

Parallel Imaging の臨床応用

市川 智章

山梨大学医学部放射線医学教室

はじめに

Parallel imaging (PI) は独立回路をもつ複数の受信コイル (phased-array multicoils) における各コイルエレメントの感度分布の違いを空間的位置情報の取得のために利用する手法であり, SENSE (sensitivity encoding) 法, SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics) 法に代表される¹⁾. PI は理論的に驚異的な高速化あるいは画像の高分解能化を生み出す革新的な技術であるため, 実際の臨床機で使用可能となる時期より宣伝が先攻してきた感がある. こういった PI のインパクトの大きさゆえの経緯および実際の臨床使用における感覚は, multidetector-row CT (MDCT) のそれと酷似している. さらに将来的な展望, すなわち MDCT におけるさらなる多列化の方向性と PI における受信コイルのさらなるマルチチャンネル化の方向性もオーバーラップする. 幸いなことに臨床の場では MDCT の使用法, 有用性が PI に先立ってほぼ確立された感があるので, PI をどのように臨床応用するか, また凄まじい撮像枚数にどのように対応していくかなどの問題を考える場合, MDCT の使用感覚が役にたつであろう. 紙面に限りがある本稿の中ですべての領域における PI の応用を解説することは不可能であるので, 技術的な解説は別項に譲り, かつ腹部領域での臨床応用を中心として概説する. また, 筆者が主として使用している機種は Philips Medical Systems の Gyroscan

Intera 1.5T であるので, PI = SENSE として話を進める.

腹部領域における SENSE 法の有効性

腹部領域における SENSE 併用の利点は, 1) 感度補正技術によるもの, 2) 撮像時間の短縮に起因するもの, の二つに大別される.

1) 感度補正技術

Phased-array multicoils を用いた撮像では, コイルに近い腹壁脂肪の信号が高く, コイルから遠い腹部中央で信号が低いという画像のむらが問題となる. このむらは各コイルエレメントによる受信信号の不均一性により生じるものであり, filming 時のコントラストレベルの設定を困難にし, 撮影には常に脂肪抑制を併用しなくてはならない, 腹壁近くでは脂肪抑制がかかりにくい, などの問題を生じる. SENSE 法では, phased-array multicoils における各コイルエレメントの感度プロファイルの違いを利用するという根本理論からわかるとおり, 感度プロファイルを求める reference scan を本 scan 前に行う. この過程は各コイルエレメントの不均一性を補正するのと同義であり, 結果として画像のむらが改善される (Philips 社ではこの処理ソフトを CLEAR (contrast level appearance) と呼んでいる)²⁾. メーカーによっては以前から PI とは独立した形で感度補正ソフトを搭載しているが, これらは被検者ごとに補正するものではないので画像全体に信号が低下した結果

キーワード parallel imaging, sensitivity encoding (SENSE), 3D-MRA, MRCP, single-shot EPI

画像のむらが目立たなくなるといった感覚があったのに対し、個々の被検者ごとに感度補正を行う CLEAR ではこのような弊害は見られない。CLEAR を用いる唯一の欠点は、reference scan 撮像による時間延長（1分内外）であるが、1検査で一回行えばよいので臨床的に問題となることは少ないと思われる。

2) 撮像時間の短縮

いうまでもなく SENSE を用いる最大の目的は撮像時間の短縮にある。SENSE における技術的および幾何学的詳細は他書を参考にしていただきたいが^{2),3)}、SENSE では最大で、使用する phased-array multicoils のコイルエレメントの数の1まで撮像時間を短縮できる。現段階では、4チャンネルコイルで撮像時間は1/4 (SENSE reduction (R) factor=4) まで使用可能である。もちろんこれ以下の SENSE R factor なら 0.1 間隔で選択できる。基本的に SENSE は併用するパルス系列を選ばないが、信号雑音比 (SNR; signal-to-noise ratio) はほぼ $1/\sqrt{\text{SENSE R factor}}$ に従い低下するので、使用に際しては SNR との trade-off ということになる。したがって、(1)造影剤を使用する、(2)コントラスト雑音比 (CNR; contrast-to-noise ratio) が元々高い、パルス系列の場合は SENSE 法のよい適応となる。具体的には全肝ダイナミックスタディ、造影 3D MRA (3D-MRA; contrast-enhanced three-dimensional MR angiography)、MRCP などである。逆に上記の条件に当てはまらない場合 (FSE 法 T₂強調画像など) は、SENSE 法使用によって得られるメリットとデメリットを十分検討する必要がある。

各 論

1) 肝臓

(a) FSE 法 T₂強調画像

FSE 法 T₂強調撮像に SENSE を併用するかどうかは今後十分検討する必要がある。SENSE を用いる利点としては、1) echo-train length (ETL) の減少に伴う磁化移動効果 (MTE; magnetization transfer effect) と T₂-filtering/blurring effect の減少、2) 撮像時間の短縮に伴う motion artifact の減少、が挙げられる。2) に関しては、SENSE 使用による実際の SNR 低下を補償するという派生効果もある。今のところ我々の施設 (山梨県厚生連健康管理センター) では、(1)本質的に画像コントラストが不足している FSE 法撮像に SENSE 使用における SNR の低下がどの程度影響するのかはまだ明らかではない、(2)最新機種における呼吸同期技術が格段に進歩しており、撮像時間の短縮に伴う motion artifact の減少というメリットが少ない、という理由から呼吸同期 FSE 法 T₂強調画像に SENSE は併用していない。実際の印象では SENSE R factor = 2 を用いて撮像時間を 1/2 にすると、見た目に画像の SNR が低下することが認識されるし、それにより病変の検出ができない症例も経験される (Fig. 1)。しかし呼吸同期又は呼吸停止が不良な症例では間違いなく SENSE の併用が有効であるのも事実である (Figs. 2, 3)。ここで実際に SENSE を併用する場合の留意点を挙げておく。SENSE を空間分解能向上目的で使用することも可能であるが、この場合の SNR の低下は時間分解能向上目的で SENSE 使用した場合に比し、理論的にも実際的にもより顕著であり注意が必要である (Fig. 2c)。また、肝臓に限ったことではないが、後述する 3D-MRA など造影剤を使用しない撮像に SENSE を併用する場合、現在のシステムで臨床的に許容できる SENSE R factor は 2 までと考えるべきである (Fig. 3f)。

