

強磁場 MRI における高周波電流分布の画像計測に関する研究

Imaging of high-frequency electric currents in high-field MRI

1091012



研究代表者 東京大学大学院 新領域創成科学研究科 助教 関野 正 樹

【研究の目的】

近年の超電導技術の進歩により、磁場強度 10 T（テスラ）を超える大型超電導磁石を用いた医療用 MRI（magnetic resonance imaging）装置の開発が、現実味を帯びてきた。この装置は、 $10\ \mu\text{m}$ に迫る超高分解能と、代謝などの従来に無い画像情報を提供することで、診断技術のブレークスルーとなることが期待されている。この装置の開発において、人間と機械の調和の観点から最大の課題の一つが、強磁場 MRI 装置に特有の、人体の発熱による安全性の問題である。本研究では、発熱の原因である人体内の高周波電流をモニターするための手法を開発し、発熱を抑制するための基礎データを得ることを目的とする。

を解決する方法の一つが、信号送受信コイルの多チャンネル化である。本研究では、東京大学に設置されている実験用 MRI 装置（図 2）に合わせて、6 チャンネルの信号送受信コイルを独自に開発した。図 3 は各チャンネルの回路図、図 4 は、完成したコイルの外観写真である。

各チャンネルは四角形のループコイルを基本

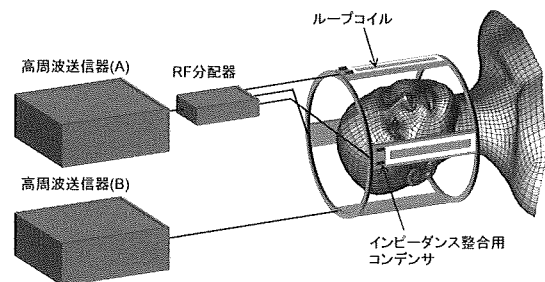


図1 複数チャンネルを有する信号送受信コイル

【研究の内容、成果】

1. 複数チャンネルを有する MRI 信号送受信コイルの開発

MRI の信号は、高周波電磁場の形で測定体から発生し、信号送受信コイルで検出される。

この電磁場の波長は、超電導磁石から加えられる静磁場の強度に反比例して短くなり、10 T 級の MRI 装置ではヒトの頭部と同程度以下のサイズになる。そのため、電磁場の山と谷に相当する信号の強弱が画像上に現れ、画像の均一度が損なわれることが問題となっている。これ

