

2008/2012A

厚生労働科学研究費補助金

医療機器開発推進研究事業：ナノメディシン研究

超高解像度MRI顕微鏡の開発

平成20年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 福山 秀直

平成21（2009）年 4月

厚生労働科学研究費補助金

医療機器開発推進研究事業：ナノメディシン研究

超高解像度MRI顕微鏡の開発

平成20年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 福山 秀直

平成21（2009）年 4月

目 次

I. 総括研究報告		
超高解像度MRI顕微鏡の開発	-----	1
福山秀直		
II. 分担研究報告		
1. 送受信コイルの開発	-----	3
犬飼宗弘 武田和行		
2. 傾斜磁場コイルの開発	-----	8
犬飼宗弘 上野智弘 広瀬量一		
3. 制御システムの開発	-----	18
浦山慎一 犬飼宗弘 上野智弘 松原明 土井信昭		
4. MRI顕微鏡を用いたin vitro撮像実験	-----	31
犬飼宗弘 上野智弘 浦山慎一 杉本直三 塩田浩平		
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	38
IV. 研究成果の刊行物・別刷	-----	

総括研究報告書

超高解像度MRI顕微鏡の開発

主任研究者 福山 秀直 京都大学大学院医学研究科 教授

研究要旨

生検組織の病理観察や摘出組織内へのDDSの薬剤分布の検査等を、摘出後即座に凍結せず非破壊で行うための、超高解像度、超高感度MRI顕微鏡を開発する。本年度においては、MRI顕微鏡のプロトタイプを開発し、その性能を評価した。

分担研究者氏名・所属機関名及び所属機関における職名

上野智弘・京都大学大学院医学研究科・助教
浦山慎一・京都大学大学院医学研究科・助教
犬飼宗弘・京都大学大学院医学研究科・研究員
武田和行・京都大学大学院理学研究科・講師
杉本直三・京都大学大学院医学研究科・教授
松原明・京都大学低温物質科学研究センター・准教授
塩田浩平・京都大学大学院医学研究科・教授
土井信昭・株式会社サムウェイ・課長
広瀬量一・株式会社ジャパンスーパーコンダクタテクノロジー・部長

A. 研究目的

本研究では、細胞レベルの空間分解能でのex vivo撮像を可能とする超高解像度MRI顕微鏡を開発することを目的とする。具体的には、静磁場強度14.1テスラの小径ボア内に、傾斜磁場強度10T/mの傾斜磁場コイル、高感度ソレノイド型受信コイル、緩衝液を循環させ5ミリ角程度までの摘出細胞塊を生きた状態で固定できるガラス管、などを用い、空間分解能10マイクロン以下を目指す。これは、国内外において最先端レベルである。

B. 研究方法

本年度は、開発初年度に整備を行った開発環境に基づき、MRI顕微鏡のプロトタイプ機の開発を行なう。主な開発目標は送受信コイル開発、傾斜磁場コイルの開発、NMRスペクトロメータと傾斜磁場コイルの撮像時における制御システムの開発、プロトタイプ機を用いた in

in vitro環境における撮像実験の構築を重点的に行っている。

(倫理面への配慮)

倫理委員会、動物委員会の認可をとり、そのプロトコルに従って研究を進めた。

C. 研究結果

分担研究報告書に詳述してあるように、送受信コイルの開発、傾斜磁場コイル開発、NMRスペクトロメーターと傾斜磁場コイル制御のためのシステムプログラム開発、を完了し、MRI顕微鏡プロトタイプ機の開発を終えた。また、in vitro環境における撮像実験を行ない、50ミクロンの解像度を持つ画像を得ることができた。

D. 考察

解像度の更なる向上のためには、傾斜磁場強度の更なる向上と磁場均一度の向上が必要とされる。現行の磁場勾配用電源の容量は限られているので、最適化には限界があると考えられる。磁場補正コイルの導入により、均一度の向上は望めると考えられる。また、ex-vivo環境の導入を今後進め、MRI顕微鏡の用途として期待される非凍結病理検査を行なうにあたっての指針を作る必要がある。

E. 結論

開発2年目において、MRI顕微鏡のプロトタイプ機の開発を終えた。最終年度に傾斜磁場コイルの電源に対する最適化と静磁場の均一度の向上、ex-vivo環境の構築を行なう。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1. 論文発表 なし
2. 学会発表 なし

H. 知的財産権の出願・登録状況 なし

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）
分担研究報告書

送受信コイルの開発

分担研究者 犬飼 宗弘 京都大学大学院医学研究科 研究員
分担研究者 武田 和行 京都大学大学院理学研究科 講師

研究要旨

48mmといった狭いボア径内に挿入することができる、送受信コイルを含む600メガヘルツの共振回路の開発を試みた。その結果、Q値が73、ラジオ波照射強度が4ミリテスラの共振回路の作成に成功した。

