

科学研究費助成事業（学術研究助成基金助成金）研究成果報告書

平成25年 6月3日現在

機関番号：32641

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2011～2012

課題番号：23760240

 研究課題名（和文） 高分解能MRI画像計測のための高感度な折り畳み式
マイクロコイルの研究

研究課題名（英文） High sensitive micro folding coils for the high resolution MRI

研究代表者

土肥 徹次（Dohi Tetsuji）

中央大学・理工学部・助教

研究者番号：20447436

研究成果の概要（和文）：

本研究では、MRI画像計測のための高感度なマイクロコイルとして、円錐型マイクロコイルの試作手法を確立し、MRI画像計測を行った。円錐型マイクロコイルとして、直径30mm、高さ8mm、抵抗値2.14Ω、インダクタンス1.29μHの良好な電気特性を持つコイルを試作することができた。試作コイルにより、オクラやうずらの卵のMRI画像計測を行い、深さ方向に深い画像を高感度に計測できることを確認し、高分解能なMRI画像が取得可能であることを示した。

研究成果の概要（英文）：

In this study, we fabricated a cone-shaped micro coil for measuring an NMR signal of an MRI. A three dimensional cone-shaped micro coil was fabricated by pulling up an outer frame of a spiral patterned micro coil. By using this process, we fabricated the cone-shaped micro coil of 30 mm in diameter and 8 mm in height. The resistance and Q-factor of the coil were 2.14 Ω and 32.3 at 8.5 MHz. As a demonstration of the micro coil, we acquired MRI images of a quail egg and an okra.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2011年度	2,500,000	750,000	3,250,000
2012年度	1,000,000	300,000	1,300,000
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学、知能機械学・機械システム

キーワード：マイクロ・ナノメカトロニクス、MEMS、核磁気共鳴画像(MRI)、医用マイクロマシン、マイクロセンサー

1. 研究開始当初の背景

医療用MRIは、侵襲性が非常に低く、X線CT(Computed Tomography)では撮像が困難な軟部組織を高いコントラストで撮像可能であるため、非侵襲的な診断装置として幅広く利用されている。しかし、MRIでは微弱な核磁気共鳴信号を計測するため、信号のSNR(信号対雑音比：Signal to Noise Ratio)が低く、高い空間分解能での計測が困難であり、また計測時間が長いという問題を持っている。従来、MRI信号のSNR向上に関しては、

静磁場を強化する方法が一般的であった。しかし、静磁場の強化は限界に近い上に、核磁気共鳴周波数の増加により、ハードウェアの交換が必要となる問題がある。これに対して、MRI信号受信用コイルの感度を向上することで、高い空間分解能の画像計測を実現しようとする手法が試みられている。この手法では、MRI信号受信用コイルを含めた信号受信回路だけを試作すればよく、幅広いMRI装置に適用することができる。そのため、計測部位に応じたコイルを作成し、対象に特化

したコイルの作成が行われてきた。ただし、MRI の体外から非侵襲的に計測できるという特徴を生かすため、その多くは体外から広い計測範囲を撮像するためのものであった。

これに対して本研究提案は、カテーテル形状デバイスの先端に高感度に MRI 信号を計測できるマイクロコイルを配置し、デバイス先端部近傍の局所領域について高解像度な MRI 画像計測を実現するものである。これまで、本研究に近い研究として医療用の内視鏡やカテーテルの先端に微小なコイルを配置する研究や、マイクロコイルを利用して微小領域での MRI 画像計測や NMR 計測を行おうとするものがあつた。内視鏡やカテーテル先端に MRI 用コイルを配置した研究では、鞍型の手巻きコイルを利用したため、コイル直径は小さくできるが、低抵抗かつ巻き数が多いコイルの試作は困難であつた。そのため、医療用コイルと比較して高感度にはなっているものの、分解能を向上させるために十分な SNR は実現できていない。

