

## 人体の高速磁場分布計測と磁場均一性調整

金山省一<sup>1</sup>, 葛西由守<sup>1</sup>, 近藤正史<sup>1</sup>, 久原重英<sup>1</sup>,  
佐藤幸三<sup>1</sup>, 瀬尾育武<sup>2</sup>

<sup>1</sup>関東芝総合研究所 <sup>2</sup>関東芝医用機器技術研究所

### はじめに

MRIにおいて静磁場分布は可能な限り均一である事が必要である。不均一磁場は、画像歪や空間の分解能の劣化、さらにはMRSにおけるスペクトル分解能劣化の原因となる。磁場均一性は、磁石の性能とその設置環境により決まるが、据え付け時に電流シムコイルやパッシブシムにより仕様性能に達するまで調整される。しかし、ガントリー内に被検者が入ると、人体中の帯磁率分布に依存して不均一磁場を誘起する。この人体由来の不均一磁場はppmオーダーの大きさとなり、画質を劣化させる。また磁場分布は被検者及び部位によって異なるため、検査毎に磁場分布を測定し磁場均一性の調整を行なうことが望ましい。さらに、磁場均一調整により十分な均一性が得られない場合には、測定した磁場分布情報から画像処理によりその影響を補正することが望ましい<sup>1)</sup>。

MRIによる磁場分布計測法として、MRSを用いて各ボクセルのスペクトルの周波数情報から磁場分布を求める方法<sup>2)</sup>があるが、この方法は空間情報の位相エンコード数が測定次元に対応して増加するため計測時間が非常に長い。また、スピネコー法(SE)やグラジェントエコー法

(GE)の位相画像から磁場分布を求める方法<sup>3),4)</sup>も開発されているが、エコー時間を変えて2回のスキャンを行いそれらの位相差分画像から磁場分布を求めるため、計測時間や体動の影響が問題となる。これらの方法を臨床検査に適用することは検査時間の延長となり、また体動などの影響により測定精度が低下しやすいため、人体計測状態での磁場分布計測及び磁場均一性調整法として実用的でない。

本稿では、ダブルグラジェントエコー位相画像法による新しい高速且つ高精度の磁場分布計測法を開発し、健常人で磁場均一性調整を試み、その有用性を確認したので報告する。

### 方 法

ダブルグラジェントエコー位相画像を用いた磁場分布計測は、Fig.1に示すように読みだし用勾配磁場Grを正負交互にスイッチングして、2個あるいは3個のグラジェントエコー信号を発生させ、第1エコー信号と第2エコー信号あるいは第1エコー信号と第3エコー信号から2枚の画像を生成し、それらの位相差分画像から磁場強度分布を求める方法である。マルチスライス法により、3次元の磁場分布を測定する。各ボクセルの位相差は、システムの位相誤差や生

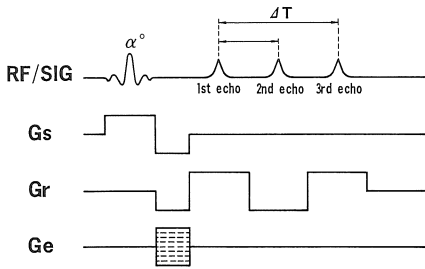


Fig. 1. Field map measurement pulse sequence using double gradient-recalled echo. Images with different echo times can be obtained simultaneously. The field map is calculated from the first and third echo phase images.

体に起因する誤差（例えば、表皮効果による高周波磁場（RF）の位相及び振幅の空間特性の変化による誤差）が相殺され、エコー時間差  $\Delta T$  の間に画素内の核スピンの共鳴周波数と参照周波数の差から生じたものであり、各ボクセル位置の磁場強度によって決まる。そのため、1回のスキャンで精度の高い磁場測定が可能である。ボクセル  $(i, j, k)$  における位相差を  $\Delta\Phi(i, j, k)$  とすると、その不均一磁場強度  $\Delta H(i, j, k)$  は [1] 式となる。

$$\Delta H(i, j, k) = \Delta\Phi(i, j, k) / (\gamma \cdot \Delta T) \quad [1]$$

但し、 $\gamma$  は核スピンの磁気回転比である。ここで、第2エコー信号より画像を生成する場合には、読みだし周波数の方向が第1エコー信号や第3エコー信号の場合と反転するため、画像再構成の際に読みだし周波数軸に対してデータ列を反転する必要がある。また、第1エコー信号と第2エコー信号を用いた場合には、データサンプリングの時間が磁場不均一性による位相変化に対して無視できない場合や渦電流磁場の影響が大きい場合には測定誤差を生じやすい。そのために本法では、第1エコー信号と第3エコー信号から磁場分布を求めた。

