

パラレルイメージングプログラムの開発

今井 広, 春日 敏夫^{*}, 宮地 利明^{*},
笠井 治昌^{**}, 川野 誠^{**}, 杉山 雅之^{**}

金沢大学大学院・医学系研究科・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11-80

^{*}金沢大学医学部保健学科・放射線技術科学専攻・〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11-80

^{**}名古屋市立大学付属病院中央放射線部・〒467-8602 愛知県名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1 番地
(2002 年 11 月 1 日, 最終 2002 年 11 月 28 日受理)

Development of Parallel Imaging Program

Hiroshi IMAI, Toshio KASUGA^{*}, Toshiaki MIYATI^{*},
Masaharu KASAI^{**}, Makoto KAWANO^{**} and Masayuki SUGIYAMA^{**}

Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University
5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942 Japan

^{*}Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kanazawa University
5-11-80 Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942 Japan

^{**}Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital
1 Kawasumi, Mizuho, Mizuho, Nagoya, Aichi, 467-8602 Japan
(Received November 1, 2002, in final form November 28, 2002)

Abstract : Parallel imaging in magnetic resonance imaging (MRI) is a method to reduce the acquisition time by using phased array coils. However, there are a small number of commercial diagnostic MR imagers which could be used that method. Therefore, we developed a parallel imaging program for sensitivity encoding (SENSE). We produced sensitivity maps calculated from phantom images which was obtained with each coil element. Next, we eliminated wrap-around artifacts by using the sensitivity maps. Parallel imaging with SENSE made it possible to achieve fast scan or remove wrap-around artifacts.

Key words : Magnetic Resonance Imaging (MRI), Fast imaging, Artifact, Parallel imaging

1. 緒 言

Magnetic Resonance Imaging (MRI) における撮像時間の短縮のために、傾斜磁場性能の向上、パルスシーケンスの改良が行われてきた。今日では、シングルショット高速スピンエコーや echo planar imaging (EPI) などにより 1 秒以下の撮像も可能となっている。しかし、傾斜磁場による神経刺激やラジオ波による熱の発生などの理由から、これらの方法には限界がある。そこで、パルスシーケンスを変更することなく撮像時間の短縮が可能な手法であるパラレルイメージングが考案された。パラレルイメージングの 1 手法である sensitivity encoding (SENSE) [1] は、

複数個のフェイズドアレイコイルを用いて画像を同時収集する。この時、位相エンコードステップの間隔を広げて収集することにより高速撮像を行い、その後、各コイルの感度分布の違いを利用して、生じた折り返しアーチファクトを後処理により分離する。画像領域で処理を行う SENSE は、k 空間で処理を行う simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) [2] と比較して、アーチファクトが非常に少なく [3]、コイル配置、パルスシーケンス、k-space トラジェクトリが比較的自由に選択可能であるという特徴をもつ [4]。そのため、三次元造影 MR アンギオグラフィーや心臓イメージング、MR スペクトロスコピーなど、撮像時間の長い撮像法や短時間撮

像の必要な部位などに広く適用可能であることが報告されている[5-9]。

しかしながら、現行のMRI装置の中でSENSEの手法が完備されている機種は非常に少ない。われわれは、SENSEの装備されていない装置であっても高速撮像および折り返しアーチファクトの除去が行えるようにSENSE用パラレルイメージングプログラムの開発を行った。その中で、あらかじめ作成した感度マップを使用することによって、スキャン毎に感度マップの作成を省略した。以下に、SENSE用パラレルイメージングプログラムの概要とその画質に関して論じる。

2. 理 論

SENSEは、撮像時間短縮のためにk-spaceにおける位相エンコード方向の充填間隔を広げる。k-space上の各ラインである位相エンコードステップの数は撮像時間と比例するため、間隔を n 倍すれば、撮像時間は $1/n$ に短縮されることになる。この n をreduction factorと呼ぶ。以下、説明を簡単にするためフェイズドアレイコイル2個、reduction factorが2の場合を考える。

