

螺旋段差形状を用いた低寄生容量な MRI 用マイクロコイル

A low parasitic capacitance micro coil for MRI with stepped helical structures

精密工学専攻 21号 工藤耕太

Kota Kudo

1. 研究の背景と目的

MRI (Magnetic Resonance Imaging) は、核磁気共鳴現象 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) を利用し、計測対象内部の水素原子の共鳴信号を受信することで、内部構造を画像化する手法である。この撮像法は放射線を使用せず非侵襲的であるため、医療の現場を中心として広く用いられている。また、試料を傷つけることなく内部を画像化することが可能であるため、小動物や植物等の微小試料内部の観察にも応用されている⁽¹⁾⁽²⁾。

しかし、微小な試料は体積が小さいため、発生する信号の強度も微弱なものとなる。そのため、SNR (信号対雑音比: Signal to Noise Ratio) が低くなり、医療用の MRI では微小な試料の内部構造を高い解像度で画像取得することは困難である。近年では様々な高感度な MRI 信号受信用マイクロコイルの研究が行われている⁽³⁾。SNR の向上には、コイルの巻き数増加による信号強度を増加や、抵抗値の低減によるノイズ低減が重要となる。また、MRI 装置と信号受信回路とのマッチングに影響を与えるコイルの寄生容量を低減させることも重要である。そこで、3D プリンタで試作した治具に銅を蒸着し、銅めっきを行うことで導線を形成する二重構造マイクロコイル⁽⁴⁾や、螺旋円錐型マイクロコイル⁽⁵⁾が試作された。これらのコイルは巻き数を増やしても抵抗値が増加しにくい利点があった。しかし、コイルの抵抗値低減のために導線幅を厚くすることで導線間隔が減少した。このため、寄生容量が増加してしまう問題点があった。

そこで、本研究では導線の1巻ごとに段差を設けることで、寄生容量の低減とめっきによる抵抗値の低減が両立可能な MRI 用マイクロコイルを試作する。そして、試作したコイルを用いて SNR 計測と撮像実験を行い、提案したコイルが信号受信用コイルとして有用であることを示す。

2. 螺旋段差形状マイクロコイルの概要

2.1 マイクロコイルの概要

Fig. 1 に螺旋段差形状コイルの概要を示す。このコイルは、1巻ごとに外径が変化する中空円柱構造の治具に純銅線を巻きつけ、その後電気めっきにより導線厚を増加させることで試作される。

Fig. 2 に螺旋段差形状コイルの利点を示す。Fig. 2(a)に示すように、ネジ山形状治具の側面に銅を蒸着し、電気めっきによって導線の断面積を増加させ、抵抗値低減を試みる研究が行われた⁽⁵⁾。しかし、導線の断面積が増加するにつれて隣接する導線との距離が減少するため寄生容量が増加してし

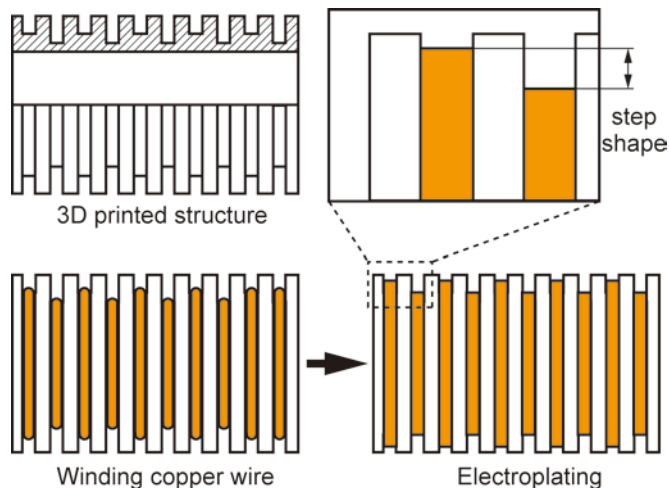


Fig. 1 Concept of a step-shaped micro coil fabricated by 3D printing and electroplating.