このように FSE 法 T₂強調撮像の撮像において単に撮像時間短縮を目的として SENSE を使用

2002年8月13日受理

別刷請求先 〒409-3898 山梨県中巨摩郡玉穂町下河東 1110 山梨大学医学部放射線医学教室 市川智章

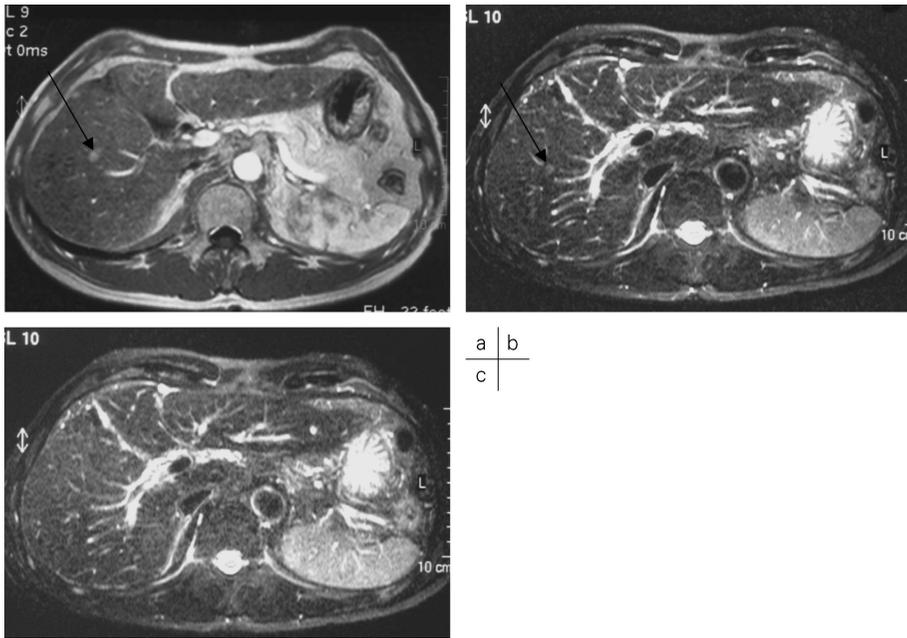


Fig. 1. Hepatic arterial-phase MR image (a) and respiratory-triggered fast spin-echo T₂-weighted MR images (RT-FSE T₂WI; TR/TE = 2300/100, echo-train length (ETL) = 11) without (b) and with (c) sensitivity encoding (SENSE) technique in a patient with a small hypervascular hepatocellular carcinoma (HCC)

Hepatic arterial-phase MR image (a) clearly shows hypervascular (hyperintense) small HCC in the right lobe of the liver (arrows). This HCC can be also demonstrated on RT-FSE T₂WI without SENSE (b) as hyperintensity, while it is missed on RT-FSE T₂WI with SENSE (c : SENSE R factor = 2). Please note that signal-to-noise ratio (SNR) of the image may be higher on (b) than on (c).

する場合は、今後詳細な検討が必要と考えられるが、ETL減少に伴う画像コントラストの改善を主眼とした場合、その効果は明らかである⁴⁾。近年、検査のスループットを重視する欧米では、肝臓MRI検査のプロトコールはすべて呼吸停止下撮像で構成するという方向性が示されているが、この場合ETL延長に伴う画像コントラストの低下（(MTEおよびT₂-filtering/blurring effectの増大による）が問題となる。周知のとおりSENSE法における撮像時間の短縮は位相エンコードステップの減少を基本とするが、multishotで撮像されるFSE T₂強調画像の撮影におけるSENSEによる撮像時間

の短縮は、ETLを減らすことではなくshot数を減らすことで達成される。したがってこの場合、撮像時間は短縮されるが、ETLは不変でMTEおよびT₂-filtering/blurring effect減少による画像コントラストの改善は期待できない。しかし、shot数および撮像時間（TR一定の場合）を同じにするのならより短いETLが使用可能となる。一般に肝臓におけるFSE法T₂強調画像の撮像では、MTEを抑えて十分なコントラストを得るためにはETLを11以下にすべきであるとされるが⁵⁾、通常呼吸同期又は何回かに分割した呼吸停止下撮像でないといけないlow ETLも、SENSE併用により一回