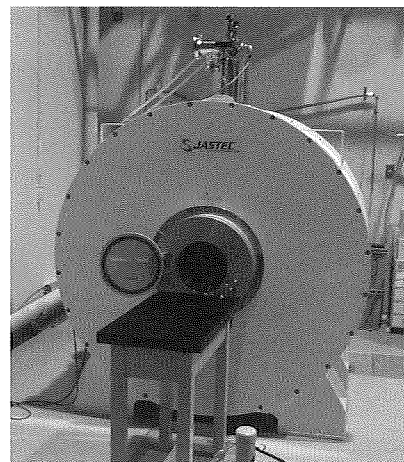


図2 主磁場 4.7 T の実験用 MRI 装置

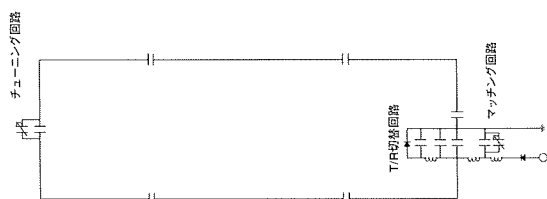


図3 信号送受信コイルの1チャンネル分の回路図

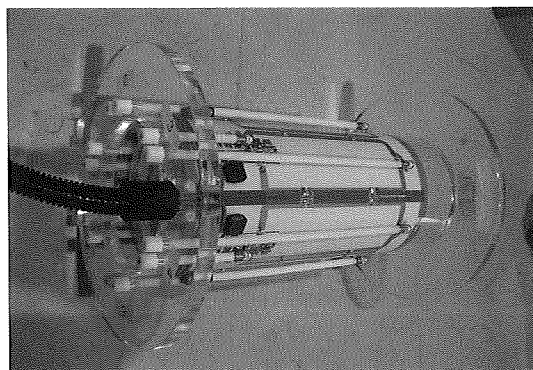


図4 本研究で開発した信号送受信コイル

構造として、主磁場 4.7 T に対応する動作周波数 200 MHz で共振条件を満たすためのコンデンサが配置されている。測定体が内部に挿入された影響を補正するため、一部のコンデンサは容量可変となっている。また、研究代表者と共同研究を行っているフランスの NeuroSpin 研究所には、主磁場 7 T の MRI 装置と、図 5 に示す 8 チャンネルの信号送受信コイルがある。

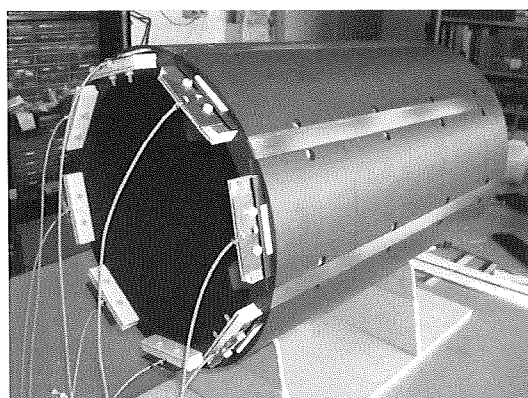


図5 NeuroSpin 研究所の信号送受信コイル

2. 高周波磁場分布・電流分布の数値解析

上記のコイルを使って MRI の測定を行うときに、測定体の内部にどのような磁場分布や電流分布が形成されるのかを、数値解析によって予測した。図 5 に示した 8 チャンネルのコイルでヒトの頭部を測定する場合について、図 6 に示すような解析モデルを作成した。頭部を構成する脳や骨などの生体組織には、それぞれ異なる誘電率や導電率が割り当てられている。

解析は有限要素法によって行い、それぞれのチャンネルから高周波電磁場を照射したときの、頭部の内部における磁場と電流の分布を求めた。

結果は図 7 および図 8 に示すように、各チャンネルのループコイルの近傍で、強い磁場や電流が得られた。8 つのチャンネルの照射領域を合わせると、脳断面の全体をカバーすることができる。

画像診断や脳機能研究などの目的で実際の画像を取得するときには、8 つのチャンネルをそれぞれ異なった波形のパルスで動作させて、パルス終了時に、撮像断面上の照射量（フリップ角）が均一になるように調整を行う。パルス波形の設計には Transmit SENSE 法が有効で、この方法により設計した波形を図 9 に示す。また、この波形を使った場合の、電磁場吸収による発熱の時間変化と空間分布を、図 10 および 11 に示す。頭部で平均した吸収量は、安全上、3 W/kg 以下に抑えるように規定されている。