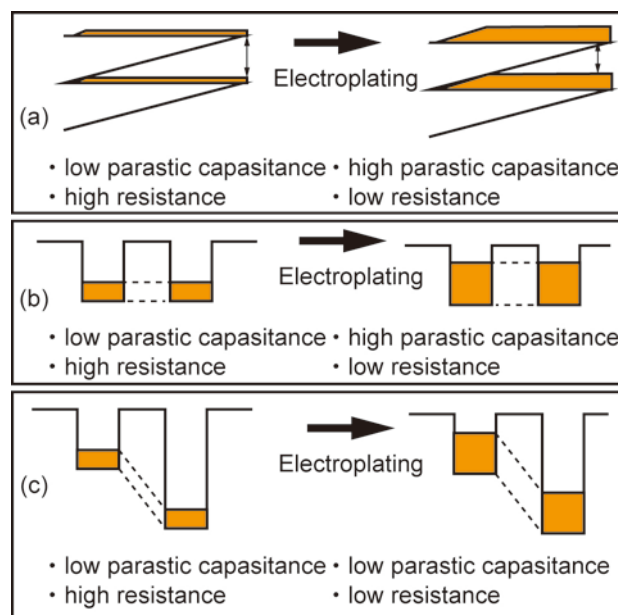


Fig. 2 Advantage of a step-shaped micro coil.

まう問題があった。これに対し、Fig. 2(b)に示すように円筒形の治具に溝を設けた場合、隣り合う導線の厚みが平行に増加する。しかし、このままではめっきにより重なり合う断面積が増加することによる寄生容量の増加が予想される。そのため、Fig. 2(c)に示すように導線を1巻配線するごとに溝の深さを変えることで、隣接する導線との距離を増加させた。これにより、めっきをしても寄生容量の増加しにくい3次元的なマイクロコイルを実現できるのでないかと考えた。

2.2 マイクロコイルの設計

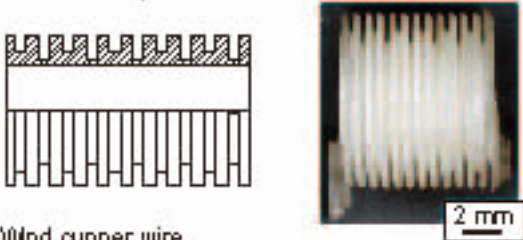
本研究で用いた3Dプリンタ(AGILISTA)は0.2 mm程度の精度で試作できることが経験上わかっているため、各寸法が0.2 mmを下回ることがないように設計した。また、本研究では直径4 mm程度の球体試料を撮像対象として想定している。このため、コイルの設計値は内径5 mm, 外径8.55 mm, 長さ8 mmとした。配線部の最小直径は5.6 mm, 最大直径は6.8 mmとした。これに対して比較用に段差のないコイルを設計し、配線部直径6.2 mmとした。

3. 試作プロセス

Fig. 3に螺旋段差形状コイルの試作プロセスを示す。まず、3Dプリンタを用いて外周に螺旋段差形状を持つ中空円筒治具を出力した。中空形状にすることで内部に計測対象を挿入できるようにした。配線間隔を変更することで、10巻と12巻の螺旋段差形状を持つ治具と比較用の治具の計4種類を出力した。次に、直径0.25 mmの純銅線を配線部に巻きつけた。その後、コイルの抵抗値を低減するために導線厚を増加させる。コイルをエタノールを用いて洗浄した後、電気めっきを行い導線厚を増加させた。めっき液には硫酸銅水溶液を用いた。

Fig. 4にめっきにより導線厚が増加していく様子を示す。Fig. 4(a)は治具に純銅線を巻きつけためっき前のコイルの側面である。その後、1時間めっきを行ったコイル側面の様子が Fig.