磁場分布の測定条件を Table 1 に示す。測定

は、東芝製 1.5T MRI 装置（MRT-200）を使用した。また、データ処理および磁場調整は、MRI 装置、EWS（エンジニアリングワークステーション AS 4 370 東芝製）、シム電源を GP-IB にて接続し、MRI 装置より転送したデータを EWS で処理し、シム電源の出力電流を制御した。磁場計測時間は 70 秒、データ処理と磁場調整に要する時間は 60 秒である。スライス間の間隔は、部位に応じて 0.6~5.0 cm に設定した。

本法において、 $\Delta T$  は位相と磁場強度の一意性を保証するためには [2] 式を満足しなければならない。

$$|\gamma \cdot \Delta H_{\max} \cdot \Delta T| < \pi \quad [2]$$

但し、 $\Delta H_{\max}$  は計測領域内の最大不均一磁場強度である。一方、水と脂肪の化学シフトによる誤差を除去するために、 $\Delta T$  は [3] 式を満足するように設定する。

$$\Delta\omega_c \cdot \Delta T = 2\pi \quad [3]$$

但し、 $\Delta\omega_c$  は水と脂肪の化学シフト角周波数差である。静磁場強度が 1.5T の場合、 $\Delta T$  は約 4.8ms となる。このとき、磁場不均一性が 3.4ppm（水と脂肪の化学シフト差）を越えると、エイリアシングが起これ [2] 式を満足できなくなる。この対策としては、磁場の連続性を利用して磁場分布の 1 次の導関数からエイリアシング

Table 1. Field measurement imaging conditions

Static field strength	1.5T
Number of slices	7
Data acquisition time	10 s/slice
Matrix size	128×128
Spatial resolution	3.0×3.0 mm
Slice thickness	6.0 mm

の生じている領域を検出し補正した<sup>4)</sup>。また、化学シフトによる位置ずれは、空間分解能に対して同程度以下とした。

磁場分布データは、最小二乗法を用いた関数展開処理により電流シムコイルの発生する磁場分布関数に展開する。展開結果より電流シムコイルの補正電流値を算出し、磁場均一性調整を行う。電流シムコイルは、 $Z^0$ ,  $X^1$ ,  $Y^1$ ,  $Z^1$ ,  $XY$ ,  $YZ$ ,  $ZX$ ,  $X^2-Y^2$ ,  $Z^2$ ,  $X^3$ ,  $Y^3$ ,  $Z^3$ ,  $Z^4$ の主成分を有する13チャンネルを使用した。但し、 $X^1$ ,  $Y^2$ ,  $Z^1$ は勾配磁場コイルを併用した。一般に、電流シムコイルは、コイル形状や製造誤差等の要因により上記主成分以外の成分を有する。本法では、電流シムコイルの磁場分布関数と磁場強度の電流感度を、ダブルグラジェン

トエコー位相画像法を用いた本磁場分布計測法で測定し、関数展開処理及び補正電流値の算出に用いた。勾配磁場コイルの直線性は、測定領域内において保証されていることを確認した。さらに磁場分布の精度を保証するために、画像のS/Nが所定のしきい値以下のボクセルについては、磁場分布データの算出を除外した。

### 結果と考察

本法の正当性の確認及び磁場計測精度の評価をファントム実験にて行った。Fig.2はファントムの磁場均一性調整後の磁場分布である。ファントムは、硫酸銅溶液の入った直径250 mmの球ファントムと長軸300 mm、短軸200 mm、高