A. 研究背景および目的

MRIは静磁場中に置かれた測定試料に対して、X, Y, Z 方向に傾斜磁場の生成を行いまた測定試料内の水素原子に対して、電磁波を入射し、水素原子を励起させ、その励起させた水素原子が放射する電磁波を測定することで、測定試料の画像を得ることができる。本プロジェクト(超高解像度MRI顕微鏡)の目的は、細胞レベルの空間分解能でのex vivo撮像を可能とする超高解像度MRI顕微鏡を開発することである。そのため本研究で使用する磁場は、本プロジェクトで開発された、一般臨床機に用いている磁石の静磁場強度(1.5 テスラ)と比較して、感度を約100 倍することが可能である、静磁場強度14.1 テスラの超伝導磁石である。静磁場強度が1.5 テスラの水素原子が持つ電磁波の周波数は約64 メガヘルツであるのに対して、今回開発した超伝導磁石（静磁場強度14.1 テスラ）中にある水素核が持つは約600 メガヘルツであり、従来の周波数に比べて約10 倍の周波数を持つ。一般的に静磁場強度が上昇するにつれて、静磁場内に測定試料、傾斜磁場コイル及び高周波共振回路を挿入するための穴の直径（ボア径）が小さくなる。今回開発した14.1 テスラのボア径は48 ミリメートルと非常に小さい。また超高解像度MRI顕微鏡の開発において、最重要事項は傾斜磁場強度を上げることである。傾斜磁場強度を上げるためには、①傾斜磁場コイルに流す電流を増やす、②傾斜磁場コイルのインダクタンスを増やす、③傾斜磁場生成空間を狭くする、といった三つの方針が挙げられる。我々は傾斜磁場コイル用の直流電源の性能を考慮に入れて、方針③を採択した。そのためには二つの傾斜磁場コイルをできるだけ近づける必要があり、その結果二つの傾斜磁場コイル間は10 mmしかない。このような限られた空間内に挿入することができる、送受信コイルを含む600メガヘルツの共振回路を開発する必要がある。

B. 研究方法

600 メガヘルツの共振回路に、LC共振回路を採用した。共振回路は、MRI送受信コイル、電力を効率良く送受信コイルに送信できるように、また水素原子核が放射した信号を効率良く検出で

きるように、共振回路を50 オームにインピーダンス整合を取るインピーダンス整合コンデンサ及びに共振回路を600 メガヘルツに共振周波数を合わせるための同調コンデンサ及びにMRI送受信コイルの中心で高周波パルスが効率良く照射できるように、またコイルの内に装填された測定試料の位置により、検出する信号の変化が少なくなるように、バランスコンデンサから構成される(図1)。MRI送受信コイルには、高感度ソレノイドコイルを用いた。一般の臨床機に比べて感度が約1000倍である。

作成したソレノイドコイルは、二つの傾斜磁場コイル間は10 mmであることを考慮に入れて、内径5 ミリメートル、外径7 ミリメートル、長さ5 ミリメートル、巻き数が5巻きと非常に小さいソレノイドコイルである。線材は直径1 ミリメートルのメッキされた銅線、インダクタンスが約41 ナノヘンリである。

このコイルから構成される600 メガヘルツの共振回路(図1)の素子の値を見積もるために、数値シミュレーションを行った。その結果をスミスチャートで示す(図2)。この図は複素平面であり、水平軸が実数軸、垂直軸が虚数軸である。600 メガヘルツの共振回路のインピーダンスを同軸ケーブルの特性インピーダンス50 オームに取る様子が示されている(図の中心が50 オーム)。この数値シミュレーションよりバランスコンデンサに3.3 ピコファラッド、同調コンデンサに3.03 ピコファラッド、インピーダンス整合コンデンサに0.502 ピコファラッド必要なことがわかった。

インピーダンス整合コンデンサ及びに同調コンデンサに、2000 ボルトの電圧にも耐えられる省スペース型の非磁性耐電圧可変コンデンサコンデンサを用いた。コンデンサの容量は、0.5 ～4 ピコファラッドである。バランスコンデンサには1000 ボルトに耐えられる非磁性高耐電圧コンデンサを用いた。コンデンサの容量は3.3 ピコファラッドである。

C. 研究結果

上記のソレノイドコイル、コンデンサから48 mmの狭いボア内に挿入することができる共振回路を作成した。しかし作製した共振回路はシミュレーション通り振る舞わず、600 メガヘルツで共振しなかった。原因を寄生インダクタンスの影響と仮定し、寄生インダクタンスを補正する補正コンデンサ 2.2 ピコファラッドを挿入したところ(図3)、600 メガヘルツで共振することに成功した。作成した共振回路は、600 メガヘルツの共鳴周波数で共振を行い、また傾斜磁場コイルを取り付けるスペースも兼ね備えている。そしてQ値は73、ラジオ波照射強度が4ミリテスラである。

D. 考察

今回作成した共振回路は、安定して共振させること、また傾斜磁場コイルのスペースを十分に確保することに重みを置いたため、磁場の外部から、インピーダンス整合及び同調の調整をすることができない。今後デザインを改良する必要がある。