1. Make the 3D printed structure.



2. Wind copper wire.



3. Electroplate Cu.

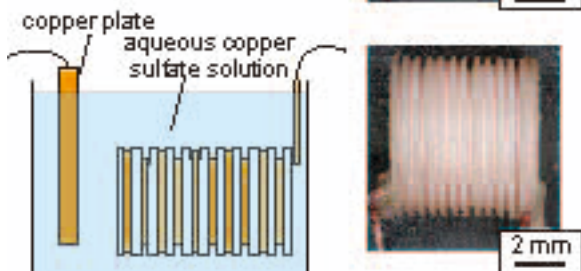


Fig. 3 Fabrication process of micro coil which was fabricated by winding wire and electroplating of Cu.

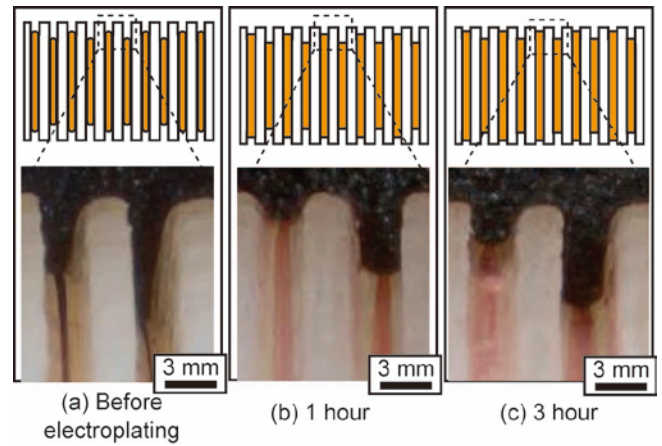


Fig. 4 Photographs of the process of the electroplating.

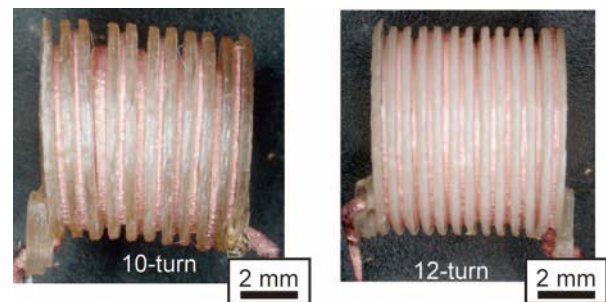


Fig. 5 Photographs of the fabricated 10, 12-turn step-shaped micro coils.

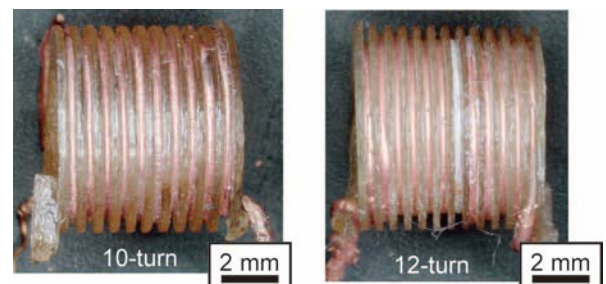


Fig. 6 Photographs of the fabricated 10, 12, -turn no step-shaped micro coils.

4(b)である。Fig. 4(a)と比較すると、導線表面の色が変化している。このことから、めっきにより純銅線表面に銅が付着していることがわかる。その後、さらに2時間めっきを行い、合計3時間めっきをおこなった結果をFig. 4(c)に示す。螺旋段差形状コイルと比較用コイルで導線長が異なるため、めっき時間を変更することで各コイルに100 μm めっきされるように調節した。Fig. 5に試作した螺旋段差形状コイルを、Fig. 6に比較用コイルを示す。

4. 実験

Fig. 7に10巻の螺旋段差形状コイルの、めっき前後の周波数ごとの抵抗値を示す。本研究で使用するMRI装置の共鳴周波数である86 MHzにおいて、めっき前の抵抗値は2.89 Ω だったが、めっき後は2.47 Ω まで低減することができた。め

