

# 骨組み構造の3次元治具とフレキシブル基板を用いたMRI用折り畳み多層マイクロコイル

## A folded multilayer micro coil for MRI using 3D printed jig with hollow skeletal structure and flexible substrate

精密工学専攻 5号 泉崎友彦  
Tomohiko Izumizaki

### 1. 研究の背景と目的

磁気共鳴画像法 (MRI : Magnetic Resonance Imaging) は、水素原子の核磁気共鳴信号を使用して人体の内部を画像化する方法である。近年では、MRI は医療の現場だけでなく、小動物や植物などの他の生物の内部構造の画像化にも応用されている<sup>(1)</sup>。しかし、医療用 MRI は、MRI 信号受信コイルの径が大きいこと、受信感度が低く、信号対雑音比 (SNR : Signal to Noise Ratio) が低くなる。そのため、そのような小さな計測対象の内部構造の MRI 画像を取得することが困難である。また、小さい計測対象の細かい内部構造を観察するためには MRI 画像の解像度の向上が必要であるが、解像度を高くすると SNR が低下してしまう。そのため、小さい計測対象内部の MRI 画像を計測するためには SNR を向上することが重要である。

これまでに高感度な MRI 信号受信マイクロコイルに関する研究が多く行われている<sup>(1-5)</sup>。MRI 画像の SNR を向上するには、MRI 信号受信コイルの信号受信感度を向上させる必要がある。MRI 信号受信コイルの信号受信感度は、コイルの巻数を増加すること、コイルを小型化し、計測対象のサイズに合わせることで向上する。したがって、MRI 信号受信コイルとしてマイクロコイルを使用することにより、MRI 画像の解像度を向上させることが可能である。さらに、MRI 信号受信コイルの受信効率を高めるためには、寄生容量を低減することが必要である<sup>(6)</sup>。しかし、コイルの巻き数を増加すると寄生容量が大きくなるため、コイルが MRI 信号受信コイルとして機能しなくなる。したがって、コイルの巻き数を増加しつつ、寄生容量を低減することが必要である。これまでに、低寄生容量な MRI 信号受信コイルの研究が行われた<sup>(4)</sup>。しかし、低寄生容量な MRI 信号受信コイルを試作することはできたが、構造上の問題からあまり巻き数を増加できていない。そこで、本研究では、コイルの巻き数の増加に対して、寄生容量の増加が小さい MRI 用折り畳み多層マイクロコイルを提案する。

### 2. 提案するコイルの概要

図 1 に、提案する折り畳み多層マイクロコイルの概要を示す。提案するコイルは、Cu/ポリイミド/Cu の 3 層フレキシブル基板で試作した二次元的な配線パターンと、中空の骨組み構造を備えた間隔保持用の 3 次元治具を組み立てることによって試作する。図 2 に示すように配線パターンは 1 マスごとに 3/4 巻きの大径と小径のコイル配線を基板上に交互に配置した。コイルの巻き数は、配線パターンと治具を追加することで容易に増やすことが可能である。そのため、コイルの巻き数に比例して向上するコイルの感度を簡単に向上することが可能である。ただし、巻数が増えると寄生容量が増加する。そのため、寄生容量の増加を抑えるために、3/4 巻きごとにコイル径が異なる多層段違い構造を作り、配線の重なる面積をできる限り小さくした。フレキシブル基板を簡単

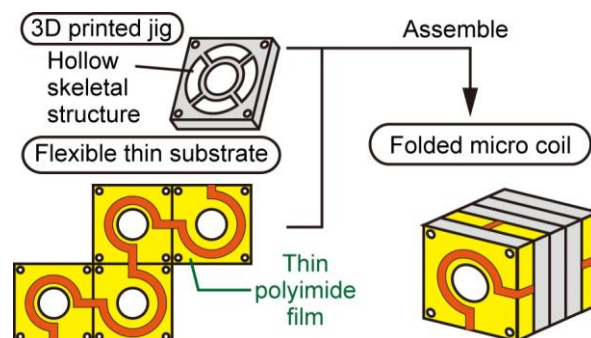


Fig. 1 Concept of folded multilayer micro coil which assemble flexible substrate and 3D printed jigs.