E. 結論

48 mmのボア内に入る600メガヘルツの共振回路を作成した(図4a,b)。

別紙3

G. 研究発表

なし。

H. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

なし。

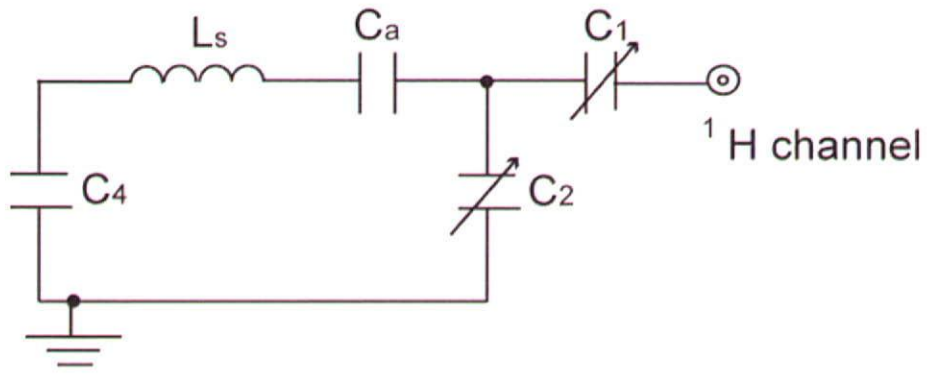


図1. LC共振回路の電気回路。C₁: インピーダンス整合コンデンサ、C₂: 同調コンデンサ、L_s: RF送受信コイル、C₃: バランスコンデンサを示す。

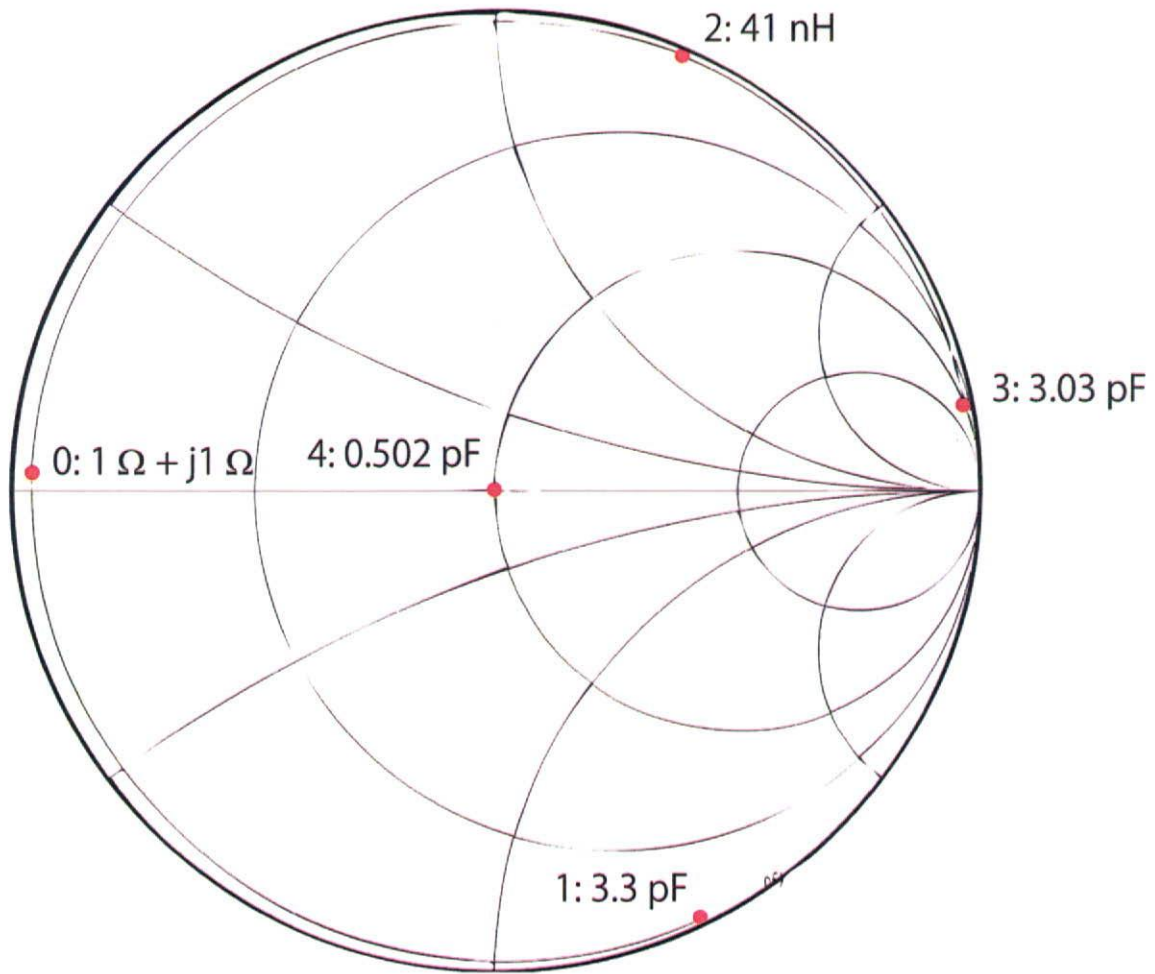


図2. 周波数:600 メガヘルツ、インピーダンス: 50 オームのスミスチャート。ピンク色のポイントはそれぞれ、ポイント0が仮想抵抗、ポイント1がバランスコンデンサ C₃、ポイント2がRF送受信コイル L_s、ポイント3が同調コンデンサC₂、ポイント4がインピーダンス整合コンデンサC₁を示す。