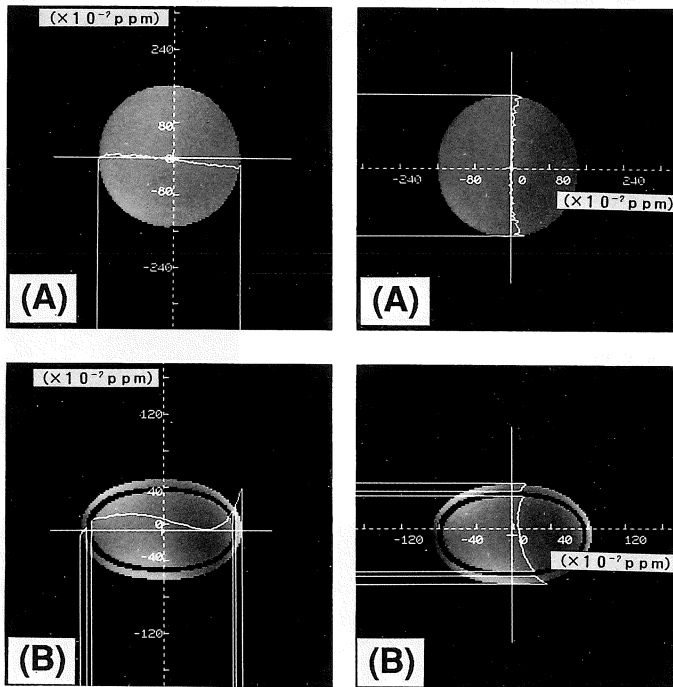


Fig. 2. Field maps of phantoms after shimming. (A) Spherical phantom filled with water. (B) Elliptic cylinder phantom containing water (inner) and baby oil (outer) layers. The in plane homogeneities are 0.4 ppm for (A) and 0.6 ppm for (B).

Fig. 3. Shimming result for a human head (supraventricular section). (A) Spin echo axial image (TR/TE=500/30 ms), and field maps (B) before shimming and (C) after shimming. The in plane homogeneities improved from 2.0 ppm to 1.2 ppm.

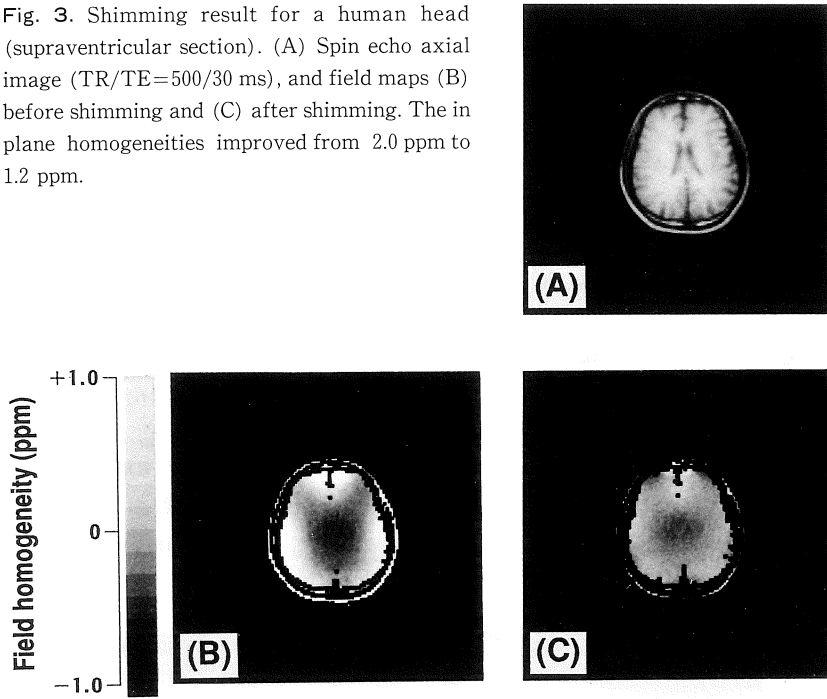
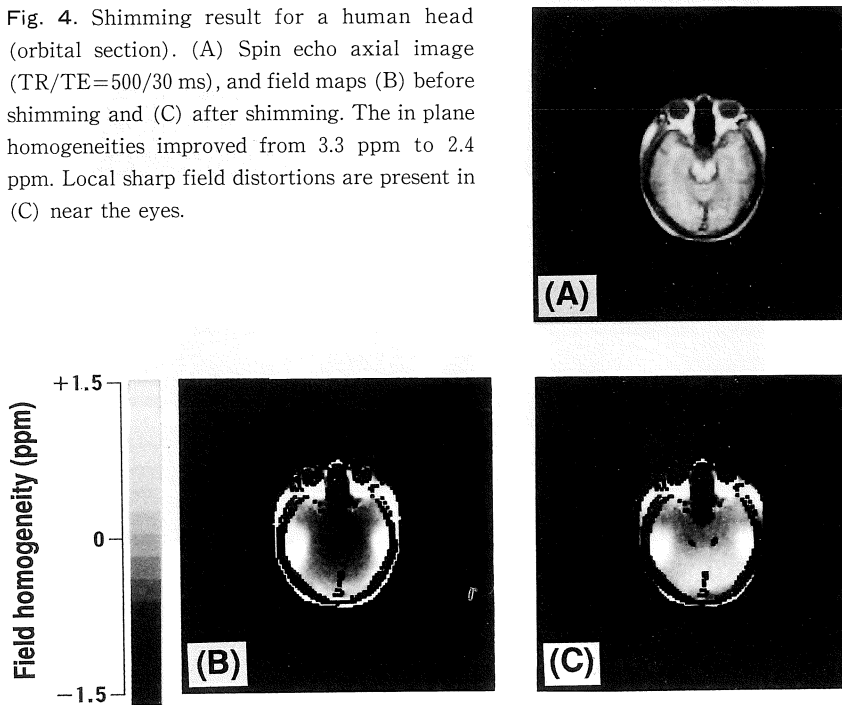