Reduction factorを大きくすると撮像時間は短縮されるが、位相エンコードステップの間隔が広がるためナイキスト周波数が低下する。これにより、撮像視野(FOV)の外に存在する被写体が画像内に折り返り、折り返しアーチファクトが生じる。この折り返しの生じている画像の各ピクセル値は、本来のピクセル値と折り重なったピクセル値の和である。

$$P(x, y) = S(x, y) + S(x, y + \Delta) \quad (1)$$

ここで、 $S(x, y)$ は被写体が全てFOV内に含まれている本来のFOVである画像中の位置 (x, y) における信号値、 P は折り返しの生じている縮小FOV画像の信号値、 Δ は折り返る位置までのピクセル数である。感度が不均一な各フェイズドアレイコイルで撮像した画像のピクセル値は、そのピクセル位置の感度により重み付けされる。

$$\begin{aligned} P_1(x, y) &= S(x, y)C_1(x, y) + S(x, y + \Delta)C_1(x, y + \Delta) \\ P_2(x, y) &= S(x, y)C_2(x, y) + S(x, y + \Delta)C_2(x, y + \Delta) \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 C は感度マップ、下付きの数字は各フェイズドアレイコイルの番号を表す。この方程式から、各コイルにより得られる折り返し画像の信号値 P とその感度分布 C がわかるならば、連立一次方程式を解くことにより $S(x, y)$ が求まり、本来のピクセル値と折り重なったピクセル値が分離可能であることがわかる。Reduction factorが n の場合、 n 元一次方程式を解くこととなるので、コイルは n 個以上必要である。すなわち、SENSEは、意図的に位相エンコード方向が小さな長方形FOVで撮像することにより撮像時間を短縮し、その結果として生じた折り返しアーチファクトを後処理で分離、展開する手法とみなすことができる。欠点として、SENSEは撮像時間が減少するため、画像信号雑音比(SNR)が低下する。SENSEのSNRは次式により表される。

$$SNR_{SENSE} = SNR_{full} / g\sqrt{R} \quad (3)$$

ここで、 SNR_{SENSE} 、 SNR_{full} はSENSEを行った時と行わない時のSNR、 R はreduction factor、 g はgeometry factorである。 g はコイルの特性とSENSEアルゴリズムの精度に関係する値であり、信号値を分離する能力をあらわしている。 g 値が小さいほどその能力が高く、その最小値は1であるため、SENSEのSNRは最大でSENSEを行わない場合におけるSNRの $1/\sqrt{R}$ となる。しかし、SNRの低下は、撮像時間を短縮すれば必ず生じる問題であり、パラレルイメージングに限る問題ではない。

3. 方 法

3.1. 使用機器

MRI装置はシーメンス旭メディテック社のMagnetom Expert Plus 1.0Tを用いた。撮像対象は、塩化ニッケルを封入した円筒型ファントムおよび健康ボランティアの頭部MRアンギオグラフィー(MRA)とした。ファントム撮像時はFig. 1(a)のように上下にはさむようにフェイズドアレイコイルを配置し、ボランティア頭部画像撮像時はFig. 1(b)のように左右にコイルを配置して撮像した。ファントム撮像時の撮像条件はspin-echo法T1強調像、繰り返し時間：500ms、エコー時間：15ms、スライス

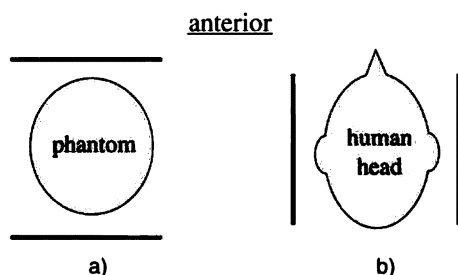


Fig. 1 Setup of coil array (solid lines) for SENSE imaging of the a) phantom and b) human head.

厚：5mm，撮像マトリクス：256×256(FOV：200×200mm)および256×128(FOV：200×100mm)とした。健常ボランティアにおける頭部MRA画像の撮像条件は，Gradient-echo法(FISP)，繰り返し時間：38ms，エコー時間：10ms，スライス厚：1mm，撮像マトリクス：256×256(FOV：230×230mm)および256×128(FOV：230×115mm)とし，Flip angleはTONE(tilted optimized non-saturated excitation)法を用いた。パラレルイメージングが主に撮像時間の短縮に用いられることを考慮して，撮像加算回数はすべて1とした。

今回は，最も単純な系を想定して，使用コイル数は2個とし，reduction factorを2で再構成を行った。MRI装置と画像処理用コンピュータ間のデータの受け渡しは，DICOM入出力にて行い，画像およびデータの処理は，全て自作プログラムによって行った(OS:Windows 2000，開発環境:Visual C++(Microsoft))。