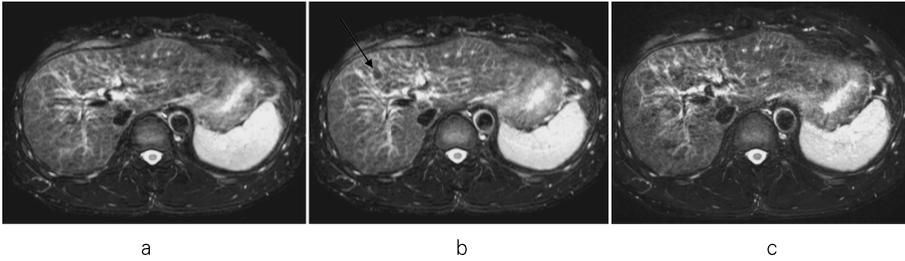


Fig. 2. Respiratory-triggered fast spin-echo T₂-weighted MR images (RT FSE-T₂WI) (TR/TE/ETL=2300/100/11, matrix=240×400) in a patient with cirrhotic liver. (a) without SENSE, (b) with SENSE (SENSE R factor=2), (c) high-resolution image with SENSE (matrix=336×560, SENSE R factor=2)

RT FSE-T₂WI without SENSE (a) slightly shows image degradation due to the presence of respiratory-motion artifacts. Image quality in the liver is better on RT FSE-T₂WI with SENSE (b) than on (a), resulting in identifying a hypointense, small dysplastic nodule at segment 4 (arrow) in the liver on (b) alone. High-resolution RT FSE-T₂WI with SENSE (c) shows a lack of signal-to-noise ratio (SNR), resulting in missing the dysplastic nodule seen on (b).

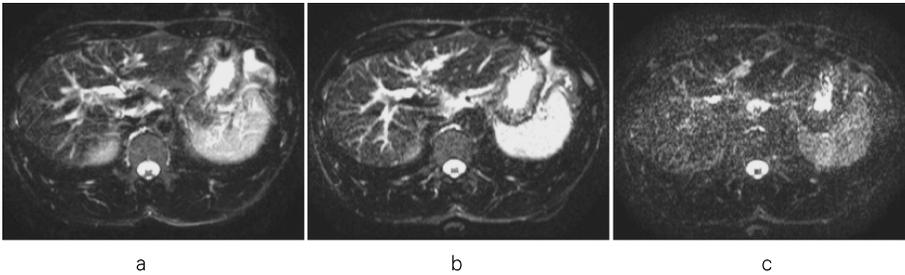


Fig. 3. Breath-hold fast spin-echo T₂-weighted MR images (BT FSE-T₂WI) (TR/TE/ETL=6624/130/28, matrix=256×256). (a) without SENSE (AT=39.7 s), (b) with SENSE (SENSE R factor=2, AT=19.9 s), (c) with SENSE (SENSE R factor=4, AT=10 s)

Image quality may be higher on BT FSE-T₂WI with SENSE (b : SENSE R factor=2) than on BT FSE-T₂WI without SENSE (a) due to a decrease of motion artifacts. However, BT FSE-T₂WI with SENSE (c : SENSE R factor=4) shows non-diagnostic image quality due to excessive diminishment of SNR.

呼吸停止下撮像で使用可能となる。

(b) ダイナミック MRI

周知のとおり、SENSE 使用における最大のデメリットは SNR の低下であるので、ダイナミック MRI や 3D-MRA のように造影剤使用により SNR の補償が可能な場合は積極的に使用するべきであろう。多血性肝細胞癌の検出における double arterial-phase 撮像の有用性は MDCT における検討でほぼ確立しているの

でここでは詳細を省くが^{6),7)}、SENSE 併用によりダイナミック MRI でも double arterial-phase 撮像が実現できる (Fig. 4)。多少時間は延長するものの、この撮像は脂肪抑制付加でも可能である (Fig. 5)。我々の検討では、MDCT における結果と同様、single arterial-phase に比べ、double arterial-phase MRI における多血性肝細胞癌の検出能は有意に勝っていた⁸⁾。さらに、(1) MRI では被曝増大の問題が

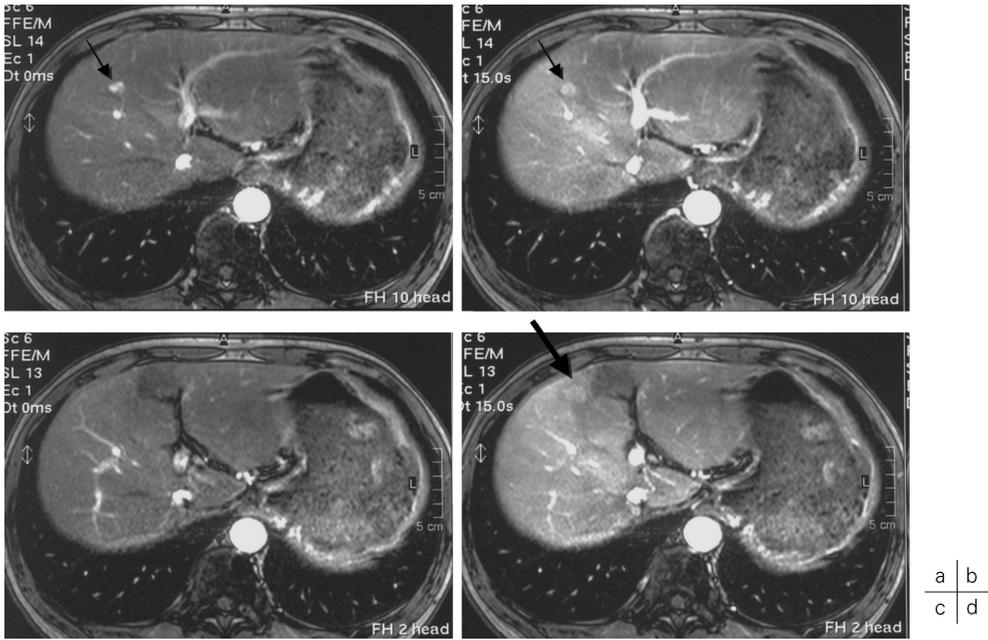


Fig. 4. Double arterial-phase MR images with sensitivity encoding (SENSE) technique (TR/TE = 131/4.6, matrix = 193 × 256, 20 slices/phase, AT = 9 s/phase, SENSE R factor = 2) in a patient with two hypervascular hepatocellular carcinomas (HCC) : (a, b) sequential, early arterial-phase MR images, (c, d) sequential, late arterial-phase MR images. One set of arterial-phase MR images is obtained with only a nine-second breath-hold. Please note that phase-encoding and motion artifacts are markedly reduced on these MR images. One nodule (small arrows) can be detected on both early (a) and late (c) arterial-phase MR images, while the other (large arrow) can be detected only on late arterial-phase MR image (d).