つきにより 100 μm 導線厚を増加させることで、抵抗値が 15 % 低減したことを確認した。

Table 1 に、10 巻と 12 巻の螺旋段差形状コイルと比較用コイルの電気特性を示す。86 MHz において、10 巻のコイルの抵抗値は、螺旋段差形状コイルでは 2.47 Ω 、比較用コイルでは 2.08 Ω だった。12 巻のコイルの抵抗値は、螺旋段差形状コイルでは 2.85 Ω 、比較用コイルでは 2.25 Ω だった。10 巻では螺旋段差形状コイルの抵抗値は比較用コイルよりも 18.8 % 高く、12 巻では約 26.6 % 高かった。これは螺旋段差形状コイルの導線長が比較用コイルよりも大きいことが原因であると考えられる。10 巻のコイルのインダクタンスは螺旋段差形状コイルで 415 nH、比較用コイルで 492 nH だった。12 巻のコイルのインダクタンスは螺旋段差形状コイルで 621 nH、比較用コイルで 660 nH だった。10 巻では螺旋段差形状コイルのインダクタンスは比較用コイルよりも 15.6 % 低く、12 巻では 5.9 % 低かった。これは、段差形状によりコイルの一部の径が比較用コイルよりも小さくなったためであると考えられる。10 巻のコイルの寄生容量は螺旋段差形状コイルで 2.04 pF、比較用コイルで 2.08 pF だった。12 巻のコイルの

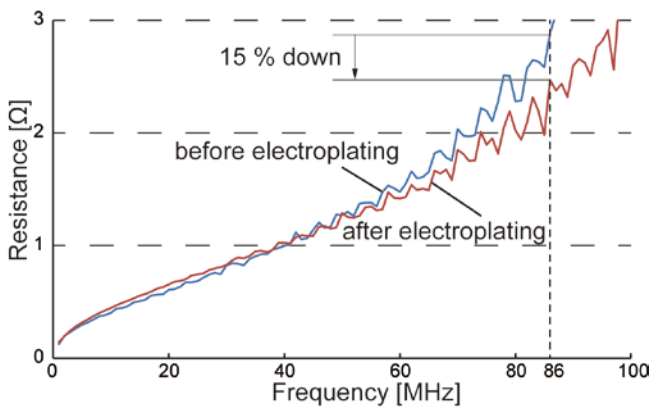


Fig. 7 Resistance of the 10-turn step-shaped micro coils of the before and after electroplating.

Table 1 The electrical characteristics of the step-shaped and no step-shaped 10 and 12-turn micro coil.

	10-turn		12-turn	
	Step-shape	No step-shape	Step-shape	No step-shape
Resistance [Ω]	2.47	2.08	2.85	2.25
Inductance [nH]	415	492	621	660
Self resonant frequency [MHz]	173	158	144	138
Parasitic Capacitance [pF]	2.04	2.08	1.97	2.02

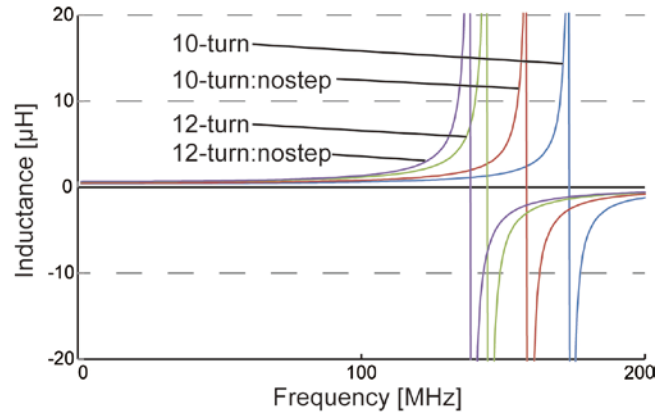


Fig. 8 Inductance of the step and no step-shaped micro coils of three different numbers of turns.

