

# 傾斜断面治具の積層による高感度な MRI 用多層マイクロコイル

## A high sensitive multilayer micro coil for MRI by stacking jigs with inclined cross section

精密工学専攻 36号 仁多見悠斗

Yuto Nitami

### 1. 研究の背景と目的

物体の内部構造を画像化する方法のひとつである MRI (Magnetic Resonance Imaging) は、核磁気共鳴現象 (NMR : Nuclear Magnetic Resonance) を利用した計測法であり、磁場によって体内のプロトンから生じる共鳴信号を受信し内部構造を画像化する。MRI は放射線を使用せずに画像計測をするため侵襲性が非常に低く、医療の現場で人体に対して広く利用されている。また、近年では MRI を利用した小動物や植物の種子などの微小試料の画像化に関する研究が行われている<sup>(1)</sup>。微小試料の計測では高分解能な画像が求められるが、計測対象の体積が小さいために得られる信号が微弱なものとなってしまふ。そのため、得られる画像の信号対雑音比 (SNR : Signal to Noise Ratio) が低くなり、内部構造の判別が困難となる。SNR 向上の方法としては、信号受信コイルの小型化や巻き数の増加といったことが必要となる。このようなことから、これまでに微小試料計測に関する研究が多く行われている<sup>(2-3)</sup>。しかし、コイルの巻き数を増加させるとコイルの寄生容量が増加し、信号受信用コイルとして機能しなくなり画像の取得ができなくなるため、寄生容量の低減が必要となる。寄生容量を低減する方法としては、コイル配線の向かい合う面積を小さくすることが挙げられる。

これまでに、1重巻きコイルと比べ、2重巻きコイルは寄生容量を低減しにくいという研究が行われた<sup>(4)</sup>。一方で、2重巻きコイルの配線角度を変え、配線の向かい合う面積を減らすことで寄生容量を低減する研究が行われた<sup>(5)</sup>。しかし、1重巻きコイルの配線形状と寄生容量に関する研究は行われていない。そこで本研究では、コイルの形状による寄生容量の変化を調べ、傾斜断面に配線をもつコイル治具を積層することで配線が垂直な関係である、低寄生容量な MRI 用マイクロコイルを提案する。

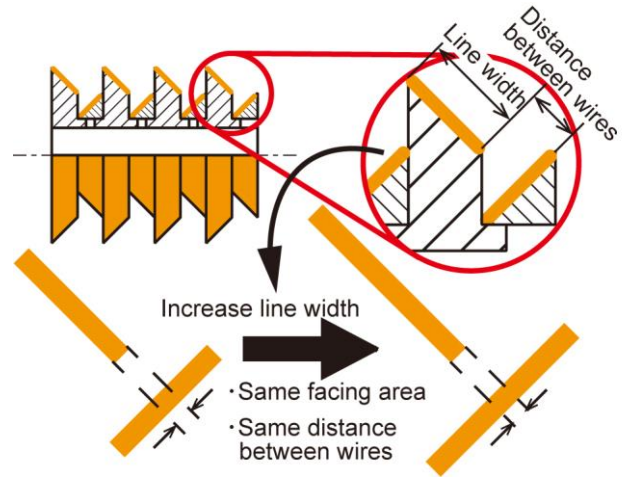


Fig. 2 Line width and facing area.

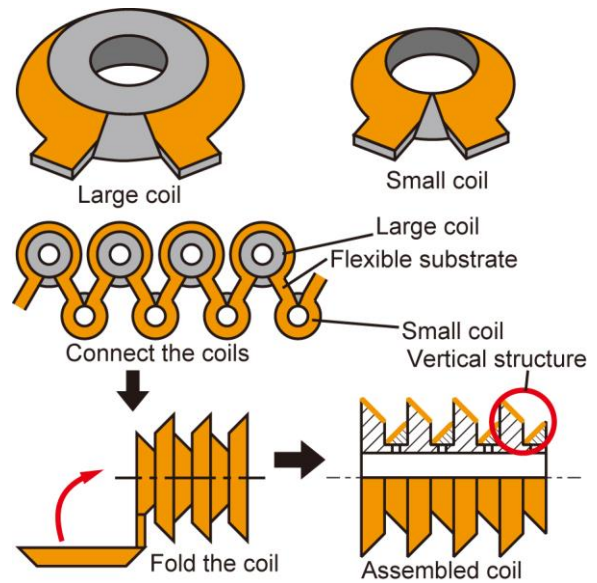


Fig. 3 Multilayer micro coil for MRI by stacking jigs.

