

SENSE 法の開発と腹部領域での有用性

小原 真

フィリップスメディカルシステムズ株式会社

はじめに

“撮像の高速化”は、MRIの腹部検査において重要な要素となる。大幅な撮像時間短縮をもたらす SENSE (sensitivity encoding) 法¹⁾が発表されて以降、その腹部臨床応用は急速に普及しており、検査スループットの向上、息止め時間の短縮、空間分解能の向上など検査の質を高めている。

SENSE 法は複数のコイル素子をもつシナジー (フェイズドアレイ) コイルの感度分布を利用して撮像時間を短縮する。シナジーコイルを撮像時間短縮に利用するという試みは 10 年以上前から既に始められていたが、それらの技術^{2)~5)}は臨床現場に應用されなかった。その理由は必要なハードウェアやコイルの感度分布の正確な測定において、困難が多かったからである。ようやく近年になって、このコンセプトを取り入れた *in vivo* 実験における二つの成功例が初めて報告された。その一つは 1997 年、Sodickson ら⁶⁾が発表した SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics) 法であり、もう一つが 1998 年に Pruessmann ら⁷⁾が発表した SENSE 法である。SMASH 法の、SENSE 法と比較した場合の大きな違いは、フーリエ変換によって画像を算出する以前、つ

まり k 空間上のデータに対してアルゴリズムが施行される点にある。SMASH 法の長所の一つは、コイルのキャリブレーションをしていく段階が単純で自動化されている点にある。一方、主たる弱点はコイル素子を直線的に配列しなければならないという制限があることである⁸⁾。最近これらの制限を克服するための技術が紹介されているが、それらは基本的にこれから詳述する SENSE 法に類似した手法を用いている。

SENSE 法の原理

ここではあくまで SENSE 法の原理について直感的理解を得るための記述にとどめる。数学的表現を用いた論理の展開は、参考文献 1 を参照していただきたい。

1. 撮像時間短縮方法

SENSE 法を使うと、シナジーコイルのコイル素子各々の感度分布を信号のエンコードに用いることによって、 k 空間のサンプリング数を減らし、撮像時間を短縮することができる。これを Fig. 1 および Fig. 2 で説明する。Fig. 1 は十分な FOV で得られた頭部画像と、その時の k 空間サンプリングである。ここではサンプリングを実線で示している。Fig. 2 ではサン

この総説は、第 29 回日本磁気共鳴医学会大会シンポジウム「これからの腹部 MRI」での講演を中心にまとめたものである。

キーワード sensitivity encoding, SENSE, multiple RF receiver, abdominal imaging

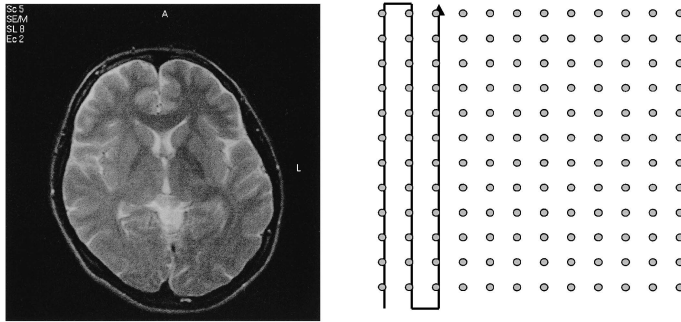


Fig. 1. The full FOV image is shown on the left with the corresponding trajectory through k-space for this image on the right. The solid line in k-space indicates the sampling procedure.

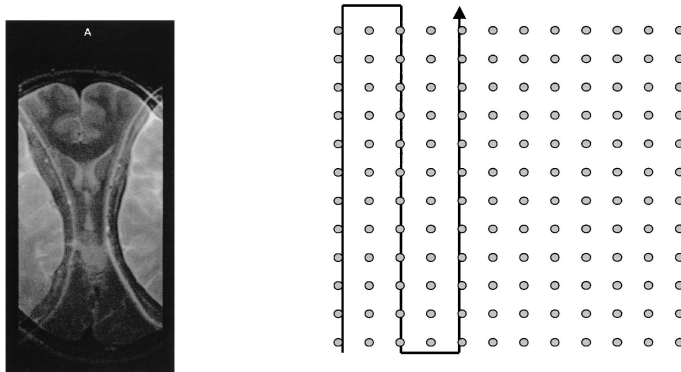


Fig. 2. Increasing the distance between sampled lines in k-space (right) results in a reduced FOV and foldover artifacts (left).