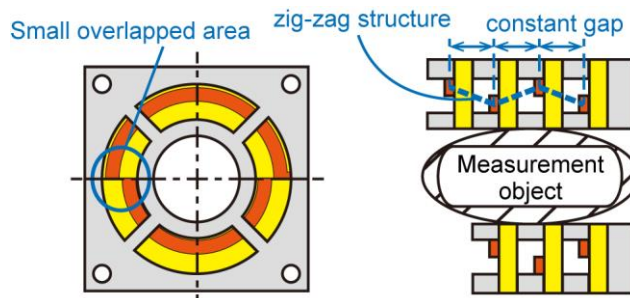


Fig. 2 Advantage of the 3D printed jig with hollow skeletal structures.

かつ正確に折り畳むために、折り畳み部分に沿ってヒンジを配置した。さらに、図 2 に示すように、折りたたんだ際に、コイルの配線間に誘電率の高い治具ができる限り存在しないように、中空の骨組み構造の間隔保持用の 3 次元治具を用いた。さらに、組み立ての際に正確な配置を実現するために、4 つの柱を持つ位置合わせ用の 3 次元治具を使用し、各間隔保持用の 3 次元治具と各マスのフレキシブル基板の 4 つの角に位置合わせ用の穴を配置した。薄くて硬い治具が各層間に配置されているため、正確で一定のギャップを持つコイルを実現した。したがって、巻き数が多く低寄生容量な MRI 用マイクロコイルの実現が可能である。

### 3. 試作プロセス

図 3 に、折り畳み多層マイクロコイルの配線パターンの試作プロセスを示す。フレキシブル基板は、Cu/ポリイミド/Cu の 3 層である。Cu 層およびポリイミド層の厚さは、それぞれ  $4 \mu\text{m}$  および  $12 \mu\text{m}$  である。コイル配線は、上面と底面の Cu 層をエッチングすることで試作した。そして、ポリイミド層をエッチングすることにより、位置合わせ穴と計測対象挿入の穴を試作した。次に、Cu の電気めっきを行うことで、Cu 層の膜厚を増加させた。Cu 層の膜厚が増加することにより、配線の断面積が増加し、コイルの抵抗が減少する。Cu の電気めっきには硫酸銅水溶液を使用した。図 4 に、折り畳

み多層マイクロコイルの配線パターンと折り畳み部分に沿ったヒンジのパターンの写真を示す。また、図5に示すように、3Dプリンターを使用して、4本の柱を持つ位置合わせ用と中空の骨組み構造を備えた間隔保持用の2種類の3次元治具を試作した。

図6に、折り畳み多層マイクロコイルの組み立てプロセスを示す。まず始めに、フレキシブル基板を4つの柱を持つ位置合わせ用の3次元治具に挿入する。次に、中空の骨組み構造を備えた間隔保持用の3次元治具をフレキシブル基板上に積み重ねる。そして、フレキシブル基板を折り畳む。その後、間隔保持用の治具を再度積み重ねる。そして、フレキシブル基板を折り畳むことと間隔保持用の3次元治具を積み重ねることを繰り返し、折り畳み多層マイクロコイルを試作する。図7の左側に折り畳み多層マイクロコイルの全体写真を、右側に折り畳み多層マイクロコイルの側面の写真を示す。側面の写真から、折り畳み多層マイクロコイルの配線は一定の間隔を保っていることを確認することが可能である。

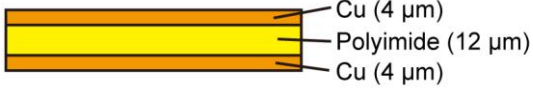
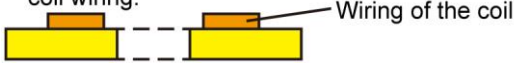

1. Use the flexible substrate. (Cu/Polyimide/Cu)  

2. Pattern Cu and Polyimide layers to fabricate coil wiring.  

3. Electroplate Cu to decrease the resistance.  


Fig. 3 Fabrication process of a flexible substrate with unfolded wiring pattern.

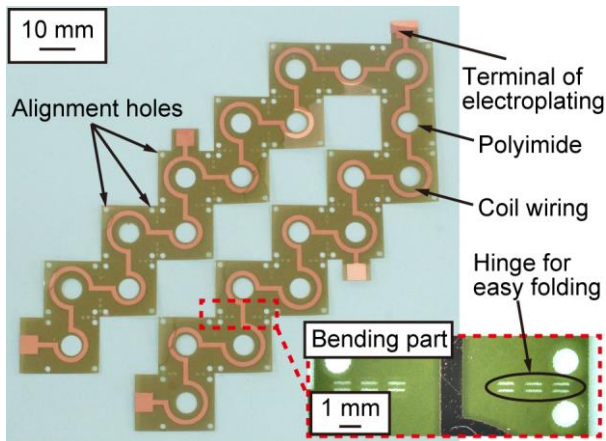


Fig. 4 Photograph of the folded multilayer micro coil wiring.