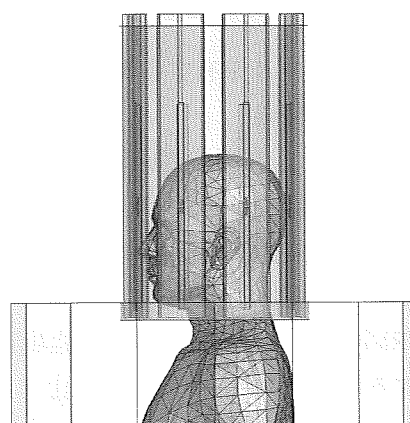


図6 ヒト頭部とコイルの解析モデル

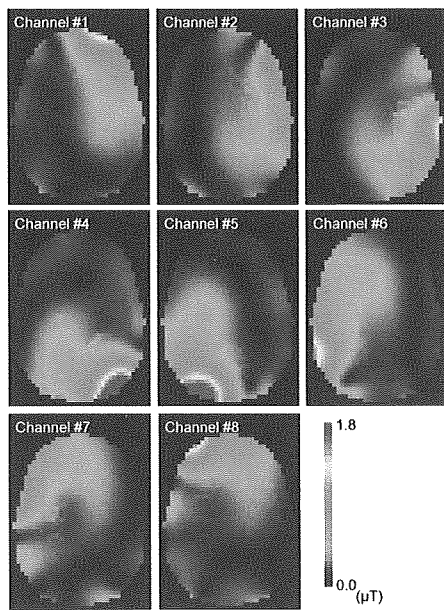


図7 数値解析から得られた高周波磁場の分布

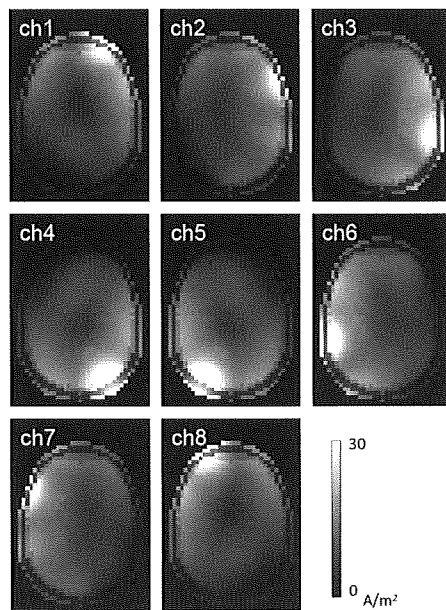


図8 数値解析から得られた高周波電流の分布

今回想定した撮像条件では規定値未満に収まっているが、条件によっては規定を上回る可能性もあり、注意が必要である。

3. 実験

円柱形容器の中に硫酸銅水溶液を満たし、磁場強度 7 T の MRI 装置において、図 5 に示し

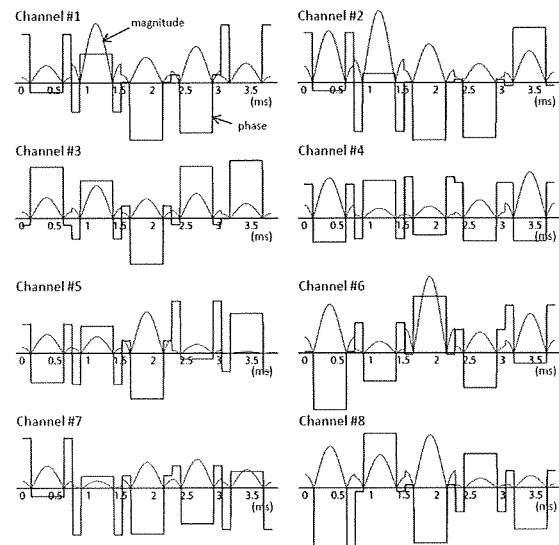


図9 各チャンネルから送信される電磁場の波形

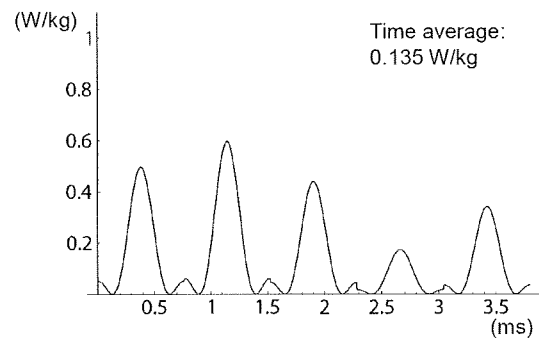


図10 頭部の電磁場吸収量の時間変化

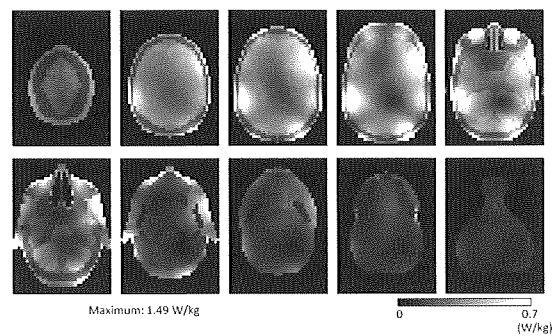


図11 頭部の電磁場吸収量の分布

た信号送受信コイルを使って MRI 測定を行った。AFI (actual flip angle) 法を用いて、磁場の照射量に比例する物理量であるフリップ角の分布を得た。各チャンネルを単独で動作させた時の結果を図 12 に示す。テスト容器の円