Fig. 4. Shimming result for a human head (orbital section). (A) Spin echo axial image (TR/TE=500/30 ms), and field maps (B) before shimming and (C) after shimming. The in plane homogeneities improved from 3.3 ppm to 2.4 ppm. Local sharp field distortions are present in (C) near the eyes.



さ 400 mm の内側に硫酸銅溶液と外側にベビーオイルの 2 層よりなる楕円柱ファントムを使用した。ベビーオイルの化学シフトは、人体の脂肪にほぼ一致する。磁場分布は、ファントムの中心スライス面内での磁場分布であり、均一性調整後のスライス面内の磁場均一性は、それぞれ 0.4ppm と 0.6ppm であった。水と脂肪が混在する場合にも、良好に磁場均一性が調整されている。本計測法の磁場計測精度は、0.1ppm 以上であった。

次に、健康人に本法を適用し、人体各部で磁場分布計測及び磁場均一性調整を試みた。人体頭部の磁場分布測定結果を Fig.3 と Fig.4 に示す。同図 (a) はスライス断面の SE 画像である。同図 (b) は、磁場均一性調整前の頭部断面の磁場分布である。また、磁場均一性調整後の磁場分布を同図 (c) に示す。磁場分布画像で人体内の所々に黒く階調の抜けている部分があるが、これはボクセルの S/N が一定値以下のため磁場データの算出を除外した部分である。