3.2. SENSE 法の実行

パラレルイメージングは，その理論から感度マップを必要とする。通常は感度マップを得るために，リファレンススキャンを行う。リファレンススキャンは撮像対象を配置して，各フェイズドアレイコイルを用いて被写体がFOV中に含まれる本来のFOV画像，およびボディコイルによる参照画像を同じパラメータで撮像し，それらの除算により各コイルの相対的感度マップを算出している。通常，ボディコイルによるリファレンススキャンでは撮像時間短縮のためにグラジエントエコー系のシーケンスを用い，

SNRを高くするためにマトリクス数を少なくして加算回数を増やしているが，全行程を終えるのに，一分程度の時間が必要な場合がある。

今回，われわれはボディコイルによるリファレンススキャンを行わずに，あらかじめ，各フェイズドアレイコイルによる画像のみから感度マップを作成した。その感度マップを用いて，折り返しアーチファクトの除去を行った。感度マップを作成するために，まず，各フェイズドアレイコイルでファントムを撮像した。得られた各画像に対して，最小二乗法を用いて画像の縦方向および横方向に信号値をフィッティングした。位相エンコード方向には指数関数で，周波数エンコード方向には二次関数でフィッティングを行った。ファントムが円柱状であるため，画像上の無信号領域(ファントム外領域)はフィッティングするデータから除外した。

作成した感度マップ画像およびFOVを1/2として撮像した画像を用いて，折り返しアーチファクトの展開を行った。

3.3. SENSE 画像の画質評価

アーチファクトを除去した後，均一ファントムによるSENSE画像とSENSEを用いない画像において，画質の比較評価を行った。SENSEを用いないフェイズドアレイコイルによる画像は，感度補正前の画像を評価対象とした。

SENSEはフェイズドアレイコイルを用いているため，基本的にはNational Electrical Manufacturers Association(NEMA)により提唱されている特殊コイルの評価法[10,11]を採用した。NEMAによる評価法において，特殊コイルは感度が不均一なため，SNRの評価に合わせて，信号値を10%ごとに割り振ったグレースケール画像を示すとされている。この方法により，感度の異なる画像内のさまざまな領域でSNRを評価することが可能である。SENSE画像では，雑音値が位置によって異なる可能性が高い(非線形処理の影響)ので，信号値が均一であってもSNRに位置依存性が生じる。そのため，位置依存性も評価可能な，EUによる方法[12]で評価した。Fig. 2にEUによるSNR測定の概略図を示す。画像

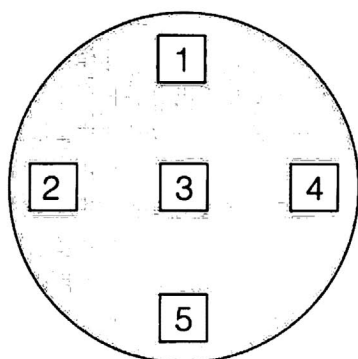


Fig. 2 signal-to-noise ratio was estimated in 5 regions. An image SNR was obtained by dividing the mean signal in a region of interest by the standard deviation of the pixel values within it.

中の数字は、領域番号を表す。図に示すようにファントム内の5つの関心領域(ROI)のそれぞれにおいて、次式を用いてSNRを算出した。

$$SNR = Ms/SD \quad (4)$$

ここで、 Ms は各 ROI における信号強度の平均値、 SD は同領域における信号値の標準偏差である。ROI サイズは、その大きさにより SNR が変化するため、様々な ROI サイズで SNR を測定し、SNR が一定となっていた 21×21 ピクセルとした。Reduction factor を 2 としたので、理論的な SNR の最大値は SENSE を用いない場合の $1/\sqrt{2}$ 倍である。

また、分解能測定ファントムを用いて SENSE を行い、空間分解能についても評価した。

4. 結果および考察

4.1. 折り返しアーチファクトの除去

Fig. (3) に SENSE 処理に用いた画像および処理画像を示す。Fig. 3(a), (b) は感度マップ作成用のファントム画像であり、Fig. 3(c), (d) はフィッティング処理による感度マップ画像、Fig. 3(e), (f), (g), (h) は位相エンコード方向のマトリクスを $1/2$ としたファントムおよび頭部 MRA 画像、Fig. 3(i) は Fig. 3(a), (b) から合成した non-SENSE 画像、Fig. 3(j), (k) は感度マップ画像および $1/2$ FOV 画像から作成した SENSE 処理画像である。Fig. 3(i), (j) 中に示