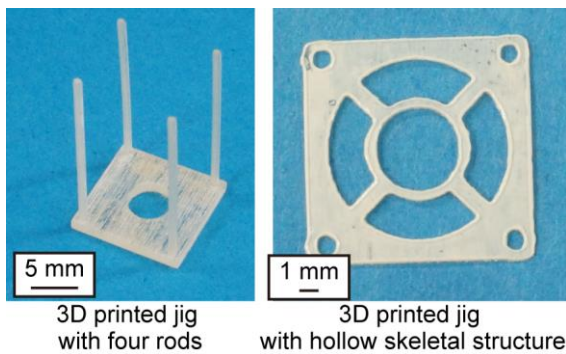


Fig. 5 Photographs of the 3D printed jigs with four rods and hollow skeletal structures.

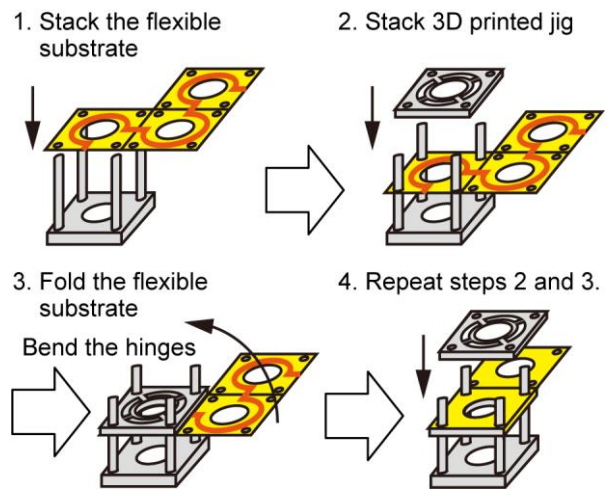


Fig. 6 Assembling process of the folded multilayer micro coil.

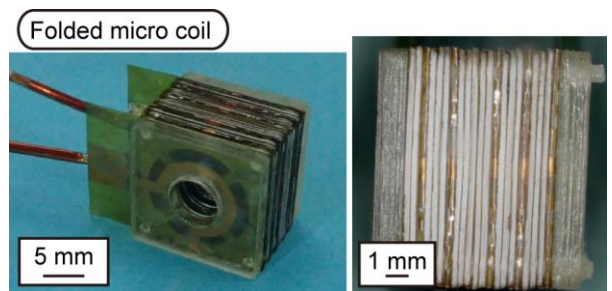


Fig. 7 Photographs of the folded multilayer micro coil.

Table 1 Design of the folded multilayer micro coil and the coil for comparison.

	Folded multilayer micro coil	Coil for comparison
Turn [-]	22	12
Length [mm]	6.3	5.5
Diameter [mm]	Large 7.5 Small 5.5	6.5
Line width [mm]	1	2
Thickness of jigs [mm]	0.3	0.5

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 装置での使用を想定し、折り畳み多層マイクロコイルを設計した。また、直径 4 mm 程度の計測対象の MRI 画像計測を想定している。そのため、折り畳み多層マイクロコイルの設計値は、巻き数 22、コイルの大径 7.5 mm、小径 5.5 mm、配線幅 1.0 mm、コイル長さ 6.3 mm である。また中空の骨組み構造を持つ間隔保持用の 3 次元治具の厚さは 0.3 mm である。

また、折り畳み多層マイクロコイルと比較するために比較用コイルを試作した。提案する折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルの設計値を表1に示す。比較用コイルは、提案するコイルの大径と小径の平均径に等しい直径で、中実の間隔保持用の3次元治具を使用した。提案する折り畳み多層マイクロコイルと同じ試作プロセスで試作した。比較用の折り畳みコイルの設計値は、巻き数 12、直径 6.5 mm、配線幅 2 mm、長さ 6 mm である。また、中空の骨組み構造を備えていない間隔保持用の3次元治具の厚さは 0.5 mm である。