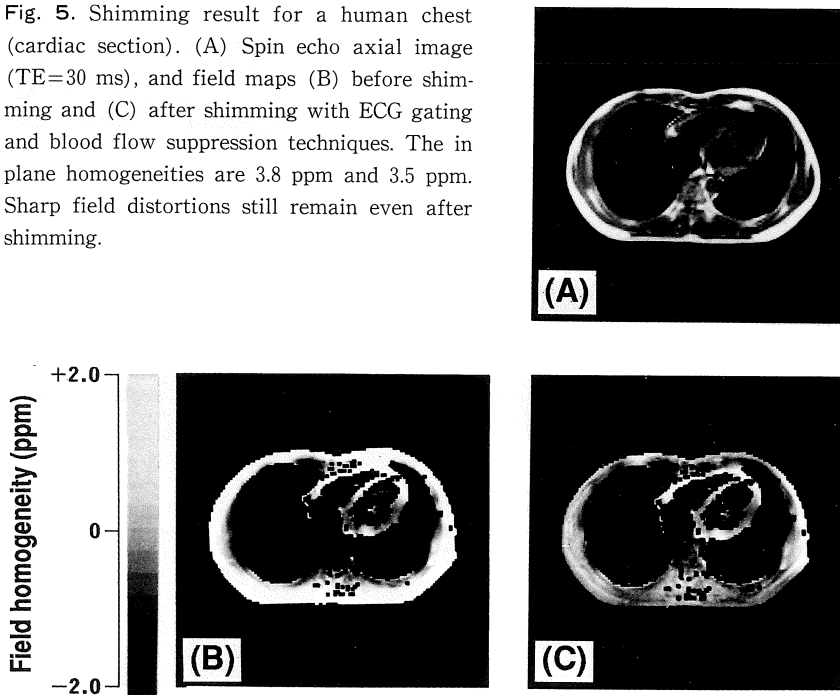
Fig.3 に示した頭頂部近傍では比較的単純な磁

**Table 2.** Field expansion results for a human head. The field map consists of expanded shim coil functions using a least squares fitting technique and automatically adjusted.

Shimming improved the field homogeneities.

Shim coil functions	Before shimming	After shimming
$Z^0$	$-4.65 \times 10^{-1}$	$-5.73 \times 10^{-3}$
$X^1$	$-4.01 \times 10^{-2}$	$5.62 \times 10^{-3}$
$Y^1$	$1.82 \times 10^{-2}$	$-1.14 \times 10^{-4}$
$Z^1$	$-2.50 \times 10^{-2}$	$-2.19 \times 10^{-3}$
XY	$7.91 \times 10^{-3}$	$-3.20 \times 10^{-4}$
YZ	$-9.53 \times 10^{-2}$	$4.20 \times 10^{-4}$
ZX	$-4.15 \times 10^{-3}$	$-1.82 \times 10^{-3}$
$X^2 \cdot Y^2$	$3.10 \times 10^{-3}$	$1.50 \times 10^{-5}$
$Z^2$	$-1.79 \times 10^{-3}$	$-7.30 \times 10^{-4}$
$X^3$	$2.31 \times 10^{-4}$	$4.97 \times 10^{-6}$
$Y^3$	$-8.10 \times 10^{-5}$	$-2.52 \times 10^{-5}$
$Z^3$	$-2.66 \times 10^{-3}$	$9.76 \times 10^{-4}$
$Z^4$	$2.70 \times 10^{-5}$	$-1.29 \times 10^{-5}$

**Fig. 5.** Shimming result for a human chest (cardiac section). (A) Spin echo axial image (TE=30 ms), and field maps (B) before shimming and (C) after shimming with ECG gating and blood flow suppression techniques. The in plane homogeneities are 3.8 ppm and 3.5 ppm. Sharp field distortions still remain even after shimming.



場分布であり、磁場調整により磁場の均一性は2.0ppmから1.2ppmに改善した。しかし、Fig. 4に示したように、眼球や耳腔近傍等においては局所的に急峻な磁場変動を生じている。この局所的な不均一磁場は、本質的に電流シムコイルによる磁場調整では補正することができない。このスライス断面の磁場均一性は、磁場調整の前後において3.3ppmから2.4ppmに改善した。人体頭部の磁場分布関数展開結果をTable 2に示す。磁場調整により、シムコイルの磁場分布関数成分がほとんど消失しているにもかかわらず磁場不均一性が残留しているのは、眼球近傍などの局所的な磁場変動のためである。

次に、人体胸部の磁場分布測定結果をFig.5に示す。胸部撮影の場合には、心電図同期法と血流アーチファクト抑制法を併用した。同図 (a) はスライス断面のSE画像である。同図 (b) は、磁場均一性調整前の胸部心臓断面の磁場分布である。また、磁場均一性調整後の磁場分布を同図 (c) に示す。胸部断面では、特に心壁部位に