したプロファイルは周波数エンコード方向の中心ラインにおける信号変化である。

信号値が均一でエッジに急峻な信号変化のあるファントム画像(Fig. 3(j))では、わずかにアーチファクトが残った。しかし、この最も折り返しアーチファクト強調される領域でも、信号強度の違いは雑音値の 3.09 倍でしかない。これはリファレンススキャンを用いた方法においても生じるレベルと変わらない[13]。一方、頭部 MRA 画像(Fig. 3(k))においては、ファントムのような急峻なエッジはほとんど在りえないため、完全にアーチファクトを除去できた。このことは、事前にファントム画像で感度マップを作成しておけば、撮像ごとに感度マップを作成しなくても良いことを示している。James 等もシミュレーションにより、感度マップがあまりに違わないならば、アーチファクトは生じないと報告している[14]。

さらに信号変化のプロファイル(Fig. 3(i), (j))から、SENSE 画像で均一性が増しており、SENSE の均一性を向上させる特徴も確認できた。

4.2. SENSE 画像の画質評価

Fig. 4 に non-SENSE および SENSE の画質評価画像を示す。Fig. 4.(a), (b) は SNR, Fig. 4.(c), (d) は画像均一性評価画像であり、Fig. 4.(e), (f) は解像特性ファントムを用いて SENSE を行った画像である。これらの画像から、SNR の位置依存性が認められた。Fig. 4.(a)において、領域 1 および領域 5 の SNR が、位相エンコード方向の中心領域(領域 2, 3, 4)と比較して SNR が低かったのは、使用したフェイズドアレイコイルは表面コイルであり、画像の均一性が低いので ROI の標準偏差が高いためである。Fig. 4(b)で位相エンコード方向の中心領域の SNR が他の領域より低かったのは、SENSE の演算には画像の均一処理効果が含まれており、そのため信号値の低いこれらの領域では雑音が引き伸ばされたためであると考えられる。

領域 1 および領域 5 の SNR は ROI サイズにより変化したため、位相エンコード方向の中心領域における SNR の平均値を求めた。SENSE 画像で 24.0, non