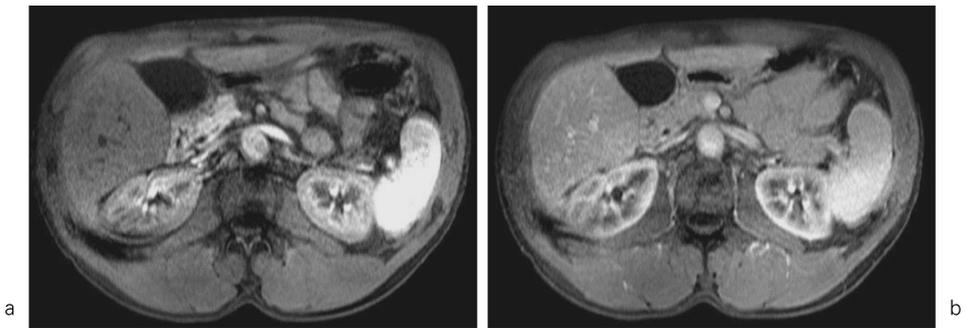


Fig. 5. Fat-suppressed (ProSet : 1-3-3-1), double arterial-phase MR images with sensitivity encoding (SENSE) technique (TR/TE = 131/4.6, matrix = 193 × 256, 20 slices/phase, AT = 14 s/phase, SENSE R factor = 2) in a patient with cirrhotic liver (No lesions are demonstrated.)

ない、(2)撮像時間短縮 (motion artifact の減少) により、特に息止め不良患者における画質改善が著明である、(3)位相エンコードステップの減少により大動脈からの phase-encoding artifact が減少する、など MDCT における double arterial-phase 撮像よりさらに使用するメリットが多いといえる。さらに、ダイナミック CT/MRI の動脈優位相を適切に撮影するためには、造影剤注入時間は最低でも動脈優位相撮像の時間と同等の長さが必要であるが、造影剤の

総投与量が少ないため注入時間が数秒で完了してしまう MRI では、撮像時間の短縮は必要不可欠である。

(c) Single-shot echo-planar imaging (EPI) を用いた T₂強調画像/拡散強調画像

コントラストが不足する FSE 法 T₂強調画像が主流である肝臓領域において、コントラスト分解能が卓越した single-shot EPI を T₂強調画像に応用する意義は大きい。特に以前我々が報告したように、小さな b 値 (通常 50~100 s/

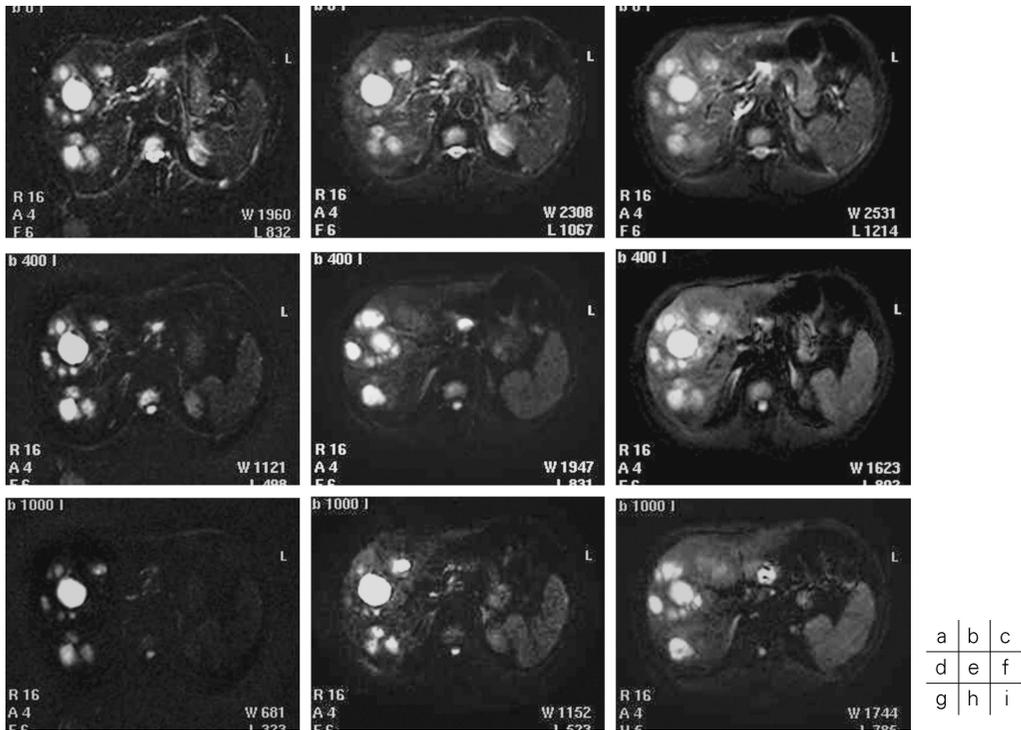


Fig. 6. T₂-weighted single-shot spin-echo echo-planar MR images (T₂-EPI; a-c) and diffusion-weighted EPI MR images (d-i) (DW-EPI; b values, (d-f) = medium (400 s/mm²) and (g-i) = large (1000 s/mm²) in a patient with multiple hepatic abscesses. (a, d, g) T₂- and DW-EPI without sensitivity encoding (SENSE) (TE = 148 ms), (b, e, h) T₂- and DW-EPI with SENSE (TE = 108 ms, SENSE R factor = 2), (c, f, i) DW-EPI with SENSE and half-Fourier technique (TE = 97 ms, SENSE R factor = 2)

