

管腔組織計測のための MRI 用展開式鞍型コイル

Expanding Saddle Coil for Measuring MRI Image of Luminal Tissue

精密工学専攻 20号 片山敬文

Takafumi Katayama

1. 研究の背景・目的

MRI (Magnetic Resonance Imaging: 核磁気共鳴画像法)は、低侵襲的な診断装置として、医療の現場において広く使われている。近年、この MRI 信号を検出するための受信コイルとしてマイクロコイルの研究が行われている。このコイルは核磁気共鳴現象により生じる微弱な磁場変化を検出するため、コイル径が小さく、巻き数が多いコイルほど高感度になる。また、コイルの抵抗が低いほどノイズが低減し、SNR が向上する⁽¹⁾。このマイクロコイルを内視鏡などの側面に配置することで、管腔組織内部を計測することが期待されている。しかし、円筒形状のソレノイドコイルは側面方向の撮像領域が狭い。これに対して鞍型コイルは円筒形の側面方向の撮像領域が広い。

そこで鞍型コイルを内視鏡などの側面に配置して、撮像を行うことが試みられてきた⁽²⁾。しかし、管腔に挿入した鞍型コイルは管腔の直径より小さいという問題点がある。この問題を解決するために、鞍型コイルをコイル展開機構を用いて展開することでコイル直径を変化させることが求められる。そこで、カテーテルに挿入し、患部でのコイルの展開が可能な MRI 用のフレキシブルマイクロプローブの実現が試みられてきた⁽³⁾。しかし、管腔内でコイルが十分に展開しない場合があるという問題がある。鞍型コイルの展開には膨張が必要であり、鞍型コイルの折り畳みには収縮が必要である。膨張及び収縮を実現できる術具としてはバルーンもしくはリンク機構が取り上げられる。しかし、バルーンは管腔を閉塞してしまうため、管腔を閉塞しないリンク機構の方が適している。内視鏡とリンク機構を組み合わせることで、展開式鞍型コイルが実現できると考える。

本研究では、管腔組織計測のための MRI 用展開式鞍型コイルを実現するために、コイルの膨張・収縮に用いるコイル展開機構の一部であるリンク機構を試作してその動作の様子を確認する。また、フレキシブル基板を用いて、0.2 T の臨床用 MRI 用の鞍型コイルを設計・試作して、電気的特性及び MRI 撮像の評価を行う。以上の過程により、コイルの直径拡大による各パラメータの変化を評価していくことを本研究の目的とする。

2. 設計・製作

2.1 展開式鞍型コイルの概要

Fig. 1 に展開式鞍型コイルの概略図を示す。水平方向の変位を垂直方向の変位に変換することができるリンク機構を内視鏡やカテーテルなどの円筒形の円周上に等間隔で複数配置する。その先端に折り畳んだ鞍型コイルを配置する。

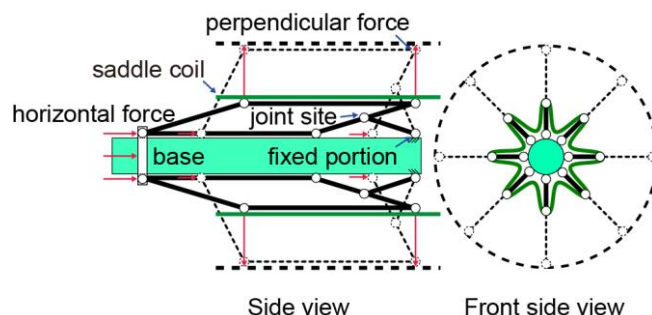


Fig. 1 Concept of expanding saddle coil.