プリングライン間隔を Fig. 1 の 2 倍に広げている。よってサンプリングライン数が半分に減少し、撮像時間は 2 分の 1 に短縮する。またフーリエ変換後の画像は、FOV が 2 分の 1 となり折り返しアーチファクトを生じる。SENSE 法は、シナジーコイルを用いた信号のエンコードによって、Fig. 2 のような折り返しアーチファクトを元に戻す。

2. SENSE アルゴリズム

折り返しアーチファクトを元に戻すアルゴリズムを SENSE アルゴリズムという。図を用いてこの説明を行っていく。Fig. 3 では、同じ被写体をコイルと FOV を変えて撮像し比較している。Fig. 3(a) は FOV 全体で均一な感度をもつコイルを用いて撮像された画像、(b) は図中に示された表面コイル “コイル 1” によって撮像された画像、(c) は (b) と同じ位置に置かれたコイル 1 を用いてサンプリングライン数を 2

2002 年 1 月 17 日受理

別刷請求先 〒108-8507 東京都港区港南 2-13-37 フィリップスビル フィリップスメディカルシステムズ棟
小原 真

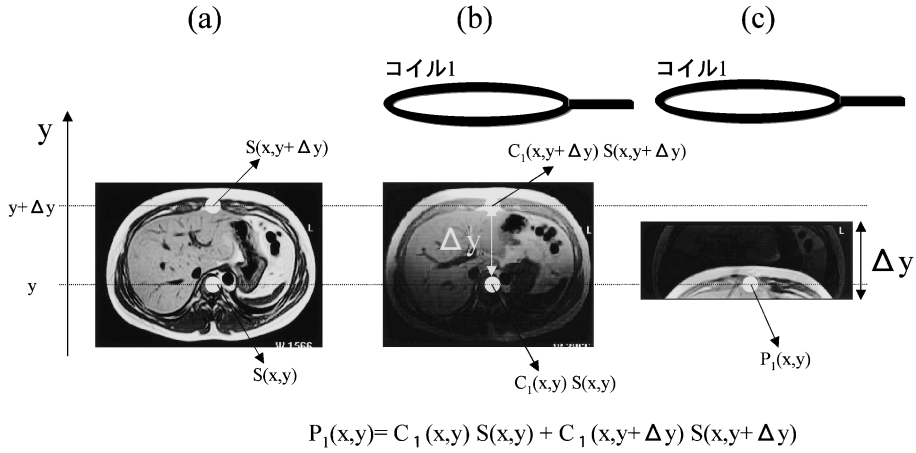


Fig. 3. (a) This image is acquired using a coil with uniform sensitivity within the desired imaging plane. $S(x, y)$ and $S(x, y + \Delta y)$ are the signal intensity of pixel (x, y) and $(x, y + \Delta y)$. (b) Surface coil “coil 1” is placed anteriorly on the abdomen. The image intensity is influenced by the spatially varying sensitivity of coil 1. The intensity of pixels (x, y) and $(x, y + \Delta y)$ can be formulated as $C_1(x, y) S(x, y)$ and $C_1(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y)$. The $C_1(x, y)$ is coil sensitivity coefficient at pixel (x, y) . (c) This image, also acquired by coil 1, has an aliasing artifact because the number of sampling lines is reduced by half compared with (b). The signal intensity of pixel (x, y) defined as $P_1(x, y)$ include the contribution from superimposed pixels (x, y) and $(x, y + \Delta y)$. Therefore the pixel intensity $P_1(x, y)$ can be written as: $P_1(x, y) = C_1(x, y) S(x, y) + C_1(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y)$.