### 2. 提案するコイルの概要

提案するマイクロコイルはひと巻きごとに配線同士が垂直な関係になるような配置を持つ MRI 用マイクロコイルである。このような配置にすることで、配線同士の向かい合う面積を小さくすることができる。Fig. 1 に示すように、提案コイルは配線が平行な関係であるコイルと比べ、配線同士の向かい合う面積が小さい。そのため寄生容量の低減が可能となる。また、Fig. 2 に示すように、抵抗値の低減のために配線幅を増加した場合、配線が平行な関係であるコイルでは向かい合う面積が増加してしまうが、一方で提案コイル形状では向かい合う面積の増加が小さい。このことも低寄生容量化

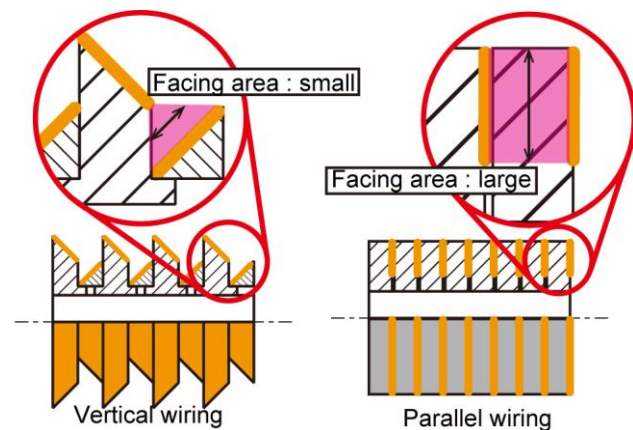


Fig. 1 Vertical wiring and parallel wiring.

に対する利点といえる。そこで本研究では Fig. 3 に示すように、傾斜断面の配線部を持つコイル配線治具を、小径コイル治具と大径コイル治具として2種類用意し、それらを交互に接続し積層することによって実現する。

### 3. コイルの設計と試作プロセス

#### 3.1 コイルの設計

本研究では、静磁場強度 2.0 T、共鳴周波数 85.8 MHz の小型 MRI 装置で使用するため、コイルの設計値を Fig. 4 のように決定した。また、計測対象は直径 4 mm の油脂球とした。提案するコイルは小径コイル治具と大径コイル治具が組み合わさることで構成されている。小径コイル治具の平均径を 8.1 mm、大径コイル治具の平均径を 12.4 mm とし、どちらの

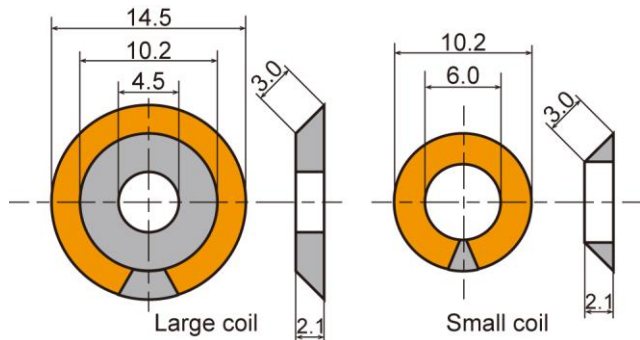


Fig. 4 Large coil jig and small coil jig.

Table 1 The parameters of multilayer micro coil after assembly.

