoma : detection with chemical shift gradient-echo MR imaging. *Radiology* 1995 ; 195 : 125-130
- 23) Krinsky GA, Lee VS, Nguyen MT, Rofsky NM, Theise ND, Morgan GR, Teperman LW, Weinreb JC : Siderotic nodules at MR imaging : regenerative or dysplastic? *JCAT* 2000 ; 24 : 773-776
- 24) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Yi T, Ogata I, Nishi haru T, Urata J, Takahashi M : Small hepatocellular carcinoma in patients with chronic liver damage : prospective comparison of detection with dynamic MR imaging and helical CT of whole liver. *Radiology* 1996 ; 200 : 79-84
- 25) Paschal CB, Morris HD : K-space in the clinic. *JMRI* 2004 ; 19 : 145-159
- 26) Zee CS, Segall HD, Terk MR, Destian S, Ahmadi J, Gober JR, Colletti PM : SPIR MRI in spinal disease. *JCAT* 1992 ; 16 : 356-360
- 27) Baudouir CJ, Bryant DJ, Young IR : Fat suppression in magnetic resonance imaging at low field strength using binomial pulse sequence. *Br J Radiol* 1992 ; 65 : 132-136
- 28) Mitchell DG, Stolpen AH, Siegelman 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

Strategy for Routine MR Examination of the Liver in the Current Setting of Parallel Imaging Technique

Katsuhiko NASU, Yoshifumi KUROKI

*Department of Diagnostic Radiology, National Cancer Center Hospital East
6-5-1 Kashiwanoha, Kashiwa, Chiba 277-8577*

Parallel imaging technique, represented by sensitivity encoding (SENSE), is a recent development in MRI. It allows for the shortening of image acquisition time and frees MRI from many previous restrictions. The dramatic image improvement of diffusion-weighted single-shot echoplanar imaging (SENSE-DWI) is one such example.

In this article, the usefulness and technical limitations of SENSE as well as issues involved when SENSE is used in hepatic imaging will be discussed. The clinical impact of SENSE-DWI in liver imaging is also presented. Redefining the meaning of previous sequences, such as T₂-weighted turbo spin echo, T₁-weighted gradient echo, and dynamic MRI using intravenous contrast enhancement is examined.