分の1にして得られた画像である。ここで三つの画像において共通なボクセル (x, y) , $(x, y + \Delta y)$ における信号強度に注目する。この Δy は(c)図中に矢印で示したように画像(c)の y 方向のFOVの大きさ、つまり信号が折り重なる2点間の距離である。(a)で示されているボクセル (x, y) , $(x, y + \Delta y)$ における信号強度 $S(x, y)$, $S(x, y + \Delta y)$ がSENSEアルゴリズムによって求める未知の値である。(b)ではコイル1の感度分布が均一でないため、信号強度はその影響を受ける。ボクセル (x, y) , $(x, y + \Delta y)$ におけるコイル1の感度係数を $C_1(x, y)$, $C_1(x, y + \Delta y)$ と定義すると、各々のボクセルにおける信号強度は $C_1(x, y) S(x, y)$, $C_1(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y)$ と表される。つまりコイル1で得られる各ボクセルの信号強度は、感度が均一なコイルによって得られる信号強度にコイル1の感度係数を乗じた値となる。感度

係数はあらかじめ行うリファレンススキャン(後述)によって算出しておく。(c)におけるボクセル (x, y) の信号は(b)における2点 (x, y) , $(x, y + \Delta y)$ の信号が加算されたものとなるので、その信号強度は次式で表される。

$$P_1(x, y) = C_1(x, y) S(x, y) + C_1(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y)$$

この信号強度 $P_1(x, y)$ は実測値として求められ、 $C_1(x, y)$, $C_1(x, y + \Delta y)$ の実測値はリファレンススキャンにより得られる。一つの表面コイルを用いた場合、未知の値が $S(x, y)$, $S(x, y + \Delta y)$ の二つに対し得られる式が一つであるからこれらを算出することはできない。しかしFig. 4に示すように“コイル2”を追加した場合は、式が二つ得られ、

$$\begin{aligned} \text{コイル1} \cdots P_1(x, y) &= C_1(x, y) S(x, y) \\ &+ C_1(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y) \end{aligned}$$

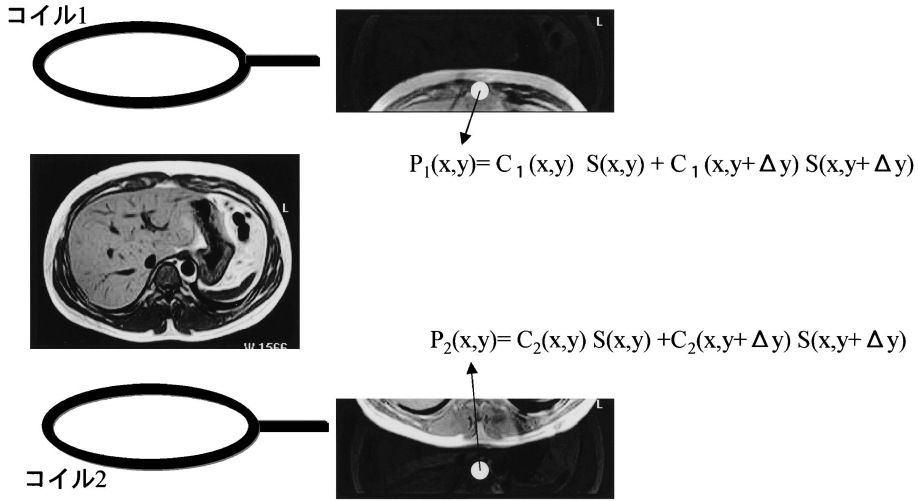


Fig. 4. In this case a two elements Synergy coil is used. The signal intensities of pixel (x, y) obtained respectively by coil 1 and coil 2 are defined P1 (x, y) and P2 (x, y). There are two equations for P1 (x, y) and P2 (x, y) in this figure.

$$\begin{aligned} \text{コイル2} \cdots P_2(x, y) &= C_2(x, y) S(x, y) \\ &+ C_2(x, y + \Delta y) S(x, y + \Delta y) \end{aligned}$$

という連立方程式が成立するため、 $S(x, y)$, $S(x, y + \Delta y)$ を算出することができる。同様の計算を関心領域すべてのボクセルに対して施行すれば、折り返しアーチファクトを生じた画像を元に戻すことができる。Fig. 4 では2コイル素子を考えたが、コイル素子数を増やせば得られる式の数もそれと同じ数だけ増えるため、さらに未知の求める値を増やすことができる。未知の値を増やすということはFOVをさらに小さく設定し、折り返して重なる点を増やすということであるから、それは撮像時間がさらに短縮可能であることを意味する。つまりSENSE法の撮像時間短縮率はシナジーコイルのコイル素子数に依存する。この短縮率はリダクションファクター： R で表され、ユーザーが任意に決定可能である。例えば四つのコイル素子をもつシナジーコイルを用いた場合 R は1~4までの任意の数値に設定可能となる。 R は整数である