寄生容量は螺旋段差形状コイルで 1.97 pF、比較用コイルで 2.02 pF だった。10 巻では螺旋段差形状コイルの寄生容量は比較用コイルよりも 1.92 % 低く、12 巻では 2.48 % 低かった。螺旋段差形状コイルは比較用コイルよりも寄生容量が小さくなったが、ほとんど変化はなかったといえる。これは段差が寄生容量に影響を与えるほど大きくはなかったためであると考えられる。次に 10 巻のコイルの自己共振周波数は、螺旋段差形状コイルでは 173 MHz、比較用コイルでは 158 MHz だった。12 巻のコイルの自己共振周波数は、螺旋段差形状コイルでは 144 MHz、比較用コイルでは 138 MHz だった。10 巻では螺旋段差形状コイルの自己共振周波数は比較用コイルよりも 9.49 % 高く、12 巻では 4.34 % 高かった。Fig. 8 に各コイルの周波数ごとのインダクタンスを示す。図からわかるように、巻き数の増加により自己共振周波数が下がっていることがわかる。しかし、螺旋段差形状コイルの自己共振周波数は比較用コイルよりも高い。螺旋段差形状コイルと比較用コイルでは寄生容量の値に大きな変化はなかったが、インダクタンスの減少により自己共振周波数が上昇したと考えることができる。

4.2 MRI 画像計測実験

MRI 装置を用いた撮像実験のセットアップを Fig. 9 に示す。試作コイルを信号受信回路に接続し、MRI 装置に接続した。撮像対象は直径 4 mm の食用油脂を使用した。Fig. 10 に 10 巻と 12 巻の螺旋段差形状コイルと比較用コイルで撮像した画像を示す。段差形状により、比較的鮮明な画像を取得できていることが確認できる。Table 2 に 10 巻、12 巻の螺旋段差形状コイルと比較用コイルの SNR を示す。10 巻の螺旋段差形状コイルの SNR は 52.7、比較用コイルは 32.7 だった。12 巻の螺旋段差形状コイルの SNR は 73.5、比較用コイルの SNR は 63.2 となった。10 巻の螺旋段差形状コイルの SNR は、比較用コイルと比べて 61.1 %、12 巻は 16.2 % 向上した。螺旋段差形状コイルの SNR は比較用コイルよりも高くなったが、これは段差形状によってコイルの直径が部分的に小さくなったためであると考えられる。

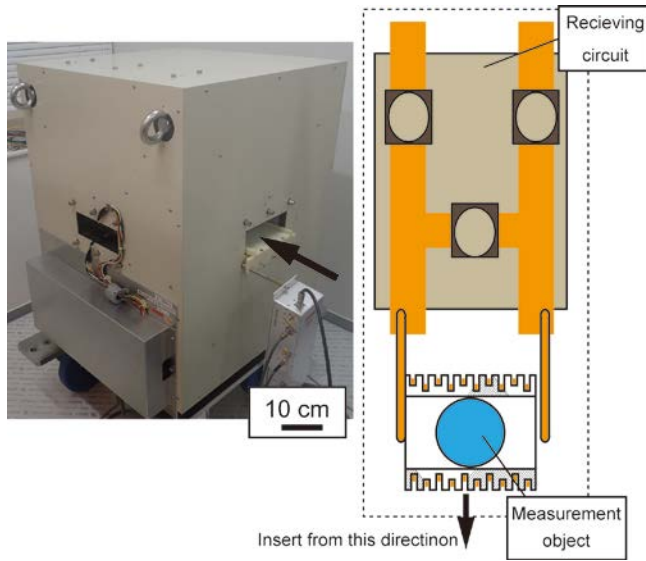


Fig. 9 The experimental setup of the MRI with the fabricated micro coil.