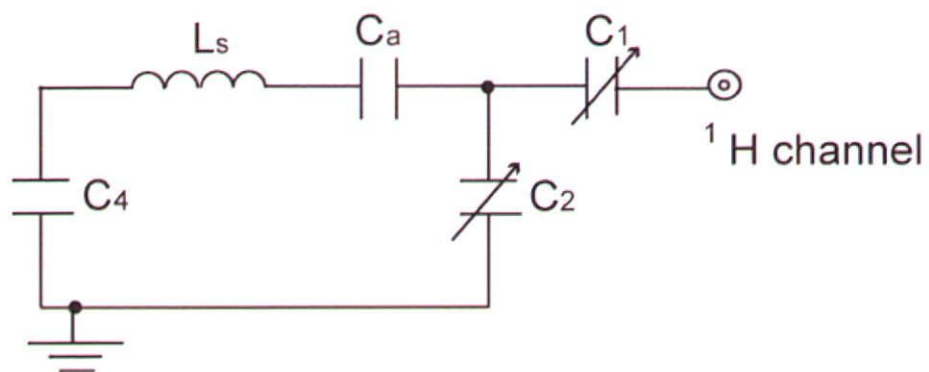


図3. 寄生インダクタンスを補正したLC共振回路の電気回路。 C_a が補正コンデンサである。

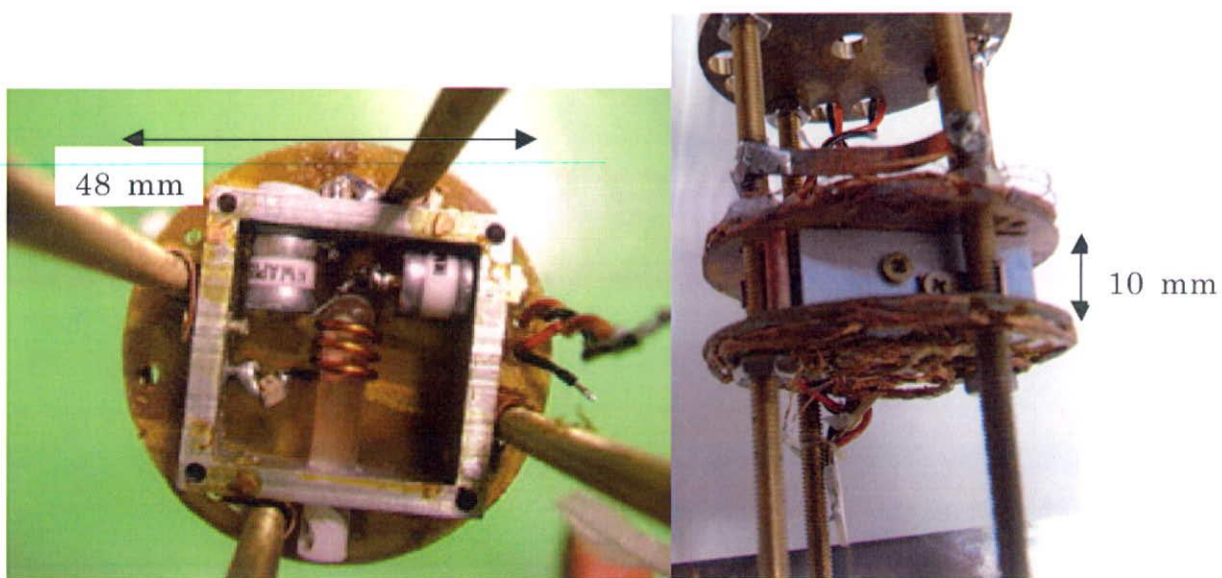


図4. 作製した600メガヘルツ共振器。

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業：ナノメディシン研究）
分担研究報告書

傾斜磁場コイルの開発

分担研究者 上野 智弘 京都大学大学院医学研究科 助教
分担研究者 犬飼 宗弘 京都大学大学院医学研究科 研究員
分担研究者 広瀬 量一 株式会社 ジャパンスーパーコンダクタテクノロジー 部長

研究要旨

MRI顕微鏡のプロトタイプ機に用いる3軸方向の傾斜磁場コイルの開発を行なった。48 mmのボア径のマグネットに用いるために、直径46 mmの2枚の円盤の上に巻かれたコイルが、送受信コイルを挟み込む構造をしている。得られた傾斜磁場強度はx : 0.16 T/mA (0.64 T/m : max)、y : 0.14 T/mA (0.56 T/m : max)、z : 0.13 T/mA (1.3 T/m : max) であった。

A. 研究目的

MRI顕微鏡の主要なシステム構成は静磁場マグネット、NMRシステム、傾斜磁場制御システム、RFコイルと傾斜磁場コイルである。本年度におけるMRI顕微鏡のプロトタイプ機の開発に当たり、主要システムをRFコイル、傾斜磁場コイル、制御システムの3つに分け、各々を分担して開発を行なうこととした。本分担研究においては、傾斜磁場コイルの開発を行なうことを目標とする。本年度においては、本研究課題の最終目標である10ミクロンの解像度を持つMRI顕微鏡の開発に必要とされる傾斜磁場コイルに必要とされる要件について、開発を行なうプロトタイプ機を用いて考察を行なう。その際に、傾斜磁場強度やスルーレイト以外にも、安定度や振動などについても合わせて検討する。

B. 研究方法

現在、臨床用MRIにおいては、傾斜磁場の線形領域の拡大のために、ロバート・ターナーが提唱したターゲットフィールド法が多くの場合、採用されている。さらに、傾斜磁場のスイッチングの際の渦電流の発生を抑えるため、アクティブシールド法を採用し、傾斜磁場を生み出すコイルと離して、逆向きの傾斜磁場を発生させるコイルを設置するというを行なっている。また、静磁場コイルの限られたスペースである円筒ボアの中の空間を有効に活用するために、円筒型のボビン（傾斜磁場勾配コイルを巻き付けて、物理的にコイルを空間上に固定するもの）が用いられている。しかし、ターゲットフィールド法は別名、指紋パターンと呼ばれることから分かるように、指紋のように複雑な巻き線の構造を持っている。さらに、アクティブシールドを行なうには、同様の構造のカウンターとして機能する傾斜磁場コイルを設置する必要がある。

本分担研究においては、まず、MRI顕微鏡のプロトタイプ機を開発し、本研究課題の最終目標で

ある10ミクロンの解像度を得るためには、相互依存するシステム要件の最適な解は何かについて考察を行なうために、構造が単純で工作しやすい傾斜磁場コイルのデザインである長方形型とマクスウェルペアをプロトタイプ機のものとして採用した。その際に、円筒形のポビンにコイルを巻くことは非常に困難を伴うため、向かい合う2枚の平面から構成される平面型のポビンデザインを採用することにした。

平面型のポビンを用いた長方形型コイルとマクスウェルペアの傾斜磁場コイルのデザインには、静磁場の方向とポビン面の法線方向が平行であるものと、垂直であるものの2種類存在する。本分担研究においては、開発速度を上げるためにも、永久磁石の磁場均一度の補正に用いられている静磁場の方向とポビン面の法線方向が平行である形のものを採用した。z軸を静磁場 (B_0) の方向 (円筒ボアの中心軸方向) とすると、マクスウェルペアが、z方向の $G_z = \partial B_0 / \partial z$ となる傾斜磁場を生成し、長方形型コイル (平行4線デザイン) が、x方向、y方向 (静磁場方向に直交する向き、円筒ボアの半径方向) のそれぞれ、 $G_x = \partial B_0 / \partial x$ 、 $G_y = \partial B_0 / \partial y$ となる傾斜磁場を生成することになる。