このリンク機構に外部から力を加えることで鞍型コイルが直径方向に展開する仕組みになっている。以上の手順により、管腔内部への挿入が可能な展開式鞍型コイルが実現できる。

2.2 リンク機構

Fig. 2 に試作したリンク機構及びその動作の様子を示す。Fig. 2 より、水平方向の変位が垂直方向の変位に変換されていることが確認できる。この機構は MRI による磁場環境下で動作させるため、非磁性であるアクリル板とアクリル製ネジを用いて試作した。

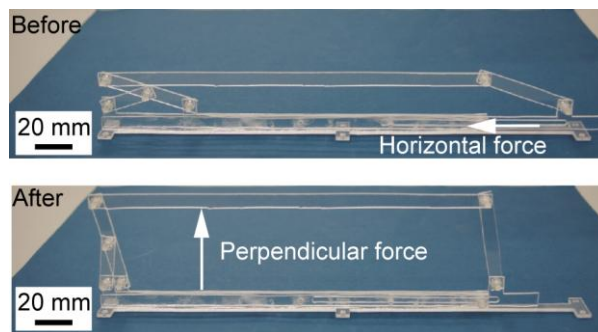


Fig. 2 The situation of operation of a linkage mechanism.

2.3 鞍型コイル

Fig. 3 に鞍型コイルの概略図及びコイルの展開図を示す。Fig. 3 の展開図を円筒の周りに巻きつけたものが鞍型コイルとなる。鞍型コイルは円筒の側面に馬の鞍のようにコイルが対称に配置されているのが特徴である。円筒上に平面型コイルを配置しており、上下方向に磁場が発生しているイメージである。

2.4 鞍型コイルの試作

Table 1 に試作する鞍型コイルの設計値を示す。また、Fig. 3 に鞍型コイルの試作工程を示す。本研究では、非磁性体の Cu/ポリイミドの基板を用いてコイルを試作する。Cu 層の厚さは 35 μm であり、ポリイミド層の厚さは 50 μm である。ま

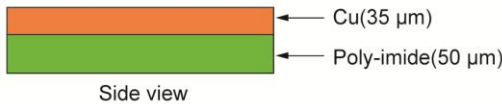
ず、Cu 層をエッチングすることによりコイル配線を形成する。この時、コイルの線幅は $500\ \mu\text{m}$ 、線間隔 $500\ \mu\text{m}$ である。その後、コイル配線が形成されているフレキシブル基板を円筒上に巻きつけることによって鞍型コイルを試作する。鞍型コイルは、導線部分の開き角が 120° で、コイルの軸方向の長さが円筒直径の 2 倍の時に、最も均一な高周波磁場がコイルの中心部に発生することが知られている⁽⁴⁾。

試作した鞍型コイルを Fig. 4 に示す。鞍型コイルはコイル配線を直径 10 mm と直径 30 mm のアクリル棒に巻きつけることで試作した。直径 10 mm は内視鏡のサイズであり、直径 30 mm はリンク機構によってコイルが展開した後を想定した。大腸は直径 30 mm~50 mm の管状構造であるため⁽⁵⁾、展開後の鞍型コイルの直径を 30 mm に設定した。本研究では、直径が 10 mm でコイルの巻き数が 10 巻きのコイルと、直径 30 mm でコイルの巻き数が 4 巻きの計 2 種類の鞍型コイルを試作した。

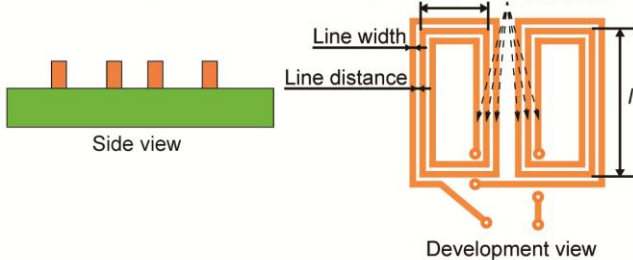
Table 1 Design value of the saddle coils.

Diameter of coil [mm]	10	30
Coil turns	10	4
Line width [μm]	500	500
Line distance [μm]	500	500
r [mm]	10.8	32.5
l [mm]	20.7	62.1
Open angle [$^\circ$]	120	120

1. Use the Flexible substrate(Cu/Poly-imide)



2. Pattern Cu layer to fabricate coil wiring



3. Roll the Flexible substrate around cylindrical base

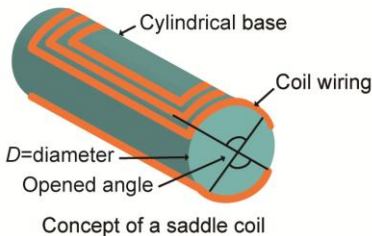


Fig. 3 The fabrication process of a saddle coil.