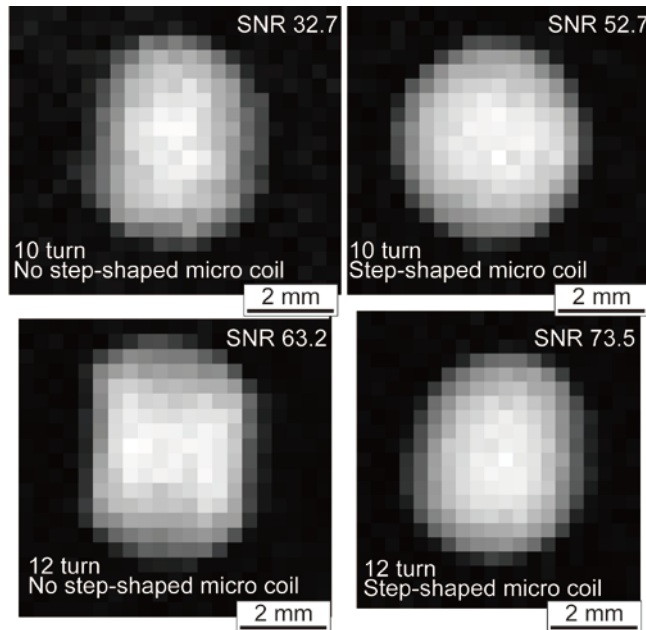


Fig. 10 Photograph of the result of the MRI imaging experiment. The measurement object was inserted into fabricated coils and imaged at a voxel size of $300 \times 300 \mu\text{m}^2$.

Fig. 11 に 10 巻の螺旋段差形状コイルを使用して植物のつぼみを撮像した画像を示す。比較的高い感度を有していたため、内部構造を確認することができた。

5. 結論

本研究では螺旋段差形状治具に純銅線を巻きつけ、めっきにより導線厚を増加させる手法を用いて 10 巻、12 巻のコイルを試作した。試作したコイルの 86 MHz における抵抗値はそれぞれ 2.47Ω 、 2.85Ω となった。寄生容量はそれぞれ 2.04 pF 、 1.97 pF となった。比較用コイルと比べてそれぞれ 1.92 %、

Table 2 SNRs of the step-shaped micro coils at a voxel size of $300 \times 300 \mu\text{m}^2$.

	10 turn		12 turn	
	step	no step	step	no step
SNR	52.7	32.7	73.5	63.2

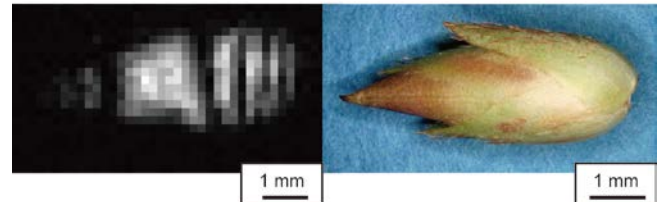


Fig. 11 Photograph of a small bud of a measurement object and the MRI images taken by the step-shaped micro coils at a voxel size of $300 \times 300 \mu\text{m}^2$.

2.48 % 低かった。段差を設けることで、寄生容量が低減することが確認できた。次に MRI 画像計測実験を行った。画素サイズ $300 \times 300 \mu\text{m}^2$ で直径 4 mm の食用油脂を撮像した。SNR はそれぞれ 52.7、73.5 となり、比較的高い感度を持っていることが確認できた。また、画素サイズ $300 \times 300 \mu\text{m}^2$ において植物のつぼみを撮像した。これにより試作したコイルを用いることで微小な試料の内部構造を撮像可能なことを確認した。

以上より、導線に段差を設けることでめっきによる抵抗値の低減と、寄生容量の低減が両立するコイルを試作できる可能性を示した。

参考文献

- (1) 巨瀬勝美, NMR イメージング, 共立出版, (2004) pp. 1-9.
- (2) C. Heyn, J. A. Ronald, L. T. Mackenzie, I. C. MacDonald, A. F. Chambers, B. K. Rutt, and P. J. Foster, In vivo Magnetic Resonance Imaging of single cells in mouse brain with optical validation, *Magnetic Resonance in Medicine*, **55**-1 (2006) pp. 23-29.
- (3) 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.
- (4) 土肥徹次, 関口茜理, ねじ型二重構造への真空蒸着による MRI 用マイクロコイル, *電気学会 バイオ・マイクロシステム研究会*, (2016) pp. 37-40, BMS-16-46.
- (5) Y. Yokoyama, T. Dohi, A low-resistance and low-parasitic capacitance micro coil for MRI fabricated by selective deposition on 3D stepped helical structures, *IEEE Transactions on Sensor and Micromachines*, **137**-1, (2017) pp. 2-7.