Image degradation is severe and signal-to-noise ratio (SNR) of the images is excessively diminished on T₂-EPI and DWI-EPI without SENSE (a, d, g) caused by relatively long data-collection time. SENSE without (b, e, h)/with (c, f, i) half-Fourier dramatically improves the image degradation and the SNR of the images due to shortened TE and data-collection time.

mm²程度)を用いた拡散強調 single-shot EPI 画像は、T₂や perfusion の影響が大きく、みかけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient; ADC) 測定に於ける信頼性に欠けるものの、(1) T₂強調 single-shot EPI 画像よりさらに卓越した画像コントラストが得られる、(2)血管内および periportal area の高信号が抑制され、T₂強調 single-shot EPI 画像で血管との区別が難しい小病変の同定能が改善する、などの点で有用である⁹⁾ (Fig. 6a~c). この方法では、肝硬変の信号変化、T₂値の短い固形肝腫瘍性病変の描出能や門脈血流異常による肝区域性信号変化などの描出能は FSE 法 T₂強調像より優れている¹⁰⁾. Single-shot EPI 撮像に SENSE を用いると、TR 時間 (ここでいう TR は撮像間隔時間) に規定される総撮像時間は変わらないが (TR 短縮により変えることも可能)、ETL 減少によるデータサンプリング時間の短縮および実効 TE の短縮という効果により、十分大きな b 値 (400 s/mm² 以上) を用いた拡散強調画像においても画質改善 (画像のゆがみおよび sus-

ceptibility artifact の改善) が著明であり、今後の臨床応用に期待がもてる (Fig. 6d~i)¹¹⁾.

2) MRCP

上述したように、FSE 法による ETL imaging では ETL 減少に伴う MTE および T₂-filtering / blurring effect 減少効果が画像コントラストを改善する. この恩恵は FSE 法 ETL imaging の究極である single-shot FSE (SSFSE) 法を用いた MRCP で最も大きいと考えられる. 加えて MRCP 画像はもともと白黒の画像 (CNR が高く、軟部組織コントラストの良し悪しが問題とされない) であり、SENSE 併用における画像の SNR 低下が視覚的 (質的診断) に影響することが少ない. また、最近 MRCP に応用されはじめた balanced fast field-echo (balanced FFE) (true-FISP, FIES-TA, true-SSFP) 画像は SNR が高いのが特徴であり、MRCP における SENSE 併用の幅を今後さらに広げるものとして期待される¹²⁾. 我々の検討では、SENSE を併用すると SSFSE 法、balanced FFE 法による MRCP 画

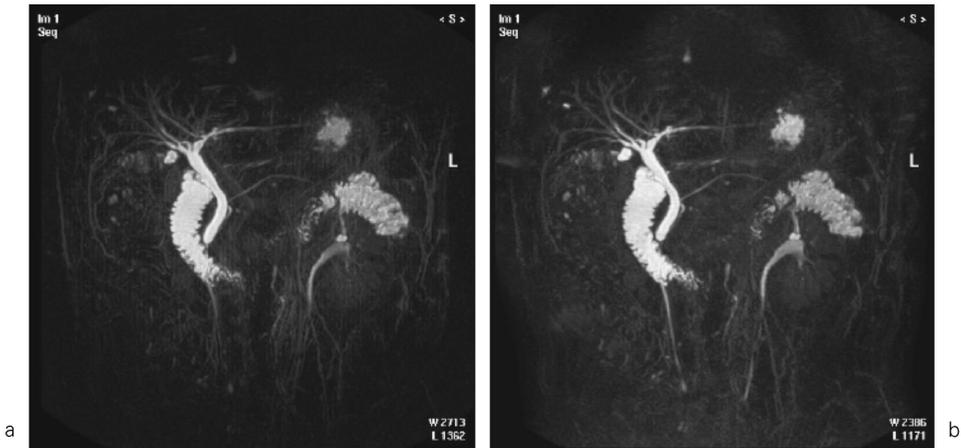


Fig. 7. Three-dimensional MR cholangiopancreatographic (3D-MRCP) images with single-shot fast spin-echo (SSFSE) sequence without (a) and with sensitivity encoding (SENSE) technique (b; SENSE R factor = 2)

Image quality of 3D-MRCP with SENSE (b) is considered to be similar to that of the image without SENSE (a) although signal-to-noise ratio (SNR) of (b) may be a bit lower than that of (a).