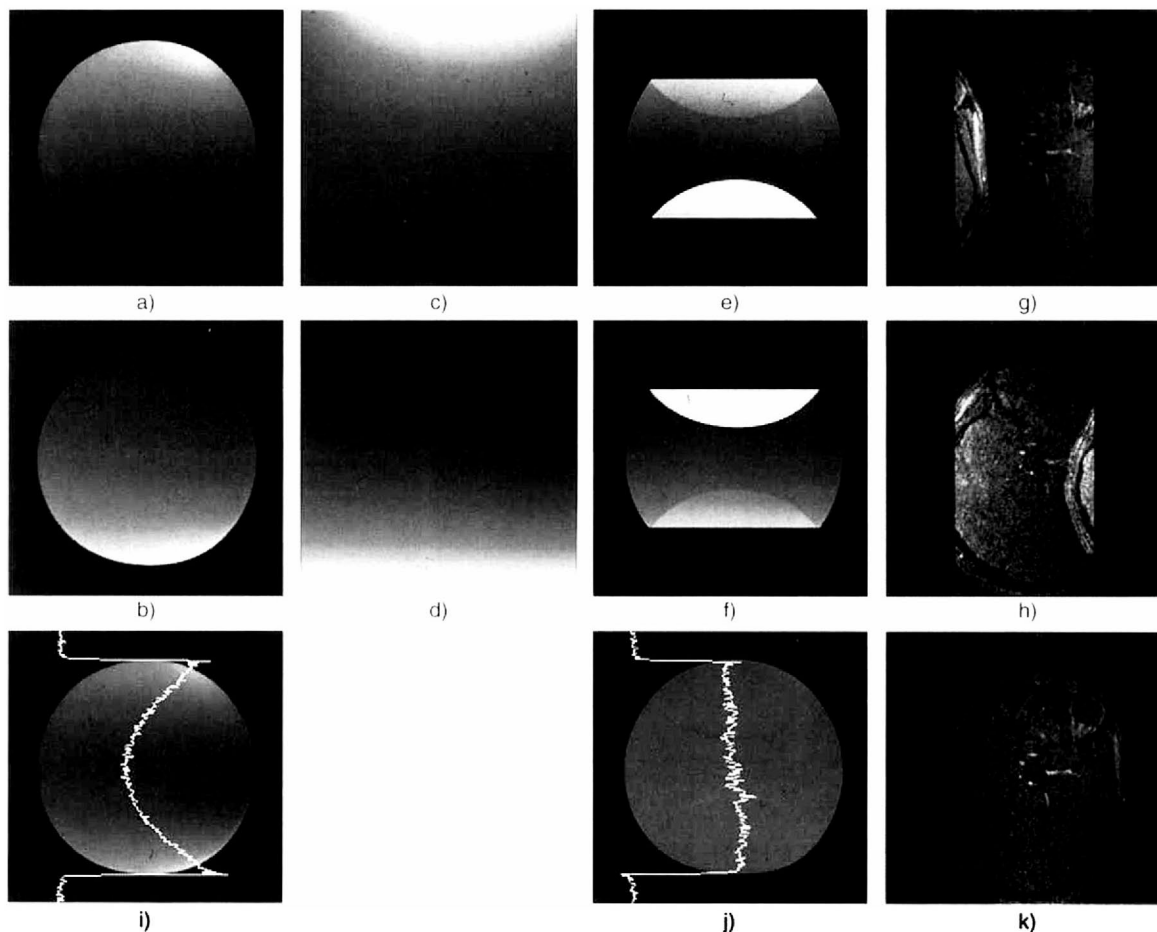


Fig. 3 (a,b) Phantom images and (c,d) each of sensitivity maps. (i) Conventional sum of square image from (a) and (b). Wrapped images obtained from half FOV acquisition and (j,k) SENSE images of the e), f) phantom and the (g,h) human head, respectively. Phase encoding direction in (a-f, i, and j) is vertical and that in (g, h and k) is horizontal. Profile in (i,j) are signal intensity curve on centerline of the phantom image.

-SENSE 画像で 33.3 であった。SENSE 画像の理論的な SNR は、SENSE を用いない場合の $1/\sqrt{2}=0.71$ 倍であり、測定結果では 0.72 倍であったので、理論値とよく一致していた。また、解像特性ファントムによる SENSE 処理の前後で、空間分解能に差は認められなかった (Fig. 4. (e), (f))。

以上のように SENSE 法の画質は理論どおりとなった。この事実は、本手法の正当性を裏付けていると考えられる。

5. 結 論

SENSE 用パラレルイメージングプログラムの開発を行った。汎用感度マップを作成し、折り返しアーチファクトの除去を行うとともに、その画像評価を行った。この結果、折り返しアーチファクトは除去可能であった。また、SENSE 画像の SNR は、理論値とよく一致し、空間分解能に変化はなかった。以上より、本プログラムを用いれば、高速撮像もしくは折り返しアーチファクトの除去が可能となる。

