



MRIにおける縦型超伝導磁石のための勾配磁場プローブの開発

○堀賀雅史, 半田晋也, 大矢和輝, 巨瀬勝美 筑波大学物理工学系

1. 研究の背景と目的

超伝導磁石を用いたMR撮像では、試料交換の容易さ等から鞍型のRFコイルが一般的に使用されるが、MRIにおける空間分解能は画素あたりのNMR信号のSNRによって決定するため、SNRが鞍型RFコイルに対して約3倍向上するソレノイド型RFコイルを用いることが望ましい[1]。また、ワイドボア型の縦型超伝導磁石は約30mm球の均一な静磁場を有しており、この領域を活用したMR撮像可能な勾配磁場プローブは、撮像試料の面で非常に有用なものである。

本研究では、直径30mmの撮像領域を有するサンプルに対応する勾配磁場プローブの開発を最終目標として、まず撮像サンプル20mm球に対応した勾配磁場プローブの開発した。

2. 実験装置

本研究では、静磁場強度4.74T、共鳴周波数202MHz、開口径89mmの縦型超伝導磁石、及びMRT社製のtransceiver等を用いたMRシステムを使用した。本研究ではGx,Gy勾配磁場コイルを、ターゲットフィールド法を用いて設計・作成し、Gz勾配磁場コイルを、遺伝的アルゴリズムで最適化し、設計・作成をした。コイルはFRP板にパターンを巻き、エポキシ系の樹脂で固定させてある。RFコイルは直径22mm、4.5ターンで3.0pFのチップキャパシタで2分割したものをを用いた。タンク回路には2つの可変マッチングキャパシタを用いることで、より高い共鳴周波数での回路同調を達成している。タンク回路は8つのアルミチャンネル及び、片面の銅プリント基板で外部及び、勾配磁場コイル由来のノイズをシールドした。また、本プローブとの比較のために、鞍型のRFコイルを有する市販のプローブ(Doty社製)を使用した。[Fig.2]



Fig.1 Gradient Probe



Fig.2 Commercial Probe

3. 実験方法

撮像シーケンスには3Dスピネコー法を使用した。このシーケンスにおいて顕著に発生するダイナミックレンジ問題を解決するために、Low GainとHigh Gainの2回の撮像を行い、それらをデータ収集後に合成するDual Scan法を使用した。プローブ毎のSNR測定にはFig.3のアクリル球ファントムを、線形勾配磁場領域測定のためにFig.4のキャピラリーファントムを、生体サンプル測定にはFig.5の化学固定されたラット胎児を用いた。Dual Scanを使用する場合、low gain撮像は中心付近のデータしか使用しないので、エンコード数を減らして撮像時間短縮した。用いたDual Scanのk空間撮像イメージをFig.6に示す。



Fig.3 Phantom

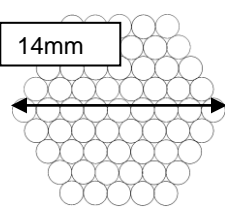


Fig.4 Capillary Phantom



Fig.5 Rat Embryo

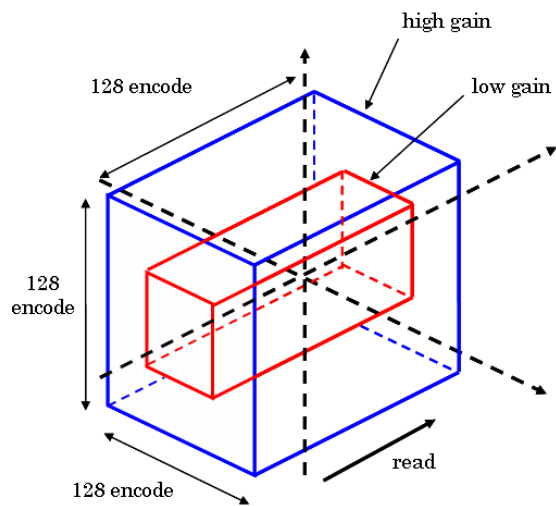


Fig.6 Dual Scan

4. 撮像結果

Fig.7にアクリル球ファントムの撮像結果を示す。撮像パラメータはTR=100ms, TE=10ms, NEX=1, Matrix Size=(128)³, Voxel Size=150μmである。左の画像が本研究で作成したプローブで撮像した画像で、右が市販のプローブで撮像した画像である。SNRは左の画像のSNRが105、右の画像のSNRが40となり、約2.5倍向上した。

Fig.8はキャピラリーファントム撮像結果である。撮像パラメータはTR=100ms, TE=10ms, NEX=1, Matrix Size=(128)³, Voxel Size=150μmである。キャピラリー配列の最大半径が約14mmであるので、14mm球の勾配磁場線形性は確保されていることがわかった。