マクスウェルペア：

2つの平面のポビンにそれぞれ反対向きに巻かれた2つの円形のコイル (マクスウェルペア) が、z方向の傾斜磁場 G_z を作り出す。2つの円形コイルは対称性から、2つの円の中心を結ぶ中心ラインがポビンの法線方向を向き、同一半径 r を持つ。2つの平面の間の距離を d とおくと、磁場の2次成分 ($\partial G_z / \partial z = \partial^2 B_0 / \partial z^2$) をキャンセルして、均一な線形の傾斜磁場を作り出すには、 $r = \sqrt{3} \cdot d$ の関係を持つ必要がある (Fig.1)。

このときの傾斜磁場強度の強さは、

$$G_z \approx 0.64 \frac{\mu_0 i N}{r^2}$$

と計算される。ここで、 i は1ワイヤ当たりの電流値で、 N がそれぞれの円形コイルにおけるコイルの巻き数である。このマクスウェルペアの形状における傾斜磁場の線形領域 (5%以内) は、傾斜磁場コイルの中心から半径 $0.6r$ の領域と計算される。

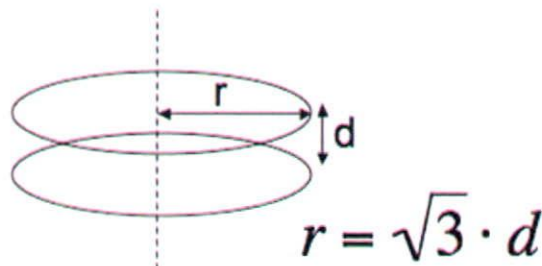


Fig.1: 線形な傾斜磁場 G_z ためのマクスウェルペアの形状。

長方形型コイル：

長方形型コイルは、ボビンの2枚の平面のそれぞれに長方形型にコイルが巻かれている構造を取る。Fig.2にそのブロック図を示す。

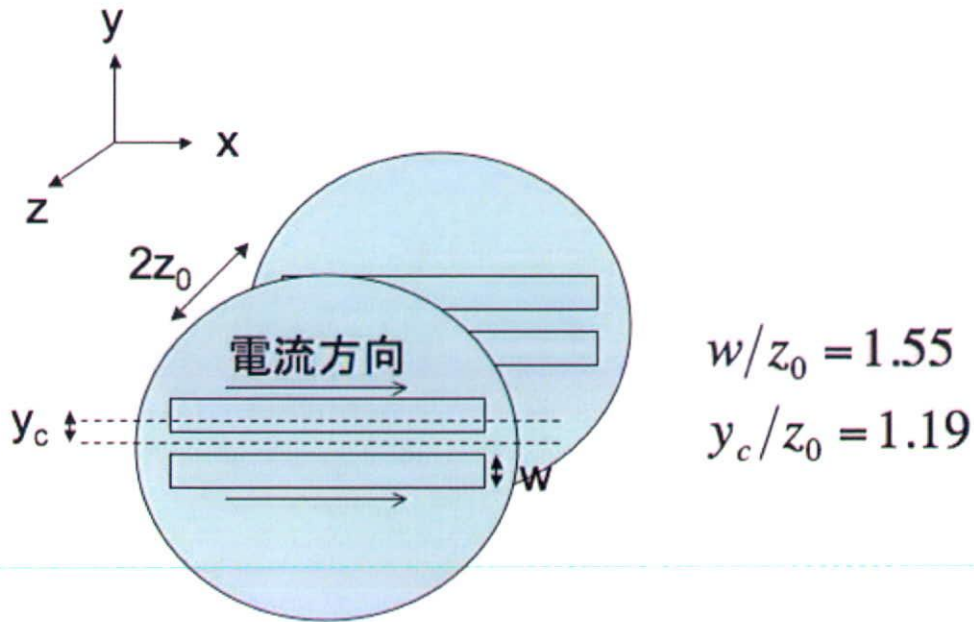


Fig.2: 長方形型コイルの形状。Gyが高い線形性を持つような配置になっている。

Fig.2において、水色で示されているものが2枚の平面で構成されるボビンである。ボビン上の2つの長方形がコイルに対応する。平面の法線方向をz軸にとり、長方形の長手方向がy軸、短軸方向がx軸としている。電流の向きは、Fig.2に示されているように同一平面上の長方形コイルの外側の2ラインが同じとなっている。このコイル配置により、長方形型コイルの中心付近においては、Fig.3中の矢印で示されるような磁場が生成される。

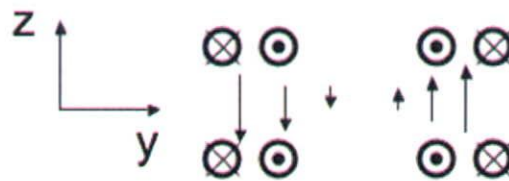


Fig.3: Fig.2の長方形型コイルの作る傾斜磁場。図中の丸が電流の向きを示している。

Fig.3から分かるように、Fig.2の長方形型コイルは、z軸方向の磁場で、y軸に沿って線形に大きさが変化するy軸方向の傾斜磁場Gyを作る。このことより、x軸方向の傾斜磁場Gxを生成するためには、Fig.2のコイル配置を90°だけ、xy平面において回転させればよいことが分かる。ここで、Fig.3においては、長方形型コイルの長軸が十分に長いと仮定している。この仮定は、これ以降も用いられている。

Fig.2において示されるような長方形型コイルが、高い線形性を持ったGyを作り出すためには、マクスウェルペアの場合と同様に、磁場の2次成分 ($\partial G_y / \partial y = \partial^2 B_0 / \partial y^2$) をキャンセルしなければ

ばならない。Fig.2において、ボビンの2枚の平面間の距離を z_0 、長方形型コイルの1つの長方形の短軸の長さを w 、1つの平面の中心から1つの長方形の中心までの距離を y_c とおけば、 $w/z_0=1.55$ 、 $y_c/z_0=1.19$ のとき、磁場の2次成分をキャンセルして、最も強い傾斜磁場（2次成分をキャンセルする配置には2つの解がある）を作ることができる。