必要はない。

3. リファレンススキャン

SENSEアルゴリズムを施行するに当たって、撮像断面におけるコイルの感度係数の分布を決定することは非常に重要なステップである。この感度係数の測定のために、各々のコイル素子とガントリ内蔵ボディコイルそれぞれで画像を取得する。これをリファレンススキャンという。感度分布をもつ各コイル素子の画像を、感度が均一な内蔵ボディコイルの画像で割り算することにより感度係数マップが作成される⁹⁾。

SENSE法が、以前からある同様の手法つまり折り返しの生じた画像から折り返しのない画像を算出する手法と異なるのは、被写体にコイルをセッティングした状態でリファレンススキャンを行っている点である。リファレンススキャンは一度行っておけば、その測定結果を一連の撮像シーケンスに用いることができる⁸⁾。

4. SENSE法のSN比

設定可能なリダクションファクター R は、

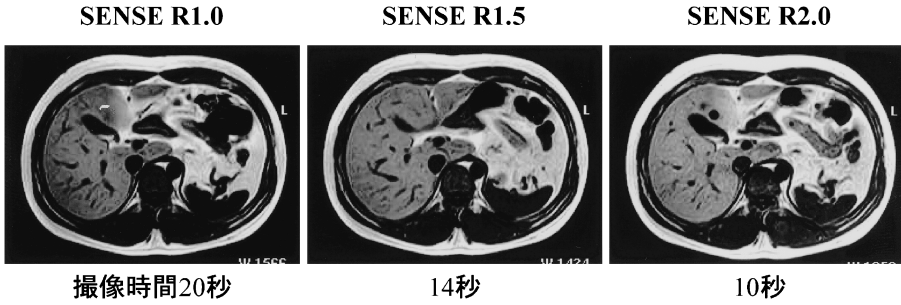


Fig. 5. (Left image) Reduction factor : R is 1.0 (Non-SENSE) and scan time is 20 sec. (Middle image) R is 1.5 and scan time is 14 sec. (Right image) R is 2.0 and scan time is 10 sec. In the image with R=2.0 minor noise enhancement occurs in the middle part, because the g factor increases. In the image with R=1.5, such noise is invisible.

シナジーコイルのコイル素子数に依存して決まる．Rが増加するという事はRに比例してサンプリングライン間隔を広げていることであるから，Rの平方根に反比例してSN比は減少していく．またSENSE法ではコイルの感度分布と，折り返して重なっている各々のボクセル本来の位置との幾何学的な関係がSN比に影響する．この幾何学的な関係を反映した値は，ジオメトリファクター：gと定義される^{1),9)}．Rとgを用いることによって，SENSE画像，SENSE法を用いず完全な位相エンコードサンプリングからフーリエ変換を行った画像の，関心領域内の任意の場所におけるSN比の比較は，

$$\text{SNR}^{\text{SENSE}} = \text{SNR}^{\text{full}} / g\sqrt{R}$$

と表される．ここで $\text{SNR}^{\text{SENSE}}$ はSENSE法を使用した場合のSN比， SNR^{full} はSENSE法を用いず完全な位相エンコードサンプリングからフーリエ変換を行った場合のSN比を示している．gはセットしたコイルの形状や配置，スライス位置や角度，FOVの大きさ，撮像時間短縮率によって変化する．例えば，FOVに対して十分な感度をもたないコイルを用いた場合，感度の低い領域においてgが高くなり，SN比が減少する．関心領域に対して最適化されたコイルを使用することが重要である．また