	4 turns	10 turns
Length [mm]	8.5	21.2
Average diameter [mm]	10.2	10.2

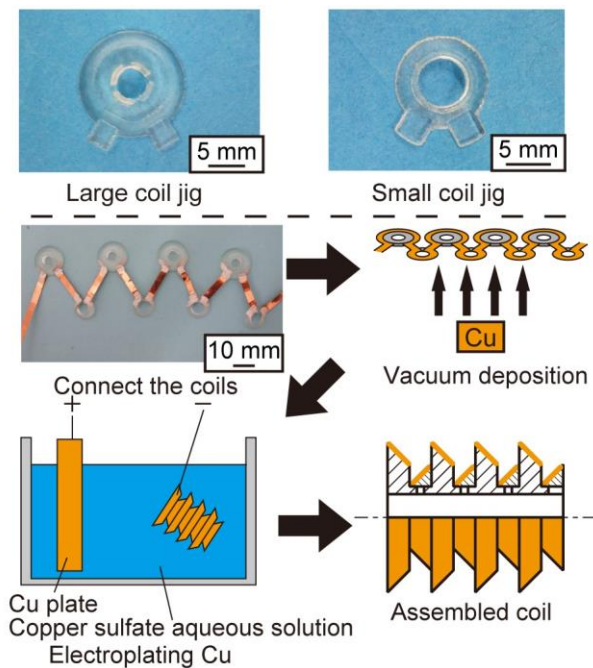


Fig. 5 Fabrication process of the multilayer micro coil.

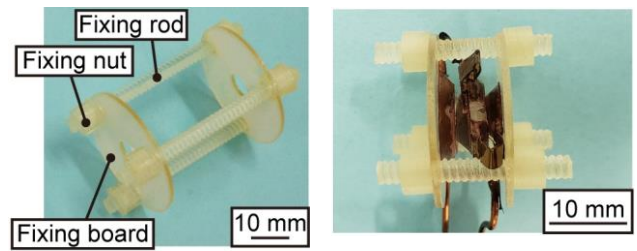


Fig. 6 Fixing jigs of multilayer micro coil.

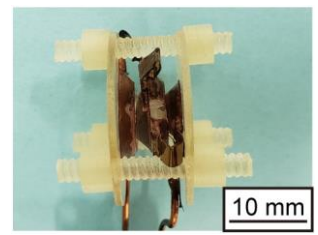


Fig. 7 Multilayer micro coil for MRI.

コイル治具も配線幅 3 mm とした。また、配線の傾斜角度をどちらも 45° にすることで、垂直な関係になるようにした。試作したそれぞれのコイルについて、組み立て後のコイル長さや平均径を Table 1 に示す。

#### 3.2 試作プロセス

Fig. 5 に提案するコイルの試作プロセスを示す。初めに、3DCAD を用いてコイル治具を設計し、3D プリンタで出力する。出力したコイル治具をフレキシブル基板を用いて接続し、真空蒸着装置で治具の側面部に銅を堆積することで配線を形成する。この際、配線部以外の場所に銅が蒸着されてしまうことを防ぐために、蒸着用補助治具を設計し選択的に真空蒸着を行うことができる。その後、Cu めっきを行うことで膜厚を増加させ、抵抗値を低減させる。このようにして出来上がったコイル配線を、配線が垂直な関係であるコイルの形状になるように積層する。最後に Fig. 6 に示す固定用治具を用いてコイル形状に固定することによって、MRI 用マイクロコイルを試作した。Fig. 7 に試作した 4 巻きの提案コイルを示す。

#### 3.3 比較コイル

形状が寄生容量へ及ぼす影響を検証するために、形状の異なる 4 巻きのコイルを試作した。提案コイルを基本のコイル形状とし、配線が半分のコイル、フレキシブル基板を用いないコイル、配線が平行な関係のコイルを試作した。なお、真空蒸着を行う際には各コイルに対応した蒸着用補助治具を試作し使用することによって、提案コイルで用いた試作方法と同様の方法で試作した。

### 4. 実験

#### 4.1 コイルの形状による電気特性の変化

提案した構造が電気特性に及ぼす基礎的な影響を検証するために、4 巻きのコイルのリアクタンスを計測し、比較を行った。なお、コイルごとの製作誤差を小さくするために 4 巻きのコイルを用いて比較を行った。なお、インダクタンスの算出範囲は 1 MHz ~ 100 MHz とした。リアクタンス計測結果を Fig. 8 に示し、計測された電気特性を Table 2 に示す。