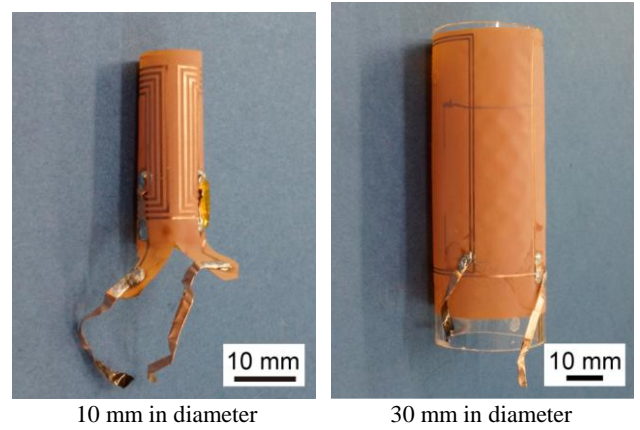


Fig. 4 Fabricated saddle coils.

3. 実験と考察

リンク機構の変位に関する実験を行う。また、各鞍型コイルを用いて電気的特性計測及び MRI 撮像の実験を行う。

3.1 リンク機構の展開について

3.1.1 リンク機構の変位に関する実験

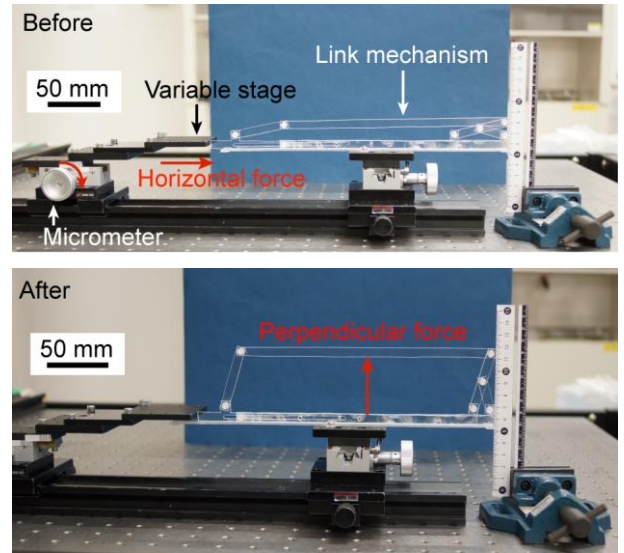


Fig. 5 Schematic view of the experiment setup.

計測セットアップの様子を Fig. 5 に示す。試作したリンク機構は固定ステージに固定されており、可変ステージから水平方向の外力を受けるようになっている。リンク機構のスライド部分は水平方向の外力を受けることで水平方向に移動する仕組みとなっている。同時に、水平方向の変位は垂直方向の変位に変換されるようになっている。

3.1.2 実験結果

実験結果より、外力負荷後の水平方向の変位は $33.5\ \text{mm}$ 、垂直方向の変位は $34\ \text{mm}$ であった。水平方向から垂直方向への変位の変換率は 101.5% であり、誤差は $+1.5\%$ であった。この誤差は、リンク機構の各部材の微妙なずれが原因だと考える。したがって、本研究で用いたリンク機構は、水平方向の変位をほぼ 100% 近く垂直方向の変位に変換できると考える。