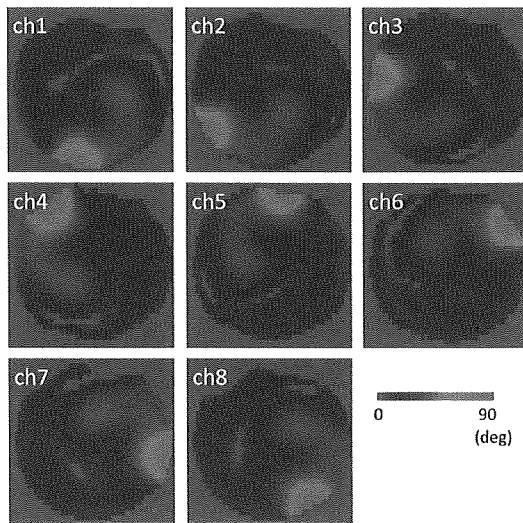


図 12 実験から得られたフリップ角の分布

形断面上で、各チャンネルのループコイルに近い領域が、高いフリップ角を示している。

[今後の研究の方向, 課題]

MRI から直接的に測定される物理量は磁場であり、電流分布はそこから解析的に求める必要がある。溶液を満たしたテスト測定体のように、測定体の誘電率と導電率が既知であれば、電流分布は直ちに計算できる。しかし、ヒトなどの生体組織の場合は、誘電率と導電率が未知であるため、電流分布の計算は容易ではない。図 13 に、誘電率と導電率を求めるための、現在考えているアルゴリズムを示す。今後、このアルゴリズムを実装して、ヒトを対象として高周波電流分布のイメージングを実現したい。

[成果の発表, 論文等]

1. S. Ueno and M. Sekino: "Recent advances in new MRI methods for electrical impedance and current imaging of the brain," Joint Meeting of the Bioelectromagnetics Society and European Bioelectromagnetics Association (BioEM 2009),

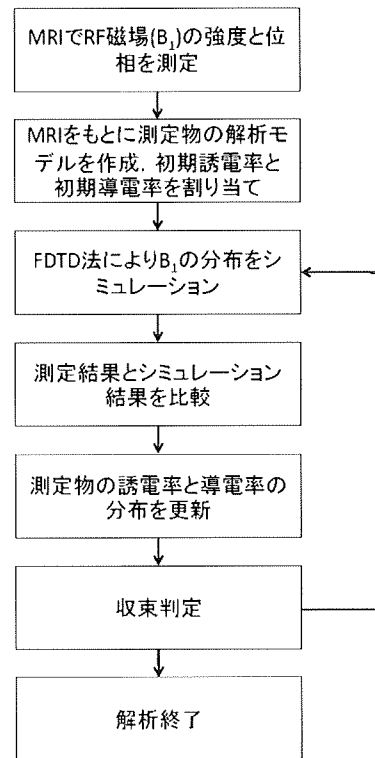


図 13 測定体の誘電率を求めるアルゴリズム

Davos, Switzerland, 15 June (2009)

2. N. Boulant, M. Sekino, M. Cloos, A. Amadon, and M. Luong: "T1 and T2 effects during RF pulses in MRI sequences," 7th Bi-Annual High Field Workshop, Minneapolis, USA, 9 October (2009)
3. M. Sekino, A. Miyazoe, H. Ohsaki, T. Hisatsune, O. Ozaki, T. Kiyoshi, and H. Wada: "Fabrication of an MRI superconducting magnet with an off-center homogeneous field zone for imaging," ISMRM-ESMRMB Joint Annual Meeting, Stockholm, Sweden, 5 May (2010)
4. 関野正樹, N. Boulant, M. Luong, A. Amadon, 大崎博之, D. Le Bihan: 7 T 装置でのパラレル送信において RF 照射中の緩和が信号均一度に与える影響. 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会, 横浜, 2009 年 10 月 1 日 (2009)
5. 竹内道広, キムドンミン, 関野正樹, 上野照剛, 大崎博之, 入口紀男: スピンエコー法による MR 画像の定量化誤差の検討. 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会, 横浜, 2009 年 10 月 2 日 (2009)