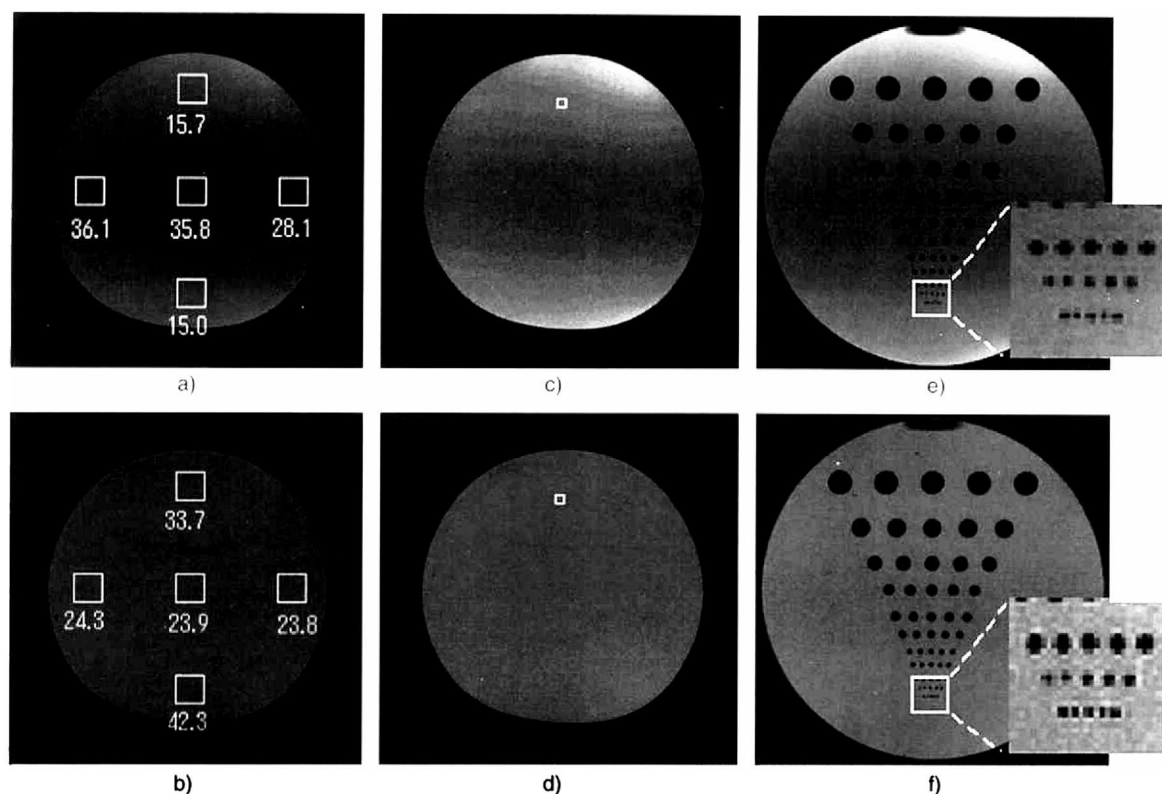


Fig. 4 Results of (a,b) SNR, (c,d) uniformity, and (e,f) spatial resolution measurement. (a,c,e) Non-SENSE image and (b,d,f) SENSE image. Note that SNRs in region1 and 5 are different from other regions (a,b). Uniformity of SENSE image is much greater than that of non-SENSE image (c,d).

参考文献

- [1] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI, Magn Reson Med., 42(5), 952-962, 1999.
- [2] Sodickson DK and Manning WJ : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : ultra-fast imaging with radiofrequency coil arrays, Magn Reson Med, 38, 591-603, 1997.
- [3] Madore B and Pelc NJ : SMASH and SENSE : Experimental and Numerical Comparisons, Magn Reson Med, 45, 1103-1111, 2001.
- [4] Pruessmann KP, Weiger M, Bornert P, et al. : Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories, Magn Reson Med, 46(4), 638-651, 2001.
- [5] Weiger M, Pruessmann KP, Kassner A, et al. : Contrast enhanced 3D MRA using SENSE, J Magn Reson Imaging, 12(5), 671-677, 2000.
- [6] Weiger M, Pruessmann KP, Leussler C, et al. : Specific coil design for SENSE : a six-element cardiac array, Magn Reson Med, 45(3), 495-504, 2001.
- [7] Dydak U, Weiger M, Pruessmann Kp, et al. : Sensitivity-encoded spectroscopic imaging, Magn Reson Med, 46(4), 713-722, 2001.
- [8] Golay X, Gillen J, Zijl P, et al. : Scan Time Reduction in Proton Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging of the Human Brain, Magn Reson Med, 47, 384-387, 2002.
- [9] Larkman DJ, deSouza NM, Bydder M, et al. : An Investigation into the Use of Sensitivity-Encoded

Techniques to Increase Temporal Resolution in Dynamic Contrast-enhanced Breast Imaging, J Magn Reson Imaging, 14, 329-335, 2001.

- [10] National Electrical Manufacturers Association: Characterization of special purpose coils for diagnostic magnetic resonance images, NEMA Standard Publication, MS 6, (1991).
- [11] 日本放射線技術学会編：臨床放射線技術学会実験ハンドブック(上), 493-500, 6. 7. 特殊コイルの特性試験, 通商産業研究社, 東京, 1996.
- [12] Lerski RA and de Certaines JD: Performance

assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. Magn Reson Imaging, 11, 809-833, 1993.

- [13] 栗原泰之, 栗原宣子, 谷一郎, 他: 総論, 日獨医報 47(1), 12-18, 2002.
- [14] James A Bankson and Steven S Wright: Simulation-Based Investigation of Partially Parallel Imaging With a Linear Array at High Accelerations, Magn Reson Med, 47, 777-786, 2002