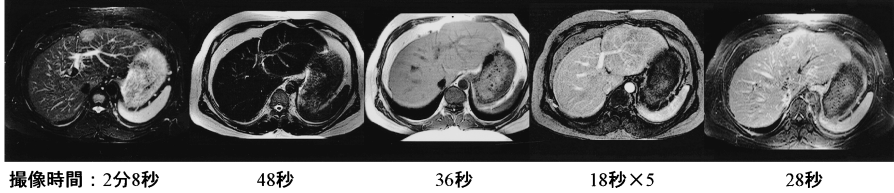
Rが変化すると，折り返して重なるボクセルの位置や数が異なってくるため，gも変化する．通常Rの増加に伴いgも高くなるため，Rを決定するときに考慮する必要がある．gはボクセル位置に特異な値となるため，SENSE画像はノイズレベルが領域に依存する．よって対象物の外側に位置するバックグラウンドのノイズレベルから画像のSN比を評価することはできない．

Fig. 5が示す画像は4コイル素子のシナジーコイルを用いてSENSE法を施行したものである．ここではRの変化による画像の比較を行っている．1番左からRは1.0, 1.5, 2.0と変化しているため撮像時間は20秒，14秒，10秒となっている．Rが2.0の画像では画像中央部においてわずかだがノイズが強調されている．つまりこの領域ではgが高くなっている．しかしRが1.5の画像ではほとんどその影響が認められない．SENSE法はRを小数点以下で設定可能なため，状況に応じて最適なSN比と撮像時間を決定することができる．

臨床応用

SENSE法が発表されてから^{1),8),10)}，その臨床応用は驚くほど急速に進められている．特に

Conventional : Total 5分30秒



SENSE : Total 3分20秒

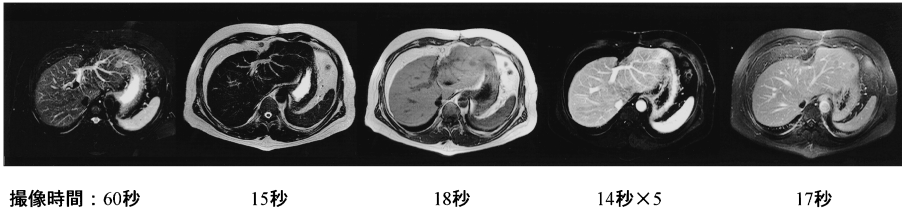


Fig. 6. Comparison for a total abdominal routine study time between the conventional method and SENSE. With the conventional method, the total study time is 5 min 30 sec while using SENSE it is 3 min 20 sec (Courtesy : Kurashiki Central Hospital, Japan)



Fig. 7. 3D T1W fast field echo : 3D T1 FFE (TR/TE 4.1 ms/1.3 ms), SENSE (+), R=2.0, matrix 256×256, number of slices 26, scan time 3.5 sec/1 dynamic, 6 dynamics within 21 second (1 time breath hold) (Courtesy : Kurashiki Central Hospital, Japan)

腹部領域は動きという問題を軽減できることから最も応用例が多い。一部をここで紹介する。

1. 検査時間の短縮

Fig. 6 では従来法と SENSE 法における検査時間を比較している。各シーケンスにおける撮像時間の合計を比較すると、従来法では 5 分 30 秒となるが SENSE 法では 3 分 20 秒である。分解能やコントラストに変化はなく、

SENSE 法がスループットの改善や患者負担の軽減において有用であることが分かる。また、コイルの感度係数を用いて画像再構成を行う SENSE 法の画像は感度ムラが生じていない。

2. Time resolved (4D) 造影 MRA

Fig. 7 のスキャンは 1 ダイナミック 3.5 秒で 26 スライスを集積している 3D 撮像である。撮像時間が短いため、テストインジェクション

を施行することなく造影剤流入による腎動脈と腎実質の描出を明瞭に分離している．造影 MRA のパラメータは通常限界まで TR, TE を短く設定するため、装置のハードウェアの性能によって撮像時間が決定されてしまうが、SENSE 法によってさらに撮像時間を短縮できる．時間分解能が重要視される造影 MRA, パフュージョン撮像などに有用である．

3. 高分解能造影 MRA

3D 造影 MRA において、k 空間の中心付近からサンプリングを開始して造影剤が動脈相に流入したタイミングでコントラストを決定する技術を CENTRA (Philips) という．CENTRA の特徴は空間分解能を高くして撮像時間を延長しても動脈相優位な描出が可能となることである．この技術に SENSE 法を併用することによって、空間分解能の向上に伴って延長する撮像時間を短くすることが可能となり、臨床応用が容易となる．Fig. 8 はこの技術を用いて撮像した例を示している． 512×512 のフルマトリックス、撮像スライス枚数 72、撮像時間は 2 分 2 秒に達するが動脈相を描出してい