3.2 電気的特性計測

3.2.1 鞍型コイルの電気的特性

Fig. 6 に各鞍型コイルにおける Q 値の計測結果を示す。また、Table 2 は直径が異なるが同等の電気的特性を持つ各鞍型コイルの特性を表わしている。電気的特性は 8.5 MHz を基準として、0~16 MHz の範囲で計測した。本研究では、0.2 T の磁場の中でコイルを使用するため、MRI の周波数は 8.5 MHz である。直径 10 mm 巻き数 10、直径 30 mm 巻き数 4 の鞍型コイルの 8.5 MHz における抵抗値は 1.65 Ω と 1.64 Ω であり、インダクタンスは 1.28 μH と 1.25 μH、Q 値は 41.4 と 40.7 である。また、自己共振周波数は両方とも 16 MHz 以上である。これらの結果から、直径 10 mm 巻き数 10、直径 30 mm 巻き数 4 の鞍型コイルの電気的特性はほぼ同一であり、MRI 撮像では同一の受信感度を持つと考える。そのため、この 2 種類の鞍型コイルを用いて後述の MRI 撮像を行う。

3.2.2 巻き数の調整による Q 値の調整

直径 30 mm でコイルの巻き数が 4 巻きのコイルと、直径 10 mm でコイルの巻き数が 10 巻きである 2 種類の鞍型コイルの Q 値を比較する。Fig. 6 より、この 2 つのコイルは同程度の Q 値を持っていることがわかる。また、周波数 8.5 MHz における Q 値の誤差は 1.69 % であった。以上の結果より、鞍型コイルの直径が拡大しても、巻き数の調整により Q 値は調整可能であることが実験によって確認できた。

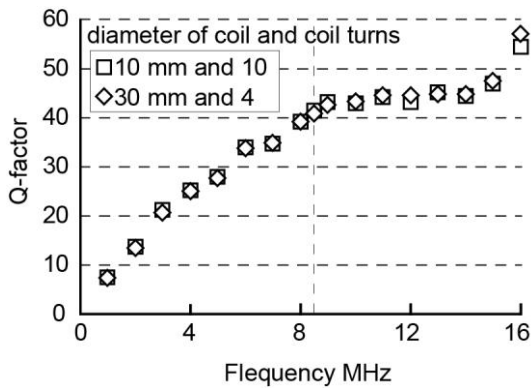


Fig. 6 Q-factor of the saddle coils.

Table 2 Characteristics of the coils at 8.5 MHz.

Diameter of coil [mm]	10	30
Coil turns	10	4
Inductance [μH]	1.28	1.25
Resistance [Ω]	1.65	1.64
Q-factor	41.4	40.7

3.3 MRI 用の受信回路と受信効率

Fig. 7 に鞍型コイルを用いた MRI 用の受信回路の概略図を示す。受信回路は鞍型コイルとインピーダンスのチューニング用及びマッチング用の 2 つのコンデンサから構成されている。この受信回路は MRI システムかネットワークアナライザに接続されている。この回路に用いる鞍型コイルは Table 2 の直径 10 mm と直径 30 mm のコイルとする。Fig. 8 にこの受信回路の SWR (Standing Wave Ratio) の計測結果を示す。8.5

MHz における SWR は直径 10 mm で 1.02、直径 30 mm で 1.03 であり、ほぼ同じ受信感度を持っている。SWR の理想の値は 1.5 以下なので、この受信回路は MRI の信号を効率良く受信することができる。

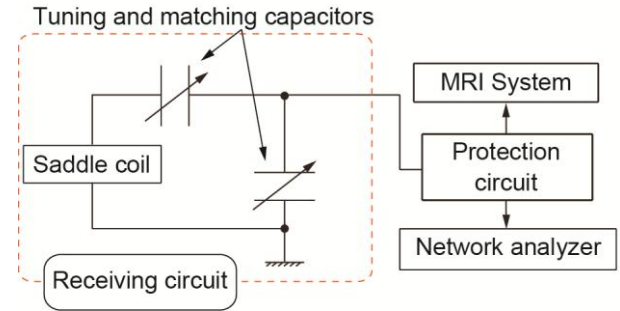


Fig. 7 Schematic of an MRI signal receiving circuit.