## 4. 実験

### 4.1 マイクロコイルの電気特性計測

折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルの電気的特性の計測・算出を行なった。抵抗値と自己共振周波数の計測結果を、図 8、および図 9 に示す。また、電気特性を計測・算出し、まとめた結果を表 2 に示す。

折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルの抵抗値は、それぞれ  $8.29 \Omega$  と  $10.9 \Omega$  となった。図 8 に示すように、周波数が高くなるにつれ、抵抗値も増加している。これは、高周波電流は導体の表面のみを流れるという表皮効果の影響である。抵抗値が大きくなると SNR が低下する。そのため、コイルの抵抗をさらに小さくすることが必要である。これは、めっき時間を長くし、配線の断面積を増加することで実現可能である。

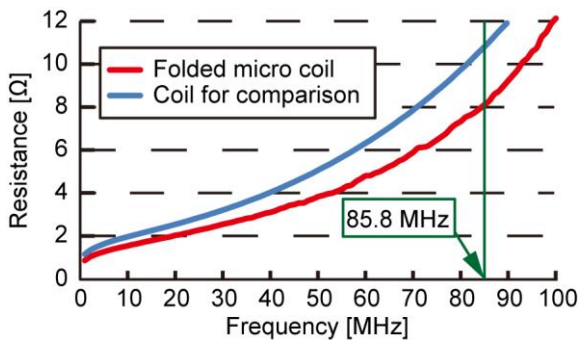


Fig. 8 Resistance of the folded multilayer micro coil and the coil for comparison from 1 MHz to 100 MHz.

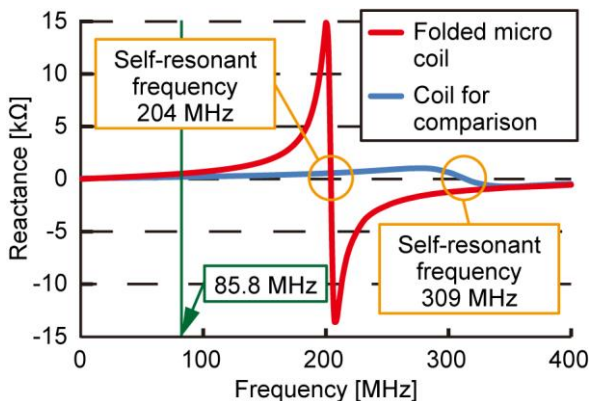


Fig. 9 Self-resonant frequency of the folded multilayer micro coil and the coil for comparison from 1 MHz to 400 MHz.

Table 2 Electrical characteristics of the folded multilayer micro coil and the coil for comparison.

	Folded multilayer micro coil	Coil for comparison
Inductance [nH]	870	253
Resistance at 85.8 MHz [ $\Omega$ ]	8.29	10.9
Self-resonant frequency [MHz]	204	309
Parasitic capacitance [pF]	0.70	1.05

インダクタンスは、コイルのリアクタンスと電流の周波数から算出した。折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルのインダクタンスは、それぞれ  $870 \text{ nH}$  と  $253 \text{ nH}$  となり、およそ 250 % 増加した。これは、コイルの巻き数が約 2 倍に増加した影響である。図 9 は、リアクタンスと周波数の関係を示している。折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルの自己共振周波数は、それぞれ  $204 \text{ MHz}$  と  $309 \text{ MHz}$  となった。折り畳み多層マイクロコイルの自己共振周波数が小さくなっているのは、コイルの巻き数が増加し、インダクタンスが大きくなったことが原因だと考えられる。自己共振周波数が共鳴周波数に近いと MRI 信号受信コイルとしての使用が不可能となる。しかし、折り畳み多層マイクロコイルの自己共振周波数は、水の共鳴周波数 ( $85.8 \text{ MHz}$ ) の約 2.4 倍と大きいいため、静磁場強度  $2.0 \text{ T}$  の MRI 装置で使用するには十分な高さである。

最後に、コイルの寄生容量をインダクタンスと自己共振周波数から算出した。折り畳み多層マイクロコイルと比較用コイルの寄生容量は、それぞれ  $0.70 \text{ pF}$  と  $1.05 \text{ pF}$  となり、30 % 低減した。折り畳み多層マイクロコイルの巻き数は比較用コイルの巻き数の約 2 倍にもかかわらず、寄生容量は比較用コイルの寄生容量よりも約 30 % 小さくなった。これは、1 マスごとに異なる大径と小径の多層段違い構造を備えた配線と、中空の骨組み構造を備えた間隔保持用の 3 次元治具を使用したことによって、寄生容量を効果的に減少させることが可能であった。