像の SNR はいずれの方法でも有意に低下するものの、SENSE R factor = 2 であれば、質的診断能に影響を及ぼすことはなかった (Figs. 7, 8a, b). しかし SENSE R factor = 4 又は 3D-MRCP 撮像における 2 方向 (2D) SENSE 法 (3D 撮像では位相エンコーディングが in-plane (x-y) と slice 方向 (z 軸) で行われるため、2 軸同時に SENSE を併用できる. この場合、SENSE R factor = 2 でも実質 SENSE R factor = 4 と効果は同等である. (詳しくは他書を参考のこと³⁾) では SNR の低下が質的診断能を有意に低下させた¹²⁾ (Fig. 8c). 満足のいく画像分解能で 3D-MRCP 撮像を呼吸停止下

で行うためには、SENSE R factor = 2 以上又は 2D-SENSE 法が必要であり、今後の高感度 RF コイルの開発やスライス方向における画像展開技術の洗練化などハード/ソフトウェアの進歩が望まれる.

3) 3D-MRA

Dynamic MRI 同様、造影剤により画像の SNR を補償できる 3D-MRA も SENSE 併用の良い適応である. 3D-MRA 画像の有用性はすべての領域ではほぼ確立した感があるが、頸動静脈や左腎動静脈、肺動脈と気管支動脈の分離、動脈血流の hemodynamics の評価などを目的として使用する場合は、まだまだ時間分解能

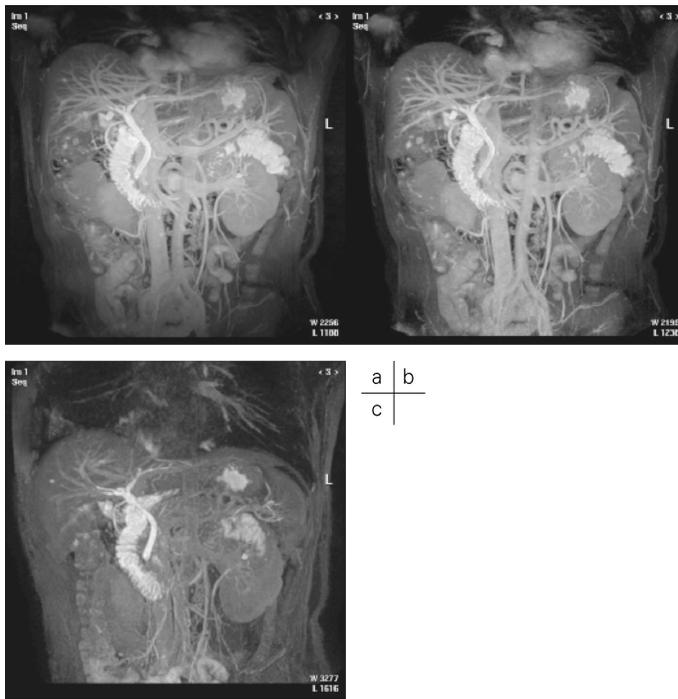


Fig. 8. Three-dimensional MR cholangiopancreatographic (3D-MRCP) images with balanced turbo field-echo (balanced TFE) sequence without sensitivity encoding (SENSE) (a), with SENSE (b; SENSE R factor = 2), and 2D-SENSE (c; SENSE R factor = 2 × 2) technique. Image quality of 3D-MRCP with SENSE (b) is considered to be similar to that of the image without SENSE (a) as well as Fig. 3. Signal-to-noise ratio (SNR) of (b) seems to be similar to that of (a). However, both image quality and SNR of the image are significantly diminished on the image with 2D-SENSE (c) compared with those of (a) and (b).

は不足している. 心大血管およびその分枝をターゲットとした 3D-MRA の撮像時間は, スライス枚数にもよるが SENSE R factor = 2 を使用した場合, 3~5 秒程度に短縮できる (Fig. 9). この場合の画質は SENSE を用いない場合と遜色ない. Preproduct ではあるが, 現在 SENSE R factor は最大で 4 まで使用可能であり (心臓用として開発された 5-channel surface multicoils では 5), これに half-Fourier

法を併用することにより, 大動脈から門脈までをカバーする 3D-MRA が subsecond で撮像可能となる. さらにこの撮像で得られた 3D-MRA 画像を最大値投影 (MIP; maximum intensity projection) 法により処理し, 各フレームを連続回転で観察すれば, 4D rotational MRA を構築できる (Fig. 10). これは SENSE による効果をすべて時間分解能向上のために使用した現在可能な最高速 3D-MRA (8~10 倍