おいて空間的に非常に変動の激しい急峻な磁場分布であり、磁場均一性を改善する事は難しい。このスライス断面の磁場均一性は、磁場調整の前後においてそれぞれ3.8ppmと3.5ppmであり、ほとんど改善しなかった。

人体腹部の磁場分布測定結果をFig.6とFig.7に示す。同図 (a) はスライス断面のSE画像である。磁場均一性調整前の腹部断面の磁場分布を同図 (b) に示す。また、磁場均一性調整後の磁場分布を同図 (c) に示す。Fig.6に示した肝臓の断面では、磁場調整により磁場の均一性は2.4ppmから1.8ppmに改善した。心臓から肝臓上部にかけては、胸腔等の影響で急峻な磁場変動を示す複雑な磁場分布であった。また、Fig.7に示した腎臓の断面では、臓器にあまり依存せず、単純な磁場分布であった。磁場調整により磁場の均一性は2.2ppmから1.5ppmに改善した。

生体中の磁場分布は組織と空気、或いは組織と骨などの帯磁率の大きく異なる境界近傍において局所的に急峻な変化を示す。このような部

Fig. 6. Shimming result for a human abdomen (liver section). (A) Spin echo axial image (TR/TE=500/30 ms), and field maps (B) before shimming and (C) after shimming. The in plane homogeneities improved from 2.4 ppm to 1.8 ppm.

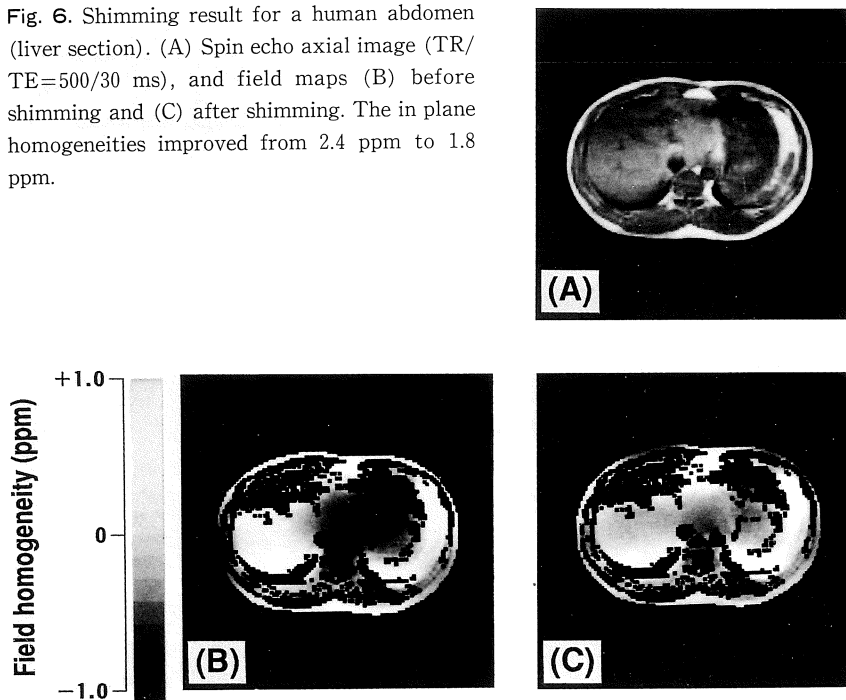
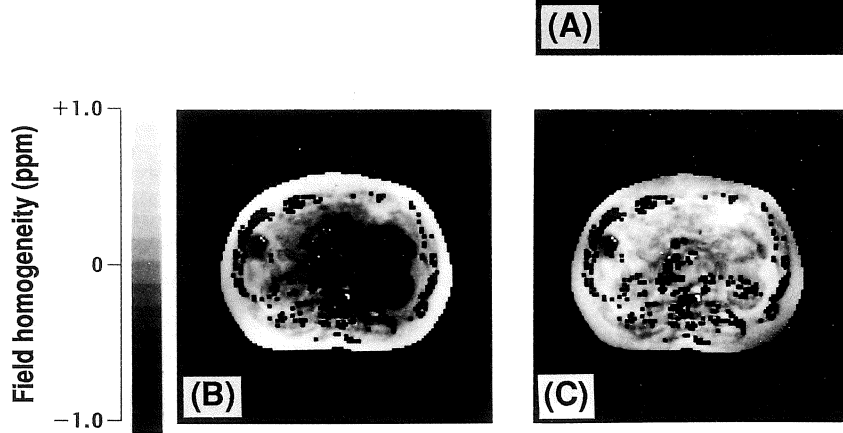