電気特性計測の結果、提案コイルのインダクタンス、自己共振周波数、寄生容量はそれぞれ 143 nH, 273 MHz, 2.37 pF であった。また、配線幅が半分のコイルでは 177 nH, 228 MHz, 2.75 pF、フレキシブル基板を用いないコイルでは 143 nH, 253 MHz, 2.77 pF、配線が平行なコイルでは 144 nH, 239 MHz,

3.08 pF であった。提案コイルのインダクタンスの理論値は 85.7.nH であり、計測結果より配線幅が半分のコイルを除いてインダクタンスが同程度であった。これは、配線幅が半分のコイルは、提案コイルの平均径を基準として設計したため、内径が大きいことが原因であると考えられる。自己共振周波数を比較すると、提案コイルが一番高く、フレキシブル基板を用いないコイルが 2 番目に高い結果となった。また、寄生容量を比較した場合は提案コイルが一番低い結果となった。提案コイルもフレキシブル基板を用いないコイルも配線が垂直な関係であるものであり、配線を垂直な関係にすることによって寄生容量が低減し、自己共振周波数が向上したと考えられる。以上の結果より、配線が垂直な関係にすることによって寄生容量の低減が達成できると判断し、提案コイルを用いて SWR 計測実験と MRI 画像計測実験を行うことにした。

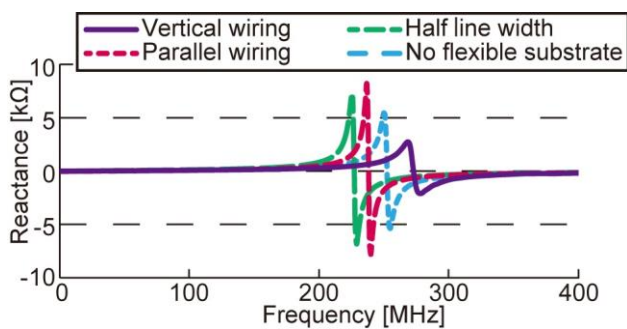
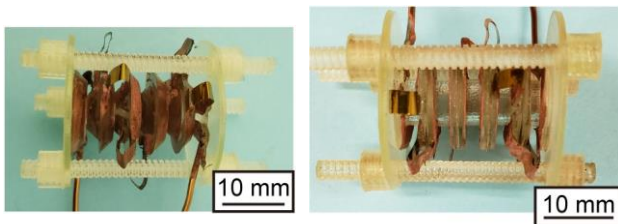


Fig. 8 Reactance of the 4 turns coils.

Table 2 Electrical characteristics of the 4 turns coils.

	Vertical wiring	Half line width	No flexible substrate	Parallel wiring
Inductance [nH]	143	177	143	144
Self-resonant frequency [MHz]	273	228	253	239
Resistance [ $\Omega$ ]	2.18	1.91	1.24	1.03
Parasitic capacitance [pF]	2.37	2.75	2.77	3.08



(a) Vertical wiring (b) Parallel wiring

Fig. 9 The 10 turns multilayer micro coils.

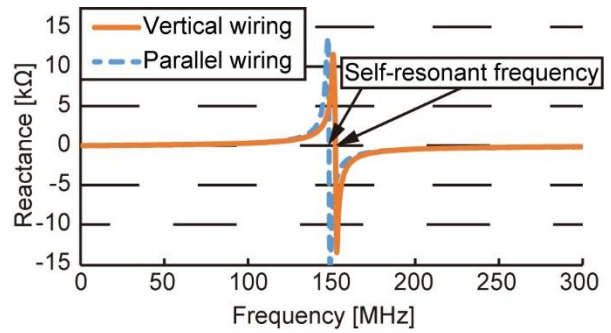


Fig. 10 Reactance of the 10 turns coils.

Table 3 Electrical characteristics of the 10 turns coils.