### 4.2 SWR 計測実験

図 10 に示すように、折り畳み多層マイクロコイルをインピーダンスマッチング用の 3 つの可変コンデンサを実装した受信回路に取り付けた。この受信回路の定在波比 (SWR : Standing Wave Ratio) を測定した結果、図 11 に示すように、 $85.8 \text{ MHz}$  において 1.01 となった。SWR の理想値は 1.00 であり、受信回路の SWR は 1.1 未満であるので、試作した折り畳み多層マイクロコイルは MRI 信号を効率的に受信可能であることを確認した。

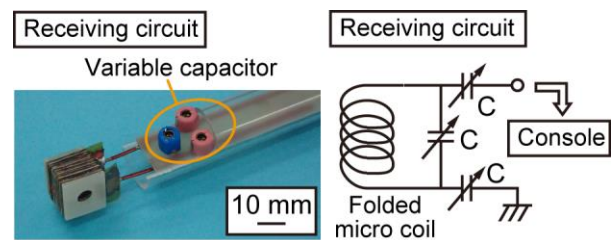


Fig. 10 Experimental setup for measuring the MRI image to test the performance of the folded multilayer micro coil.

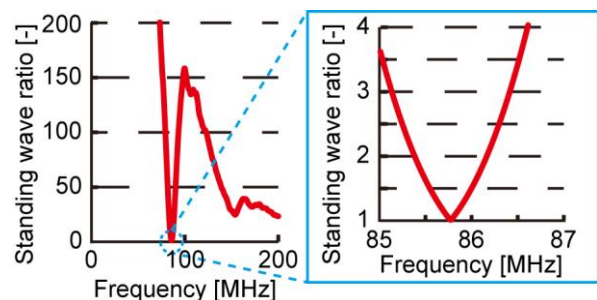


Fig. 11 SWR of receiving circuit.

### 4.3 SNR 計測実験

折り畳み多層マイクロコイルの受信感度を評価するために、MRI 画像を計測した。図 12 に折り畳み多層マイクロコイルを備えた MRI 装置の実験セットアップを示す。コイルを実装した受信回路を MRI コンソールに接続した。計測対象を折り畳み多層マイクロコイルの内側に挿入し、受信回路と計測対象を MRI 装置の中央に配置する。計測対象として直径 4 mm の球状の食用油を用いた。撮像条件として、スピンエコー法を使用し、画素サイズ： $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ 、繰り返し時間：1000 ms、およびエコー時間：12 ms、繰り返し回数を 4 回とした。図 13 に計測した食用油の MRI 画像を示す。食用油の MRI 画像の SNR は 29.4 となった。この SNR の値は、今までに我々が研究してきた高い SNR を有するコイルの SNR とほぼ同等の値である<sup>(6)</sup>。理論上はさらなる SNR の向上が可能であったが、達成していない。これは、折り畳み多層マイクロコイルの巻き数が増加し、信号強度は大きくなったが、抵抗が大きいためにノイズが多いことが原因である。

### 4.4 MRI 画像計測実験

最後に、万能ネギの MRI 画像を計測した。計測条件は、食用油の MRI 画像を計測する実験と同じである。図 14 に、計測対象として使用した万能ネギの写真、断面写真、および折り畳み多層マイクロコイルを用いて計測した MRI 画像を示す。万能ネギの断面写真と MRI 画像の両方で、外側に外皮があり、その内側に 2 本の茎があることを確認することが可能である。以上のことから、万能ネギの内部構造を画像化することを実現したと言える。また、特に外皮は薄いので体積が小さく、また含まれている水分量も少ない。そのため、計測対象内部の水分の分布を計測している MRI では水分量の少ない計測対象の計測が困難であるが、本研究では水分量の少ない部分も MRI 画像で確認することができている。このことから、受信感度の高いコイルを試作することができたとと言える。よって、コイルの巻き数を増やし、寄生容量を低減することにより、SNR の高い MRI 画像を得られることを確認した。

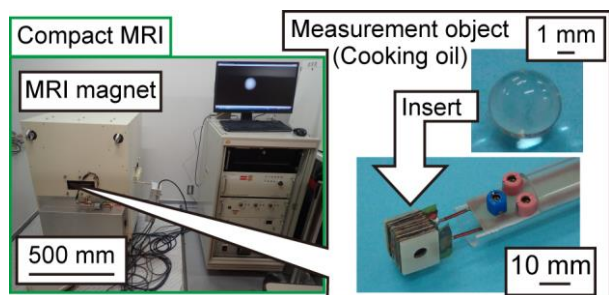


Fig. 12 Experimental setup for measuring the MRI image to test the performance of the folded multilayer micro coil.