Fig.2の配置をした長方形型コイルの傾斜磁場強度は、 G_x 、 G_y ともに

$$G_x = G_y \approx 0.46 \frac{\mu_0 i N}{z_0^2}$$

と計算される。このとき、傾斜磁場が5%以内の線形領域を持つ範囲は傾斜磁場コイルの幾何学的中心と同じ中心を持つ1辺 $0.4z_0$ の立方体領域と計算される。

この最適化された幾何学的パラメータを持つ2組の長方形型コイルと1組のマクスウェルペアを持つ平面型傾斜磁場コイルをプロトタイプ機の傾斜磁場コイルとして採用し、開発を行なった。

(倫理面への配慮)

特に無し

C. 研究結果

MRI顕微鏡のプロトタイプ機において、傾斜磁場コイルの形を平面型ボビンに巻き付ける形に設定したことにより、MRIプローブはRFコイルと傾斜磁場コイルが合わさった一体型のものとなる。そこで、開発の第一段階として、一体型プローブにおけるRFコイルと傾斜磁場コイルの状態について検討するために、平面型ボビン上にマクスウェルペアの傾斜磁場コイルのみを配置した1軸の傾斜磁場コイルを作成した。Fig.4に一体型のプローブを示す。



Fig.4: MRIプローブの試作1号機。中央の白いプレートが、傾斜磁場コイルのボビンである。

Fig.4における白い2つのプレートが2枚の平面型ボビンを持つ1軸の傾斜磁場コイルである。ボビンの材料は渦電流の影響を考慮して、1mm厚のテフロンの板とした。中央部にマクスウェルペアのコイルを直径10mmの中心円に対し10ターン（中心円に対し、内側と外側に5ターンずつ）、 $\Phi 0.5$ の銅線を用いて巻いた。このGzの傾斜磁場を用いて、NMRのスペクトラムを取ることによって、傾斜磁場強度の測定を行った。NMRはTE2msのスピンエコー法を用い、4096点サンプリングした。RFコイルによる励起前から信号収集終了時まで、一定のGzをサンプルに対して与えて、信号収集を行なった。試料は内径4.2mmのNMR管の中に水を入れたものを用いた。得られたスペクトラムを信号強度の最大値で縦軸を合わせたものをFig.5に示す。Fig.5から分かるように、スペクトラムが傾斜磁場強度（グラフにおいては電流値）に比例して広がっている様子が分かる。

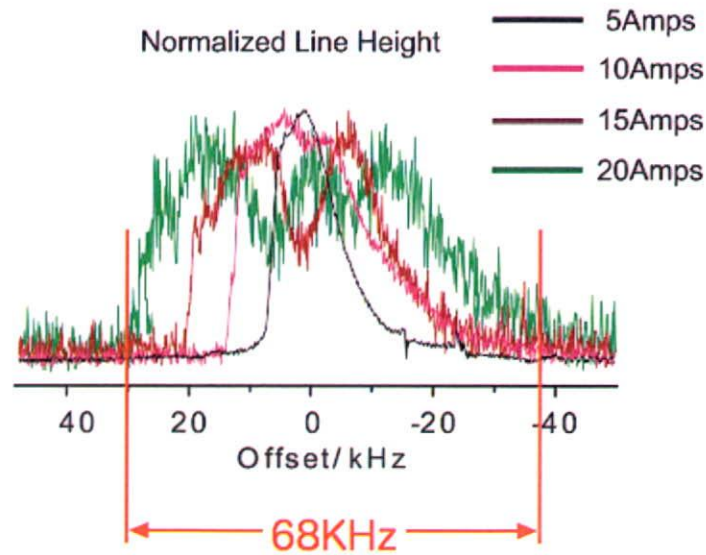


Fig.5: 傾斜磁場コイルの試作機によって得られたNMRスペクトラム。
電流値の増加とともに線幅が増加する様子が分かる。

傾斜磁場コイル用の高速電流アンプによって規定される最大電流20Aのときの線幅を用いて、傾斜磁場強度を計算すると、0.38T/mが得られる。MRIプローブとして機能しうる傾斜磁場コイルとRFコイルの一体型プローブが試作機のデザインを改良することで得られるであろうことが分かった。しかし、スペクトラムは円の投影図であるので、放物線のようなものが期待されるが、得られたスペクトラムには波や非対称性などの歪みが生じていることが分かった。これは傾斜磁場コイルのボビンが柔らかいテフロンであることから、振動などの問題が生じ、傾斜磁場コイルの配置が静止状態からずれて、傾斜磁場強度に非線形性が生じていると考えられた。

そこで、強化プラスチックであるFRPを用いて、3軸方向の傾斜磁場を掛けることができる傾斜磁場コイルの製作を行なった。一般的な板状FRPであるガラス繊維が層状に入ったもの（電子回路等の基板に用いられている）をボビンの材料として用いた。また、工作精度を上げるために、フライス加工を用いて、ボビンを製作した。直径5mm程度の試料の可視化を行なうためにボビンの間隔を10mmとした。また、コイルは直径0.2mmの銅線を用い、ボビンに掘られた溝に20巻きしてある。Fig.6に作成されたMRIプローブの写真を示す。