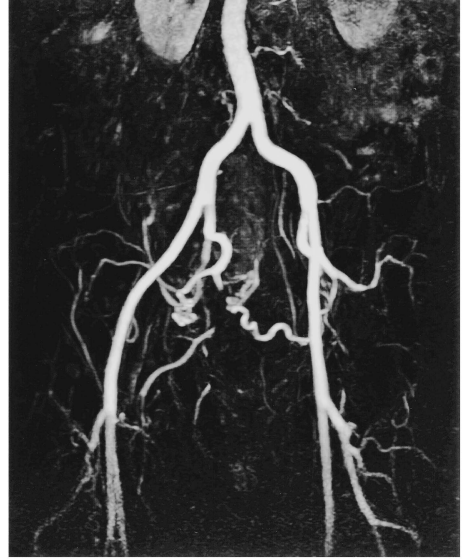


Fig. 8. 3D T₁W fast field echo : 3D T₁ FFE, SENSE (+), R=2.0, matrix 512×512 , number of slices 72, 1-2-1 PROSET (1-2-1 binomial pulse to excite the water selectively), CENTRA (sampling starts from the central part of k-space), scan time 2 min 2 sec (Courtesy : Tokyo Metropolitan Police Hospital, Japan)

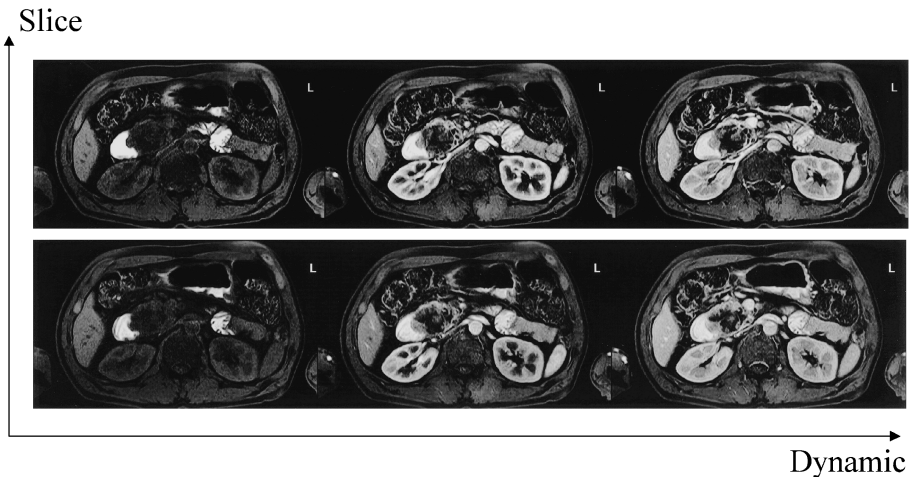


Fig. 9. Multi slice fast field echo : MS FFE (TR/TE 202 ms/4.2 ms), SENSE (+), R=1.8, matrix 352×210 , slice thickness 5.0 mm, number of slices 18, 1-2-1 PROSET, scan time 20 sec/1 dynamic (Courtesy : National Cancer Center East Hospital, Japan)