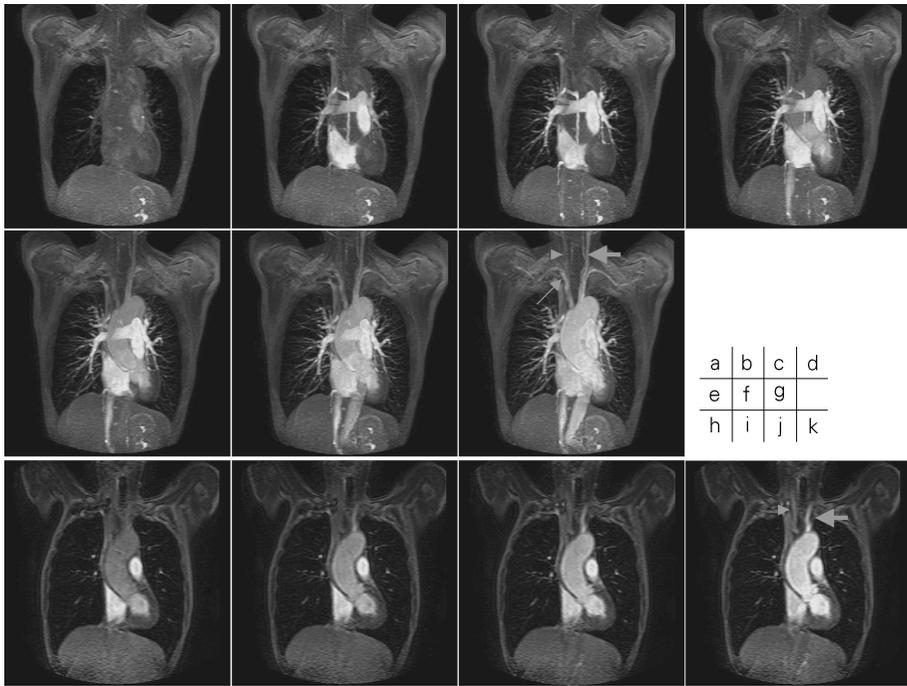


Fig. 9. Contrast-enhanced three-dimensional MR subtracted angiographic (3D-MRDSA) images with sensitivity encoding (SENSE) technique (TR/TE/FA = 3.1/0.96/25, 128 × 256 (512 interpolation), slice thickness/gap/number = 7 mm/3.5 mm/25, AT = 4.3 s/phase, SENSE R factor = 2) in a patient with dissection of the aorta and the right subclavicular and common carotid arteries. (a-g : maximum intensity projection (MIP) images, h-k : source images)

3D-MRDSA images can allow detailed evaluation of pulmonary and cardiovascular hemodynamics due to short duration time of 4.3 s for each phase. Walls of the right subclavicular (arrow) and common carotid (arrowheads) arteries are irregular based on the extension of aortic dissection to these arteries. Please note that the contrast-enhancement of the right subclavicular and common carotid arteries (arrowheads) occurs later than does that of the aorta and the left common carotid artery (large arrows) on the sequential source images (h-k). Such findings indicate that the right subclavicular and common carotid arteries may arise from false lumen of the aortic dissection.

速) であるが、この時間分解能であれば 4D-MRA と呼んでも差し支えなからう。実際のところ、この 4D-MRA は、(1) 現行 MR 装置のコンピュータ処理能力では画像補間法が併用できない、(2) SENSE R factor および geometry factor (他書を参考のこと³⁾) の増大に伴う SNR の低下が著しい、(3) SENSE R factor = 4 におけるデータ展開技術がいまだ不安定である、などの点であくまで work-in-progress ではあるし、3D-MRA の現状を考えたとき SENSE による効果の一部は空間分解能 (特にスライス方向) 向上に使用することも念頭に置かねばならないであろう。しかしながら、

SENSE 併用 3D-MRA の potential がいかに大きなものかは、この 4D-MRA で達成される時間分解能からおわかりいただけるのではないかと思う。

結 語

以上、腹部領域における SENSE の臨床応用に関して簡単に述べた。ここに挙げたアプリケーションはほんの一例にすぎず、実際パルス系列の組み合わせを選ばない SENSE の応用範囲は極めて広い。特に、もともとの CNR が高い MRCP や造影剤により SNR を補償できる

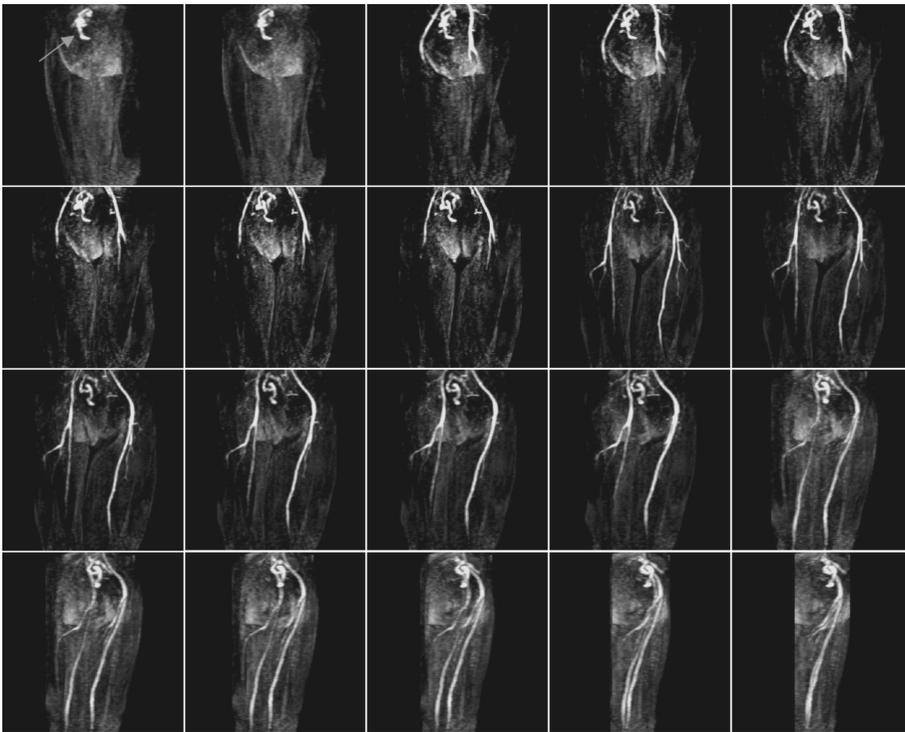


Fig. 10. Ultrafast (subsecond) four-dimensional rotational MR subtracted angiographic (4D rotational MRDSA) with a combination of sensitivity encoding (SENSE) and half-Fourier techniques (TR/TE/FA = 3.1/0.96/25, 128 × 256, slice thickness/gap = 7 mm/3.5 mm, AT = 0.7 s/phase, SENSE R factor = 4) in a patient with Klippel-Trenaunay-Weber Syndrome. (An arrow indicates essentially hyperintense, abnormal vasculatures with thrombus like AVM in Klippel-Trenaunay-Weber Syndrome.)