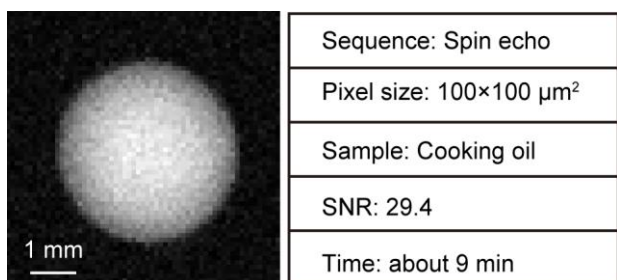


Fig. 13 MRI image of the cooking oil taken by the folded multilayer micro coil at a pixel size of  $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ .

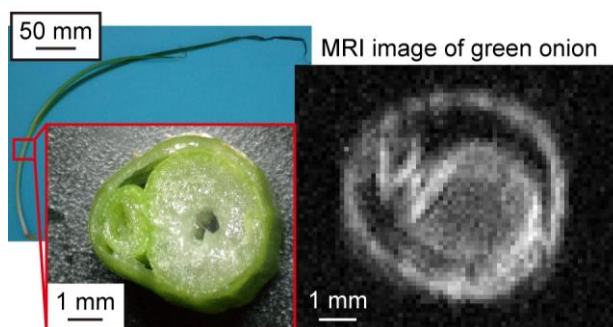


Fig. 14 Photograph of a green onion as a measurement object and the MRI image taken by the folded multilayer micro coil at a pixel size of  $100 \times 100 \mu\text{m}^2$ .

## 5. 結論

本研究では、フレキシブル基板による多層段違い構造を備えた配線と中空の骨組み構造を備えた 3 次元治具を組み立てることにより、折り畳み多層マイクロコイルを試作した。折り畳み多層マイクロコイルの大径と小径はそれぞれ 7.5 mm と 5.5 mm である。インダクタンス、抵抗値、自己共振周波数および寄生容量は、それぞれ 870 nH、8.29  $\Omega$ 、204 MHz および 0.70 pF だった。寄生容量は比較用コイルに比べ約 30 % 低減することができた。折り畳み多層マイクロコイルを使用して、直径 4 mm の球状の食用油の MRI 画像を画素サイズ  $100 \times 100 \mu\text{m}^2$  で計測した結果、MRI 画像の SNR は 29.4 だった。また、万能ネギの MRI 画像を計測し、内部構造を観察できた。以上より、多層段違い構造の配線と骨組み構造の 3 次元治具を組み合わせることにより、巻き数が多く低寄生容量な折り畳み多層マイクロコイルを実現した。

## 参考文献

- (1) Ogawa K., Nakamura T., Terada Y., Kose K. and Haishi T., Development of a magnetic resonance microscope using a high  $T_c$  bulk superconducting magnet, *Applied Physics Letters*, **98** (2011) pp. 234101 1-3.
- (2) H. Wensink, D.C. Hermes and A. van den Berg, High signal to noise ratio in low field NMR on chip, simulation and experimental results, *proceedings of IEEE Micro Electro Mechanical Systems* (2004) pp. 407-410.
- (3) Dohi T., Kuwana K., Matsumoto K. and Shimoyama I., A standing micro coil for a high resolution MRI, *proceedings of Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems* (2007) pp.1313-1315.
- (4) Dohi T. and Yokoyama Y., A Low-resistance and Low-parasitic Capacitance Micro Coil for MRI Fabricated by Selective Deposition on 3D Stepped Helical Structures, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, **137-1** (2017) pp. 2-7.
- (5) Mème S., Joudiou N., Szeremeta F. Mispelter J., Louat F., Decoville M., Locker D. and Beloeil J., In vivo magnetic resonance microscopy of *Drosophila* at 9.4 T, *Magnetic Resonance Imaging*, **31-1** (2014) pp. 109-119.
- (6) Tsuchiya D. and Dohi T., A compact magnetic resonance imaging system integrated micro RF and gradient coils for small sample measurement, *proceedings of IEEE Micro Electro Mechanical Systems* (2018) pp. 426-429.