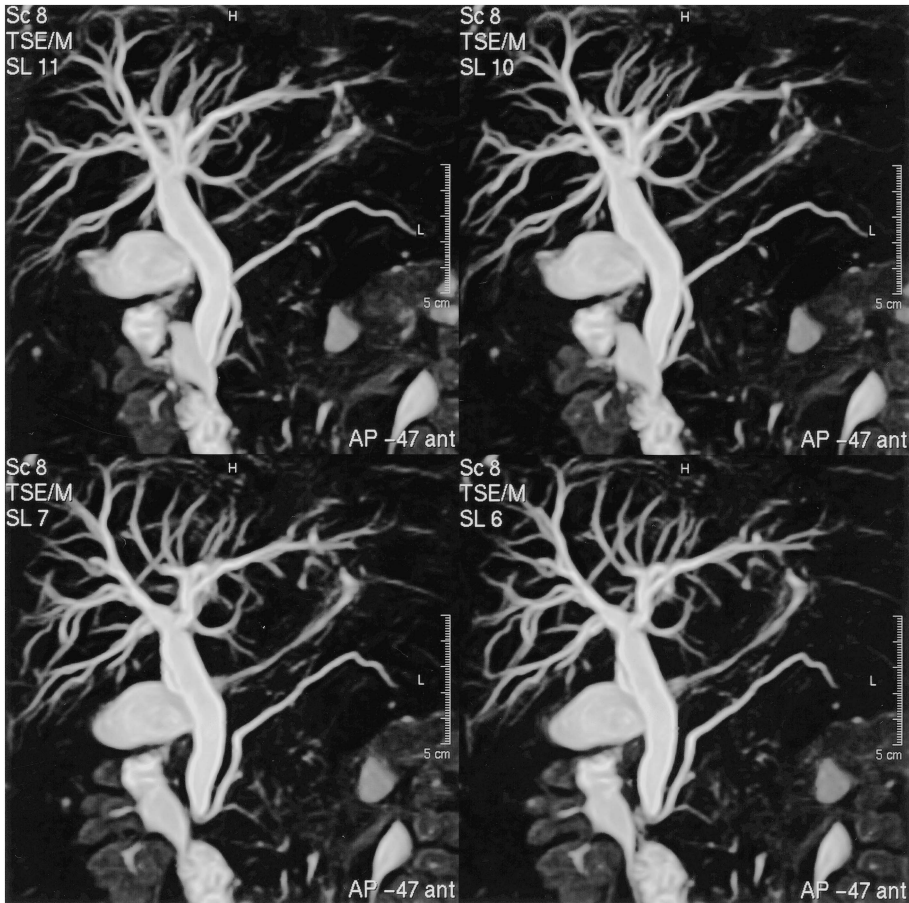


Fig. 10. 3D turbo spin echo : 3D TSE (TR/TE 1800 ms/700 ms), turbo factor 110, echo space 6.8 ms, SENSE (+), R=2.0, matrix 256×215, slice thickness 0.6 mm, number of slices 50, SPIR, scan time 1 min 23 sec (Respiratory Triggering) (Courtesy: Hobara Central General Hospital Minami Clinic, Japan)

る。従来は4分以上の撮像時間となるが、R=2.0のSENSE法によって約2分まで短縮している。

4. 高分解能ダイナミック検査

息止めを用いた検査にSENSE法を用いることによって、限られた時間の中で高い空間分解能を得ることができる。Fig. 9の画像はfast field echo (FFE)法を用いたダイナミック検査である。20秒の息止め時間で位相エンコード方向のマトリックスを210に設定した高分解

能撮像である。また、Rを1.8に設定することによって関心領域中央部のgの増加を防いでいる。

5. 呼吸同期を併用した撮像

呼吸同期を併用した撮像の利点は、息止めという時間的な制約がないことから最適な空間分解能とSN比を確保することができる点にあり、逆に短所は撮像時間の延長である。呼吸同期にSENSE法を併用することによってこの短所をカバーすることができる。Fig. 10は呼吸

同期を併用した 3DMRCP 撮像である。3D 撮像であることからスライス厚を 0.6 mm と薄く設定している。この撮像方法は従来撮像時間が 3 分を超えていたが、SENSE 法によって 1 分 23 秒に短縮されている。

将来性

前述したように SENSE 法には様々な有用性がある。しかし多くの施設でルーチン応用がスタートしてからまだ 1 年未満であるため、その有用性をさらに見だしていき、より最適なパラメータを設定して日々の検査に生かしていくことが求められる。その中で開発メーカーに求められるのはいかにジオメトリファクター g の値を関心領域内で低く保ちつつ、リダクションファクター R を高く設定可能にできるかである。既に SENSE アルゴリズムに用いるコイル感度情報の付加、コイル素子数の増加、関心領域に合わせたコイル素子の配置や大きさの最適化によって高い R を用いた良好な結果が報告されており¹¹⁾、今後は日常ルーチン検査に応用して改良を進めていく段階にある。