Fig.6: MRIプローブの試作2号機。傾斜磁場コイルの所を中心に写している。
3軸方向の傾斜磁場の生成が可能となっている。

研究方法のところで詳述したように、傾斜磁場強度は、コイルの巻き数と電流値が同じであれば、ボビンのギャップが狭い程、向上する。そのため、コイルのボビンの材質は、渦電流効果をなくすため、金属体の仕様は避け、薄くとも強度のある肉厚3mmのFRPを用いている。試作1号機の結果を基に、高速電流アンプとの関係を考慮して、ターン数やボビンの肉厚などを最適化したことによって、得られた傾斜磁場強度は、最大電流20A使用時に最大のもので1.5T/m程度まで向上した。傾斜磁場強度の測定法は、試作1号機と同様である。しかし、ガラス繊維が層状に入ったFRPを用いたため、ボビン工作時にガラス繊維が邪魔をして、精度の高い加工を行なうことができなかった。また、コイルと外部電源との接続端子まで含めて、ワニス（GE社製）とデンタルフロスによって固定した。しかし、太い外部電源へのコードと細い銅線が接続している部分では線径が変化するので、接続されている銅線部分の固定が甘くなってしまった。傾斜磁場生成時に線材にかかる力によって、線材の固定が緩くなってしまいう接続端子部分では、銅線が撮像時に振動し、長時間の使用の後では疲労断線してしまうという事故が多発することとなった。さらに、RFコイルと傾斜磁場コイルの共存がうまくできておらず、x軸方向やy軸方向の傾斜磁場コイルで、直線であるべき部分が曲がってしまうこととなってしまった。

試作3号機においては、試作2号機での知見を踏まえ、FRPの材質を層状にガラス繊維が入っているものから、ランダムにガラス繊維が入っているものへ変更し、ボビンの工作精度を上げることとした。また、撮像時の線材の振動を防ぐために、ボビンをカプトンテープで全体的に上から抑えることにした。また、長方形型コイルとマクスウェルペアの平面型ボビンにおける配置をRFコイル共存の関係から最適化を行った。Fig.7にボビンの設計図を示す。

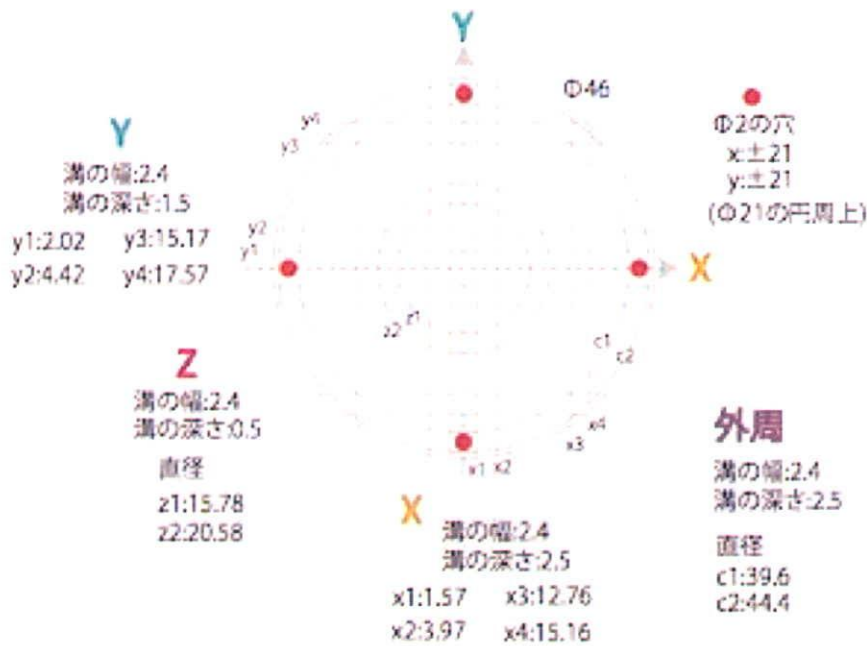


Fig.7 試作3号機の平面型ボビンの設計図。FRPをマシニングセンターで加工した。

ランダムにガラス繊維が入ったFRPをマシニングセンターにて加工することによって、平面型ボビンを作成した。また、試作2号機まで、抵抗値を減らすために、長方形型コイルの各長方形コイルやマクスウェルペアの各円形コイルを並列につないでいたが、長方形コイル間や円形コイル間の抵抗の微妙な違いにより、流れる電流値が異なるため、非線形性が増加していたことが分かった。そこで、長方形型コイル、マクスウェルペアの部分コイルを直列につなぎ、電流値を均一にし、線形性を高めた。Fig.8に製作したMRIプローブの写真を示す。コイルを設計通りに巻くために、障害となっていたNMRのグラウンド安定化のためのカウンタープレートの支持棒外してある。また、接続部分の振動による金属疲労による断線を防止するために、ワニスで線材を固定した後、カプトンテープで全体を止めている。NMR管の挿入方向と干渉しているため、傾斜磁場コイルの平面型ボビンは3本のスペーサーによってとめられている。