造影 MRI/MRA, データサンプリング時間短縮が劇的に画質改善につながる single-shot EPI などは最も良い適応であろう。SENSE 使用は SNR との trade-off によるので, より SNR 性能が良い RF コイルの開発は必須である。現在各メーカーともに, SNR 性能のみならずさらなるマルチチャンネル化を目指した RF コイルの開発にしのぎを削っており期待したい。また, 世界の動向から考えると, 我が国での軀幹部 3T MR 装置の導入も目前と考えられるが, 3T 装置に内在する 1) もとととの SNR が高い, 2) 比熱吸収比 (SAR; specific absorption rate) 基準により, TR の短縮および ETL 延長における制限が大きい, という環境は SENSE の使用を必然的なものとするであろう。このような現状を考えると, 現在および将来において SENSE が MRI に及ぼす影響は今後飛躍的に大きくなるものと考えられる。

謝 辞

本稿を終えるにあたり, 多大な協力を頂いた山梨県厚生連健康管理センター放射線技師, 兩宮良治, 植松弘, 宮崎弘二, 山梨大学医学部放射線科医師, 塚本達明, フィリップスメディカルシステムズ, 岡本英司の各氏に深謝いたします。

文 献

- 1) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 952-962
- 2) Van Cauteren M: SENSE の臨床応用. *Innervation* 2000; 15: 54-59
- 3) 栗原泰之, 栗原宣子, 谷 一朗, 他: Parallel Imaging—総論—. *日獨医報* 2002; 47: 12-18
- 4) 谷 一朗, 栗原泰之, 福島 徹, 中島康雄: 腹部領域の Parallel MR Imaging (SENSE) の臨床応用. *日獨医報* 2002; 47: 54-64
- 5) Low RN, Francis IR, Sigeti JS, Foo TK: Ab-

dominal MR imaging: comparison of T2-weighted fast and conventional spin-echo, and contrast-enhanced fast multiplanar spoiled gradient-recalled imaging. *Radiology* 1993; 186: 803-811

- 6) Murakami T, Kim T, Takamura M, et al.: Hypervascular Hepatocellular carcinoma: Detection with double arterial phase multi-detector row helical CT. *Radiology* 2001; 218: 763-767
- 7) Ichikawa T, Kitamura T, Nakajima H, Sou H, Tsukamoto T, Ikenaga S, Araki T: Hypervascular Hepatocellular carcinoma: can double arterial phase imaging with multidetector CT improve tumor depiction in the cirrhotic liver?. *AJR* 2002; October (in press)
- 8) Kitamura T, Ichikawa T, Tsukamoto T, Araki T, Amemia R, Miyazaki K, Okamoto E. The usefulness of double arterial-phase dynamic MR imaging with sensitivity encoding (SENSE) technique for detecting hypervascular hepatocellular carcinoma. *Proceedings of ISMRM 10th Annual Meeting, Honolulu, Hawaii, USA, 2002: 678*
- 9) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T: Diffusion-weighted MR imaging with single-shot echo-planar sequence: detection and characterization of 74 focal hepatic lesions. *AJR* 1998; 170: 397-402
- 10) Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T: Diffusion-weighted MR imaging in the upper abdomen: preliminary clinical experience in 61 patients. *Abdominal Imaging* 1999; 24: 456-461
- 11) Pruessmann KP, Weiger M, Muiswinkel AMC, et al. Sensitivity encoding for single-shot diffusion imaging. *Proceedings of ISMRM 7th Annual Meeting, Philadelphia, Pennsylvania, USA, 1999: 1815*
- 12) Ichikawa T, Tsukamoto T, Kitamura T, Amemia R, Okamoto E, Miyazaki K, Araki T. Efficacy of A Combination of Sensitivity Encoding (SENSE) Technique with 3D-MRCP Imaging with Balanced Turbo Field-echo and Single-shot Fast Spin-echo Sequences. *Proceedings of ISMRM 10th Annual Meeting, Honolulu, Hawaii, USA, 2002: 1933*

Clinical Application of Parallel Imaging

Tomoaki ICHIKAWA

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

Fast parallel imaging techniques using surface multicoils, such as sensitivity encoding (SENSE) or simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH), have recently raised interest in the field of MR imaging. The SENSE technique in particular has been successfully introduced in multiple areas of radiology to make faster MR acquisition possible. The major negative point of parallel imaging techniques is that they diminish signal-to-noise ratio in proportion to the numbers of reduction factors. Even with this problem, the SENSE technique has potential advantages. The advantages are especially true for contrast-enhanced MR imaging such as dynamic MR imaging in the liver, three-dimensional MR angiography (3D-MRA), and MR cholangiopancreatography (MRCP). The excellent scan speed of SENSE allows for acquisition of two separate sets of hepatic MR images within the time regarded as the hepatic arterial-phase (double arterial-phase technique) as well as that of multidetector CT. SENSE can also increase the time efficiency of spatial signal encoding in 3D-MRA. With SENSE, even ultrafast (sub second) 4D-MRA can be realized. For MRCP acquisition, high-resolution 3D-MRCP images can be constantly provided by SENSE. This is because SENSE resolves the presence of the severe motion artifacts due to longer acquisition time. Longer acquisition time, which results in diminishing image quality, is the greatest problem for 3D-MRCP imaging. In addition, SENSE reduces the train of gradient echoes in combination with a faster k-space traversal per unit time, thereby dramatically improving the image quality of single-shot echo-planar imaging (i.e. T₂-weighted, diffusion-weighted). In this issue, useful clinical applications of the SENSE technique, as well as its advantages and disadvantages will be discussed.