さらに SENSE 法は、spiral imaging, radial imaging など従来とは異なる k 空間のサンプリングを行うシーケンスへの応用が期待される。既に spiral imaging 法への SENSE 法の使用が報告されている¹²⁾。今後の撮像シーケンスの進歩が SENSE 法の新たな臨床応用を生み出していくと思われる。

高磁場装置の開発にとって SENSE 法は不可欠な技術である。その理由は、静磁場強度が高くなると EPI 法における磁化率アーチファクトの増大、RF 発熱による制約が大きくなるからである。SENSE 法は EPI ファクターやターボファクターを減少させることができることからこれらの制約を軽減できる。また高い SN 比を確保することのできる高磁場装置であれば、リダクションファクター R を現在用いられている値よりさらに高く設定可能となる。

MRI のハードウェアやソフトウェアが進化し、臨床現場のニーズが多様化するにつれ、SENSE 法の応用範囲はさらに広がっていくであろう。

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) Hutchinson M, Raff U: Fast MRI data acquisition using multiple detectors. *Magn Reson Med* 1988; 6: 87-91
- 3) Kwiat D, Einav S: A decoupled coil detector array for fast image acquisition in magnetic resonance imaging. *Med Phys* 1991; 18: 251-265
- 4) Kelton JR, Magin RL, Wright SM: An algorithm for rapid image acquisition using multiple receiver coils. In: *Proceedings of the SMRM 8th Annual Meeting, Amsterdam, 1989*; 1172
- 5) Ra JB, Rim CY: Fast imaging method using multiple receiver coils with subencoding data set. In: *Proceedings of the SMRM 10th Annual Meeting, San Francisco, 1991*; 1240
- 6) Sodickson DK, Manning WJ: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): ultrafast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997; 38: 591-603
- 7) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: Coil sensitivity encoding for fast MRI. In: *Proceedings of the ISMRM 6th Annual Meeting, Sydney, 1998*; 579
- 8) Van Cauteren M: SENSE と SMASH; 複数の受信コイルを用いた新しい高速撮像法. *INNERVISION* 1999; 14(9): 20-23
- 9) Pruessmann KP, Weiger M, Boesiger P: Sensitivity encoding cardiac MRI. *JCMR* 2001; 3: 1-9
- 10) Van Cauteren M: SENSE の臨床応用. *INNERVISION* 2000; 15(9): 54-59
- 11) Weiger M, Pruessmann KP, Leussler C, et al.: Specific coil design for SENSE: a six-element cardiac array. *Magn Reson Med* 2001; 45: 495-504

- 12) Pruessmann KP, Weiger M, Bornert P, et al. : k-space trajectories. Magn Reson Med 2001 ; Advances in sensitivity encoding with arbitrary 46 : 638-651

SENSE : Current Status and Future Development in Particular for Applications in Abdominal Imaging

Makoto OBARA

*Philips Medical Systems Japan
Philips Bldg. 13-37 Kohnan 2-chome, Minato-ku, Tokyo 108-8507*

A new approach for fast acquisition using multiple RF receiver coils with independent RF pathways, known as “phased array” or “synergy” coils is discussed. Until now, this combination of multiple receiver coil elements has been utilized primarily to improve image quality, specifically signal-to-noise ratio (SNR). The information contained in the spatial sensitivity profiles of the individual receiver coil elements is not exploited.

Since 1988 many researchers have tried to change this. It was not until 1997 that Sodickson presented the first realistically workable implementation, called SMASH. Soon thereafter Pruessmann et al introduced the SENSE technique. At present, only Pruessmanns technique has been implemented successfully in a clinical routine system. Both SMASH and SENSE algorithms reconstruct missing data to obtain an image without backfolding artifacts. The way that this is actually done represents the main difference between the two techniques. SMASH will perform this calculation on the raw data, before the Fourier transform, while SENSE will work with the images obtained from the respective coils.

In the three years since the SENSE technique has become available at clinical sites, the number of applications where parallel imaging made a real difference has been remarkable. In particular, in abdominal imaging SENSE can be used advantageously because of the need for breath hold or respiratory triggering scans. Scan time for a 3D high spatial resolution scan can be made shorter than 4 seconds.

SENSE has established itself as a routine technique in many hospitals already. A broad range of future applications are being considered and even implemented in the clinical environment.