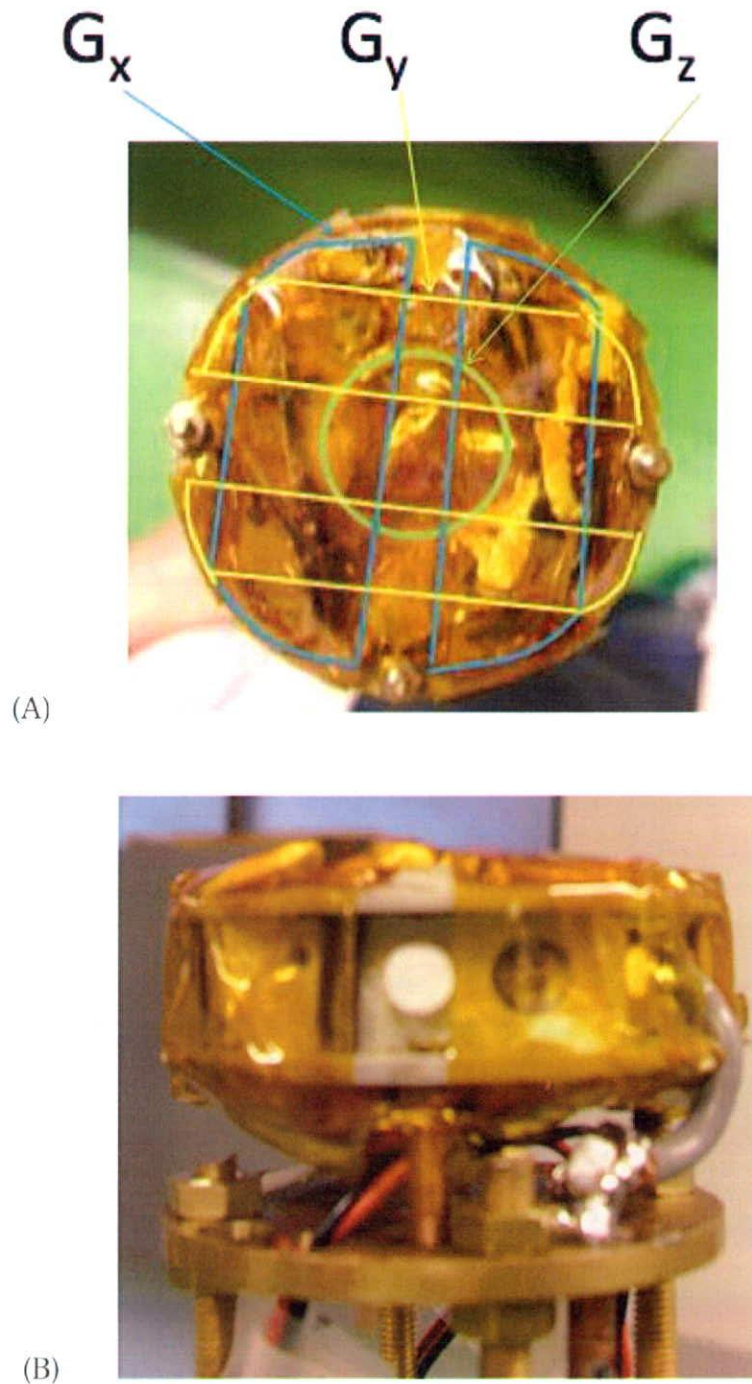


Fig.8: (A)傾斜磁場コイルの配置。(B)MRIプローブを横から見たところ。カプトンテープで、接続端子の振動を抑えている。設計通りにコイルを巻くために、カウンターのプレートを外している。

サイズの分かっているNMR試験管 (OD5mm/ID4.2mm) 内の寒天を撮像することにより、傾斜磁場強度を求めた。寒天を用いた理由は、通常の水に比べT1が短くなるということによる。得られた値は、x : 0.16 T/mA (0.64 T/m : max)、y : 0.14 T/mA (0.56 T/m : max)、z : 0.13 T/mA (1.3 T/m : max) であった。傾斜磁場コイルの駆動にKepco社の20V/20Aの高速電流アンプを用いており、コイルの抵抗により、電圧にリミットがかかり、20Aをかけられていない。また、100 μ s程度のリングングが駆動電流の立ち上がり立ち下がり時に発生した。また、

撮像時における振動は存在している。

D. 考察

3段階の試作を重ねることによって、傾斜磁場コイルの性能の向上が測られてきた。しかし、3号機で得られた $x: 0.16 \text{ T/mA}$ ($0.64 \text{ T/m} : \text{max}$)、 $y: 0.14 \text{ T/mA}$ ($0.56 \text{ T/m} : \text{max}$)、 $z: 0.13 \text{ T/mA}$ ($1.3 \text{ T/m} : \text{max}$)という傾斜磁場強度は目標とする 10 T/m のものに比べて低いものとなってしまっている。この原因として、傾斜磁場コイルを駆動する高速電流アンプの出力ワット数の制限によるものが大きい。3号機では、電圧値の制限により $x:4\text{A}$ 、 $y:4\text{A}$ 、 $z:10\text{A}$ までしか掛けることができない。そこで、高速電流アンプの能力拡張が重要と考えられる。高速電流アンプの能力拡張が図られない場合であっても、現在使用している電源に対して、コイルの線材の線径とターン数を考慮することによって、コイルの抵抗値と傾斜磁場強度の最適化を図る必要がある。また強磁場中での使用のため、ボビン本体や銅線に大きな振動が生じ、断線するという事故が多発した。カプトンテープによって振動対策を行なったが、十分とは言えない。また、カプトンを巻くことによって、傾斜磁場コイルの着脱に困難が生じている。省スペースでの線材の固定と傾斜磁場コイルの取り外しの利便性を考慮したデザインを採用する必要がある。これにはSMAなどの強固な同軸コネクタを使用し、エポキシにてコイルボビン後と固定することを行なうことで、改善されて行くものとする。これらのことは次年度の課題となる。

F. 結論

本年度におけるMRI顕微鏡のプロトタイプ機を開発する目標に対し、MRI顕微鏡の主要システムのうち、傾斜磁場コイルの開発を分担研究として行なった。試作を3段階重ね、傾斜磁場コイルの性能向上を図った。3号機によって、 $x: 0.16 \text{ T/mA}$ ($0.64 \text{ T/m} : \text{max}$)、 $y: 0.14 \text{ T/mA}$ ($0.56 \text{ T/m} : \text{max}$)、 $z: 0.13 \text{ T/mA}$ ($1.3 \text{ T/m} : \text{max}$)という傾斜磁場強度を達成し、長時間の撮像にも耐えうる構造を得た。これによって、解像度 $50 \mu\text{m}$ の3D撮像が可能となった。これにより、MRI顕微鏡のプロトタイプ機に用いることができる傾斜磁場コイルが開発できたと考えることができる。問題点として、傾斜磁場強度や安定度の不十分さが挙げられるが、次年度以降に解決を図ることができると考えられる。

G. 研究発表

なし。

H. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

なし。