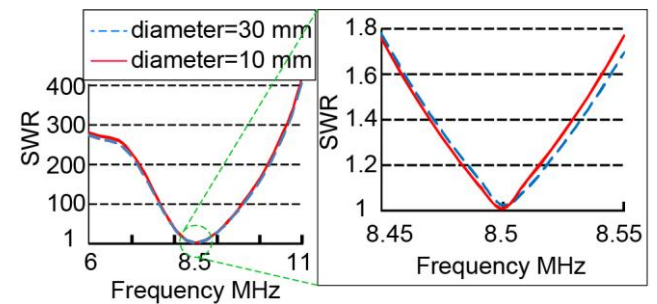


Fig. 8 SWR of receiving circuit.

3.4 MRI 画像計測

3.4.1 計測方法及び撮像条件

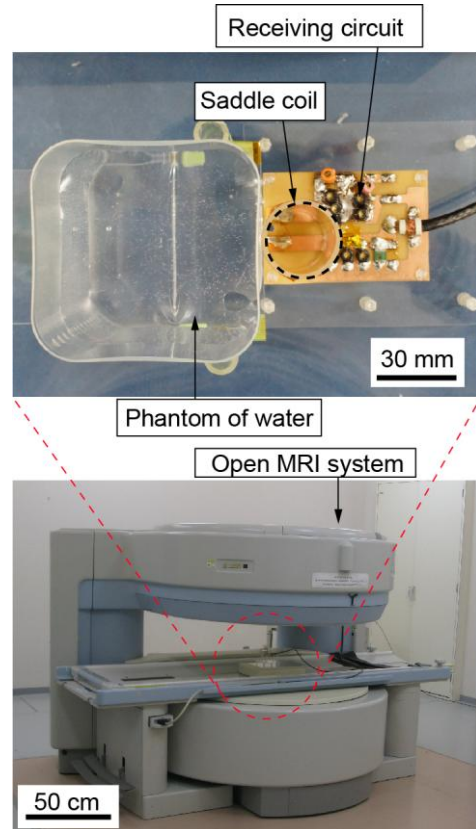


Fig. 9 Schematic view of the experiment setup.

鞍型コイルで構成されている受信回路の撮像領域と SNR (Signal to Noise Ratio)の計測セットアップを Fig. 9 に示す。本研究では、オープン型医療用 MRI システムを用いる。MRI システムの静磁場強度は 0.2 T である。全ての MRI 画像はこの MRI システムによって以下の条件の下に取得される。撮像条件としてスピンエコー法を利用して、繰り返し計測時間 TR=250 [msec], エコー時間 TE=22 [msec], 繰り返し計測回数を 16 回, 計測時の画素サイズを $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ の条件でファントムの横断面の画像を取得した。この計測では容器の水をファントムとして用いた。ファントムは鞍型コイルの前方向に接する状態で配置した。受信回路とファントムは MRI の磁場の中心に設置させた。

3.4.2 撮像結果

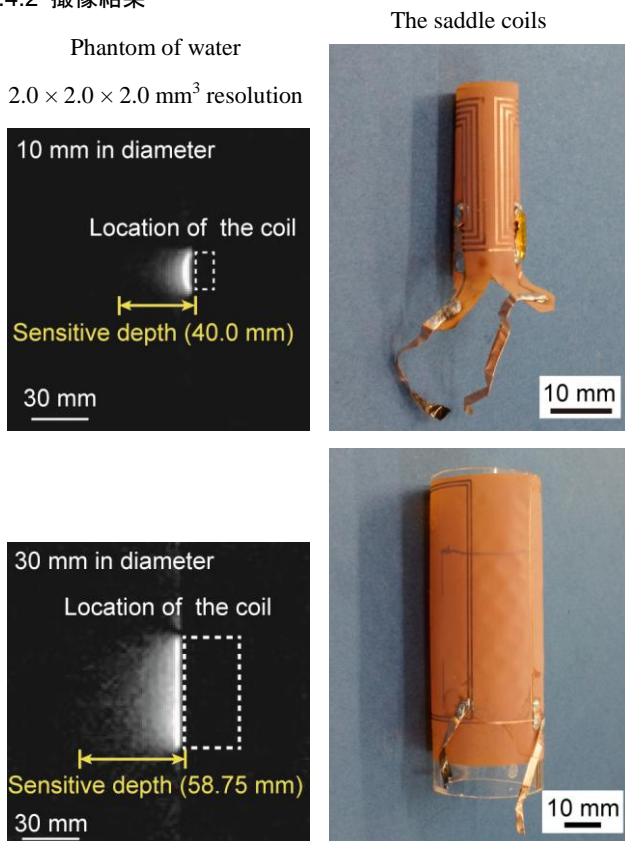


Fig. 10 Schematic view of MR images of the phantom of water.