Fig. 7. Shimming result for a human abdomen (kidneys section). (A) Spin echo axial image (TR/TE=500/30 ms), and field maps (B) before shimming and (C) after shimming. The in plane homogeneities improved from 2.2 ppm to 1.5 ppm. This section has a simple field distribution independent of the internal organs.



位では、高い磁場均一性を達成する事は期待できない。この場合には、磁場計測は広い領域で行い、磁場調整は必要な部位のデータのみを抽出し所望の局所領域 (ROI) に限定して行うことにより、ROI のみの磁場均一性を向上させることが期待できる。

#### ま と め

ダブルグラジェントエコー位相画像法を用いた高速磁場分布計測法を開発し、人体で磁場均一性調整を試みた。本法により通常のマルチスライス法と同程度のスキャン時間で、人体内の磁場分布を高精度で測定することができた。測定した磁場分布情報を利用して人体内の磁場均一性調整を試行し、比較的単純な磁場分布となる頭頂部や腹部において磁場均一性が改善し、その有用性を確認できた。しかし、眼球近傍や耳鼻咽頭部、心臓、等の帯磁率が大きく変化する領域では複雑な磁場分布となるため、十分な

磁場均一性を得ることができなかった。

本測定法を用いれば、人体内の帯磁率分布の計測や人体誘起不均一磁場の時間的変化などの解析も可能である。

尚、この論文の要旨は第17回日本磁気共鳴医学会大会にて報告した。

#### 文 献

- 1) Kanayama S, Ishihara Y, Kuhara S, Satoh K, and Itoh A : Magnetic field inhomogeneity effects on an echo planar MR imaging. *Biomagnetism '87* : 498-501, 1988.
- 2) Maudsley A A, Simon H E, and Hilal S K : Magnetic field measurement by NMR imaging. *J Phys E*, 17 : 216-220, 1984.
- 3) Sekihara K, Matsui S, and Kohno H : A new method of measuring static field distribution using modified Fourier NMR imaging. *J Phys E*, 18 : 224-227, 1985.
- 4) Schneider E and Glover G : Rapid *in vivo* proton shimming. *Magn Reson Med*, 18 : 335-347, 1991.

## ***In vivo* Rapid Field Map Measurement and Shimming**

Shoichi KANAYAMA<sup>1</sup>, Yoshimori KASSAI<sup>1</sup>, Masafumi KONDO<sup>1</sup>,  
Shigehide KUHARA<sup>1</sup>, Kozo SATOH<sup>1</sup>, Yasutsugu SEO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Toshiba Research and Development Center  
1 Komukai Toshiba-cho, Saiwai-ku, Kawasaki 210*

<sup>2</sup>*Toshiba Medical Engineering Laboratory*

MR imaging and MR spectroscopy need a homogeneous static magnetic field. The static field characteristics are determined by the magnet's homogeneity, the set-up conditions, and the magnetic susceptibility of the subject itself. The field inhomogeneity is usually minimized only once when the apparatus is installed. However, field distortions arising from the magnetic susceptibility differ with each subject and region. To overcome this problem, *in vivo* shimming can be carried out to improve the homogeneity. The procedures are too lengthy when applying the conventional shimming techniques *in vivo*.

We have developed a new field map measurement technique using a double gradient-recalled echo phase mapping. The values of the currents for the 13-channel shim coils are derived by least squares fitting to the field map and automatically applied to the shim coils. The proposed technique can rapidly and accurately measure the field map *in vivo* and correct the field inhomogeneity.

The results show that this technique improves the homogeneity, especially in regions having a simple field distribution. However, local sharp field distortions which can not be practically corrected by shimming occur near the eyes, ears, heart, etc. due to abrupt susceptibility changes.