Fig.9にDual Scanを用いたオクラの撮像結果を、Fig.10にDual Scanを用いない場合の撮像結果を示す。Dual Scanを用いることで画像全体的にSNRが向上しているほか、オクラ内部の構造がより明瞭に描写されていることがわかる。

Fig.11にラット胎児の撮像結果を示す。撮像パラメータは左がTR=100ms, TE=10ms, NEX=1, Matrix Size=(128)³, Voxel Size=150μm, 右がTR=100ms, TE=10ms, NEX=1, Matrix Size=(256)³, Voxel Size=75μmである。臓器ごとのコントラストが明瞭にわかる画像が取得できた。

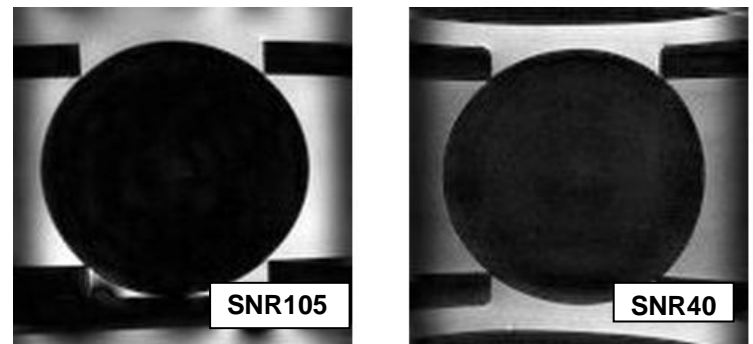


Fig.7 Phantom MR Image

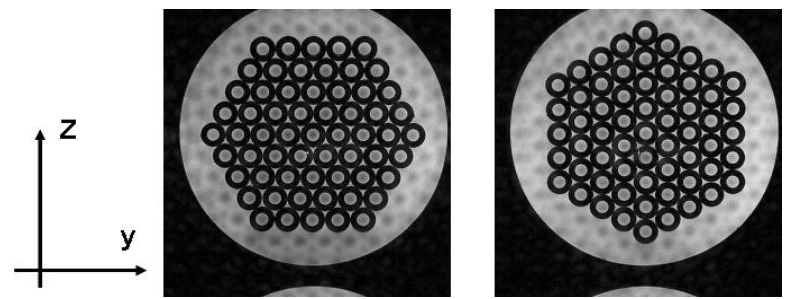


Fig.8 Capillary Phantom MR Image



Fig.9 with Dual Scan

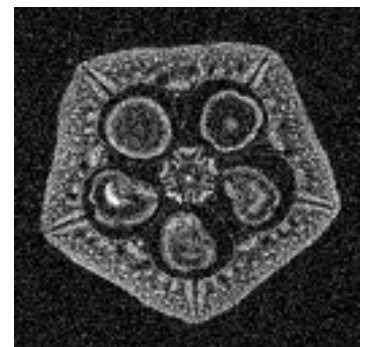
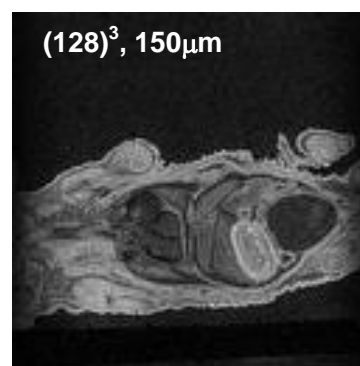
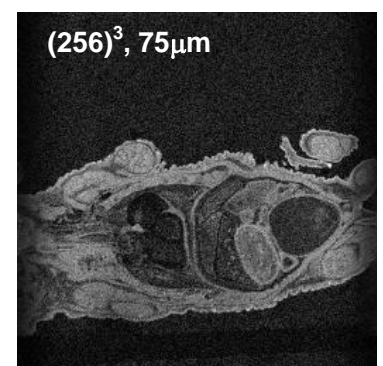


Fig.10 without Dual Scan



(128)³, 150μm



(256)³, 75μm

Fig.11 Rat Embryo sagittal MR Image

5. 結語

本研究で4.74T縦型超伝導磁石用の勾配磁場プローブを作成し、鞍型のRFコイルを用いた市販のプローブと比較し、SNR約2.5倍を達成した。また線形な勾配磁場領域も約14mm dsvで確保されていることが確認できた。ラット胎児の撮像を行い本プローブの試料撮像における有効性を確認した。今後は、30mm球の撮像サンプルに対応した勾配磁場プローブを開発するために、Gz勾配磁場コイルだけでなく、Gx,Gy勾配磁場コイルの設計にも遺伝的アルゴリズムによる最適化を用い、より広い線形勾配磁場領域の確保を目指す予定である。

6. 参考文献

[1] D.I. Hoult, R.E. Richards (1976) The Signal-to-Noise Ratio of the Nuclear Magnetic Resonance Experiment JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE 24, 71-85
[2] 巨瀬勝美 (2004) NMR イメージング 共立出版