	Vertical wiring	Parallel wiring
Inductance [nH]	391	422
Self-resonant frequency [MHz]	153	149
Resistance [ $\Omega$ ]	3.62	4.47
Parasitic capacitance [pF]	2.77	2.70

#### 4.2 MRI 画像計測のための提案コイル

提案コイルを用いて MRI 画像計測を行うにあたり、10 巻きのコイルを試作した。また、比較対象として配線が平行な関係のコイルも巻き数を 10 巻きに増やして試作した。Fig. 9(a)に提案コイルを、Fig. 9(b)に比較コイルを示す。

試作した 10 巻きのコイルを用いて電気特性計測実験を行った。リアクタンス計測結果を Fig. 10 に示す。また、電気特性計測結果を Table 3 に示す。10 巻きのコイルの電気特性計測の結果、提案コイルのインダクタンスは 391 nH、比較コイルでは 422 nH であった。また、提案コイルの自己共振周波数は 153 MHz、比較コイルでは 149 MHz であった。これらの値より寄生容量を算出した結果、提案コイルは 2.77 pF、比較コイルは 2.70 pF であった。なお、提案コイルのインダクタンスの理論値は 262 nH であり計測結果と少し差があった。これは、コイルに張り付けているフレキシブル基板が、コイル配線よりも外側に飛び出ていることが原因であり、その影響が 4 巻きと比べて強く出てしまったからだと考えられる。また、電気特性計測の結果、4 巻きのコイルの計測結果とは異なり、自己共振周波数については提案コイルが高いものの、寄生容量については提案コイルと比較コイルの間あまり差が見られなかった。自己共振周波数については、4 巻きの結果と同様に、配線同士が垂直な関係であるために向上したと考えられる。しかし、寄生容量に差があまりないことについては、提案コイルと比較コイルのインダクタンスに差が生じていることが原因であると考えられる。寄生容量は直接計測することが困難であるため、自己共振周波数とインダクタスから算出することで比較を行っている。そのため、提案コイルと比べて比較コイルのインダクタンスが高いことで、寄生容量が低く算出されてしまった可能性がある。仮に、比較コイルのインダクタンスを提案コイルに合わせた場合、比較コイルの寄生容量は 2.92 pF となる。そのため、比較コ

イルの径を調整するなどしてインダクタンスを合わせることで正確に寄生容量の低減を確認できると考えられる。

次に、試作した 10 巻きの提案コイルを用いた受信回路を使用し、定在波比 (SWR : Standing Wave Ratio) 計測を行った。受信回路にはインピーダンスマッチングのための可変コンデンサを 3 つ取り付けた。インピーダンスマッチングの結果を Fig. 11 に示す。なお、Fig. 11 の右図については 85 MHz ~ 87 MHz を拡大したものとなっている。計測の結果、10 巻きの提案コイルの SWR は 1.02 となった。SWR は 1.0 のときが理想的な受信回路であると言えるため、このコイルは十分に画像計測が可能であると判断した。

#### 4.3 MRI 画像計測実験と SNR 計測

10 巻きの提案コイルを用いて MRI 画像計測を行い、計測結果から SNR を計測した。実験セットアップを Fig. 12 に、計測条件を Table 4 に示す。インピーダンスマッチングを行った受信回路を MRI 装置内部に設置することで、油脂球内部の観察を行った。計測した MRI 画像を Fig. 13 に示す。また、取得した MRI 画像から SNR を計測した結果、20.1 となった。撮像した MRI 画像からは計測対象の形状を十分に確認できることより、MRI 信号受信コイルとしての有用性を確認した。

### 5. 結論

本研究では、側面に銅配線をもつコイル治具を積層するこ

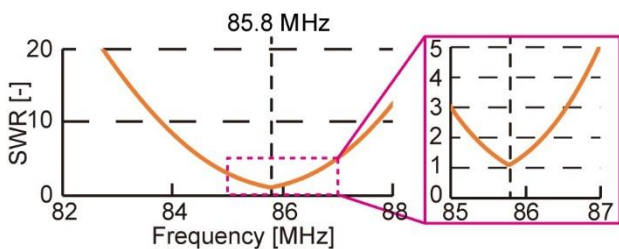


Fig. 11 Relationship of SWR and frequency.