計測した画像は Fig. 10 に示す。鞍型コイルの撮像領域はコイルの側面方向に存在する。直径 10 mm と直径 30 mm の鞍型コイルが組み込まれた受信回路の SNR は画素サイズ $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ において直径 10 mm のコイルで 87, 直径 30 mm のコイルで 69 であった。

本研究では、ファントム画像を構成する信号とノイズ信号を区別するために、ノイズ領域の信号強度の平均値の 2 倍の強度を持つ信号をファントムの画像を構成する信号として定義した。このファントムの信号から撮像領域を求める。

Fig. 10 より、直径 10 mm の鞍型コイルの撮像領域の奥行きは 40.0 mm であり、直径 30 mm のコイルは奥行きが 58.75 mm であった。直径 30 mm の鞍型コイルの方が撮像領域が 18.75 mm 拡がることが確認できた。増加率に変換すると、

直径を 3 倍にすることで撮像領域は 46.88 % 増加した。したがって、コイルの直径を増加させることで MRI の撮像領域を拡大できることを実験によって確認できた。

3.4.3 考察

従来の研究より、受信コイルは、コイル径を大きくすれば計測領域は増すが感度は低下してしまい、小さくすると感度は高くなるが計測領域は減少してしまうとされている⁽¹⁾。Fig. 10 の結果より、本研究でもコイルの直径が拡大すれば撮像領域の奥行きが増加して、SNR が減少するという結果になった。

SNR は MRI の画質に影響を与えるため、微小癌細胞を MRI で発見する場合は重要なパラメータとなる。そのため、コイル径を小さくして感度を向上させることが癌細胞を高画質に撮像するための有効な手段だと考えられる。しかし、撮像領域が狭いと癌細胞の発見自体が不可能になってしまう場合があるため、計測対象に合わせて適度な撮像領域と感度を実現させることが必要である。そのため、本研究のようにコイル径を管腔と同径にさせることで、管腔組織深部の癌細胞を通常の医療用 MRI コイルよりも高画質に撮像することが可能になると考える。また、コイルの巻き数を増やすことでコイルの感度を上げたり、コイルの抵抗を減らしてノイズを低減させたりすることで SNR を向上させる方法も、MRI 画像の高画質化に有効だと考える。

4. 結論

本研究では、鞍型コイルを展開させ直径を管腔と同径にさせることで、適度な感度と撮像領域で撮像できる管腔組織計測のための MRI 用展開式鞍型コイルを提案した。また、コイルの展開に用いるリンク機構を試作して、水平方向から垂直方向の変位の変換率は 101.5 % であることを確認した。コイルの直径を拡大してもコイルの巻き数を調整すれば Q 値は調整可能であることを確認した。同等の電気的特性を持っていても鞍型コイルの直径を 3 倍にすると撮像領域の奥行きは 46.88 % 増加した。

参考文献

- (1) 土肥徹次, 高橋英俊, 松本潔, 下山勲, 平面型微小コイルを用いた局所高感度 MRI, 生体医工学, 47(6), (2009), pp. 484-493.
- (2) 浦野克紀, 土肥健純, 小型 RF コイルを用いた高分解能 MR 撮像に関する研究, 東京大学修士論文, (2006).
- (3) 南和幸, 入口太地, 李井山, ストリップ線路構造を用いた MRI 用フレキシブルマイクロプローブの開発, 生体医工学, 48(3), (2010), pp. 248-258.
- (4) 巨瀬勝美, NMR イメージング, 共立出版, (2004), pp. 93-94.
- (5) 森三樹雄, 病気のはなし・病気辞典・病気, <http://homepage3.nifty.com/mickeym/index.html>