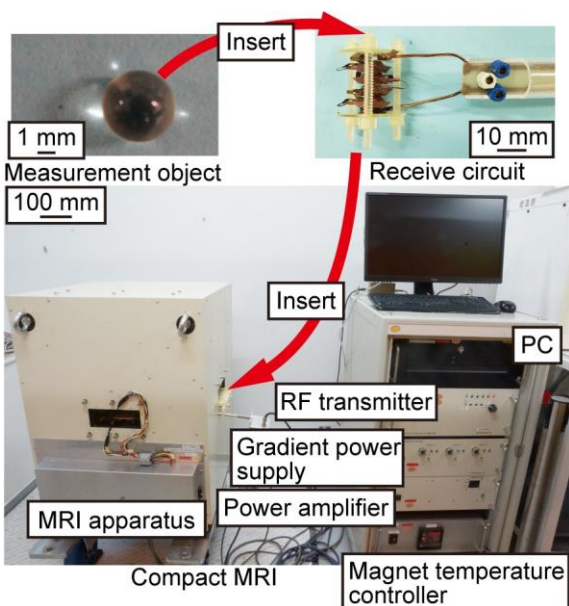


Fig. 12 Experimental setup for measuring MRI images.

Table 4 Conditions for measuring MRI image.

Sequence	Spin echo
Pixel size	100×100 μm <sup>2</sup>
Measurement object	Cooking oil
Average	16
Time	About 32 min

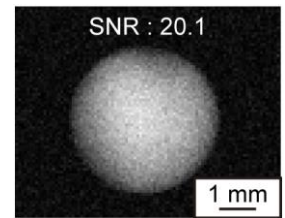


Fig. 13 MRI image

とによって、隣り合う配線同士が垂直な MRI 画像計測用多層マイクロコイルを試作した。大径コイル治具の平均径は 12.4 mm, 小径コイル治具の平均直径は 8.1 mm とした。提案コイルの他にも形状の異なる 4 巻きのコイルを試作し、電気特性の比較を行った。提案コイルのインダクタンス, 自己共振周波数, 寄生容量は 143 nH, 273 MHz, 2.37 pF となった。寄生容量を比較した結果, 提案コイルが一番低い結果となったため, 提案コイルで MRI 画像計測のための 10 巻きのコイルを試作した。10 巻きの提案コイルのインダクタンス, 自己共振周波数, 寄生容量は 391 nH, 153 MHz, 2.77 pF であり, 自己共振周波数は向上したが寄生容量は変わらなかった。これは垂直な関係の配線により自己共振周波数が向上したものの, インダクタンスの差によって寄生容量の値が変化してしまったことが原因だと考えられる。これらの結果より, 配線を垂直な関係にすることによって寄生容量が低減されることを確認した。また, 10 巻きの提案コイルの SWR は 1.02 であった。提案コイルを用いて計測した MRI 画像の SNR は 20.1 となり, 受信コイルとしての有用性を確認した。以上より, MRI 信号受信コイルの配線を垂直な関係にすることにより, 低寄生容量なマイクロコイルを実現した。

### 参考文献

- (1) C. Heyn, J. Ronald, L. Mackenzie, I. MacDonald, A. Chambers, B. Rutt, and P. Foster, In Vivo Magnetic Resonance Imaging of Single Cells in Mouse Brain with Optical Validation, *Magnetic Resonance in Medicine*, **55** (2006), pp. 23-29.
- (2) T. Dohi, Y. Yokoyama, A low resistance and low parasitic capacitance micro coil for MRI fabricated by selective deposition on 3D printed stepped helical structures, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, **137-1** (2017), pp. 2-7.
- (3) T. Izumizaki, T. Dohi, A High Sensitive and Low Parasitic Capacitance Folding Micro Coil with Multilayered Zigzag Diameter Wiring, *Proceedings of IEEE Micro Electro Mechanical Systems* (2020), pp. 465-468.
- (4) 武富航平, 堀正峻, 土肥徹次, 段差二重巻きばね形状による低寄生容量な MRI 用マイクロコイル, 電気学会 E 部門総合研究会 (2019), BMS-19-039.
- (5) 土肥徹次, 関口茜理, ねじ型二重構造への真空蒸着による低寄生容量な MRI 用マイクロコイル, 電気学会パイオ・マイクロシステム研究会 (2016), pp. 37-40.