一方、MEMS 技術により試作したコイルを利用する研究として、マイクロ流路と組み合わせ、高感度な NMR 分光を行う研究や、微小流路内の画像化を行う研究が行われてきた。これらの研究で試作されるコイルは非常に感度が高く、微量の試料での計測を実現している。しかし、シリコンやガラスなどの硬い基板上での信号計測を行うものであるため、医療目的に利用することが困難であり、また計測領域が狭いという問題点を持つ。

2. 研究の目的

本研究では、医療用 MRI における微弱な核磁気共鳴信号を高感度に計測できるマイクロコイルを試作し、これまで困難であつた高解像度な MRI 画像計測の実現を目的とする。高感度な MRI 信号計測用コイル実現のため、MEMS 技術により平面構造を折り畳むようにして試作するマイクロコイル製作手法の確立を行う。この手法により、 μm オーダの 3 次元的な構造を持つマイクロコイルを試作可能とし、低抵抗で巻き数が多く、Q 値の高い、高感度な MRI 信号計測用コイルが実現できる。さらに、試作コイルを MRI 装置に接続した画像計測実験を通じてコイルの改良を行い、高分解能な MRI 画像計測を実現する。

具体的に本研究では、3 次元構造を持つ、円錐型マイクロコイルの実現を目的とする。円錐型マイクロコイルは、2 次元の平面型コイルを展開することで 3 次元構造となる。また非磁性体材料からなるフレキシブル基板を用いるので、MRI でも使用できる立体コイ

ルとする。この構造では、巻数が多く、抵抗が低く寄生容量が低いコイルが試作でき、深部画像を撮影することに適したコイルの実現が期待できる。

3. 研究の方法

(1) マイクロコイルの概略

Fig. 1 に円錐型マイクロコイルの概略を示す。ピッチ保持具がコイルの導線の間に四方向に配置されている。この保持具によって、コイルを持ち上げた時に導線が持ち上がり、立体構造を持つ円錐型マイクロコイルとなる。本研究では、直径 30 mm、高さ 8 mm、巻き数 8 の円錐型マイクロコイルを試作する。

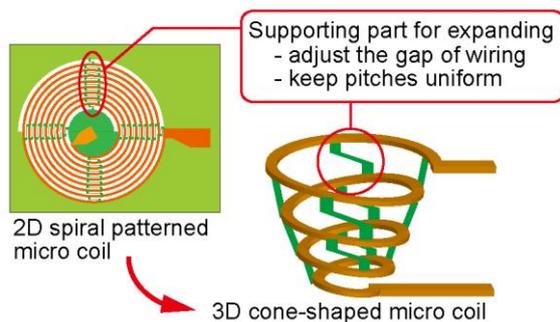


Fig. 1 Concept of a cone-shaped micro coil.

(2) ピッチ保持具

Fig. 2 にピッチ保持具の概略を示す。保持具は、フレキシブル基板のポリイミド層 (厚さ $30\ \mu\text{m}$) をエッチングして試作する。保持具の長さは 2 mm、幅は $200\ \mu\text{m}$ とした。展開する際の引っ張り力が保持具によってコイルの導線間隔に等しく分散されるので、コイルのピッチ δ はほぼ同じ距離となると考えられる。本研ではピッチを 1 mm として設計した。

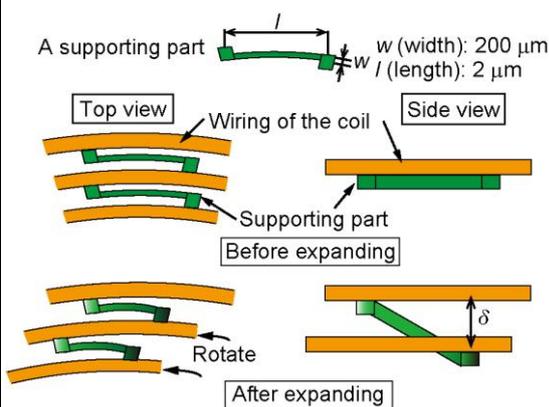


Fig. 2 Schematic view of the supporting parts.

(3) 試作プロセス

Fig. 3 に示すように円錐型マイクロコイルの試作プロセスは、二次元コイルパターンを試作するステップとそのパターンを 3 次元

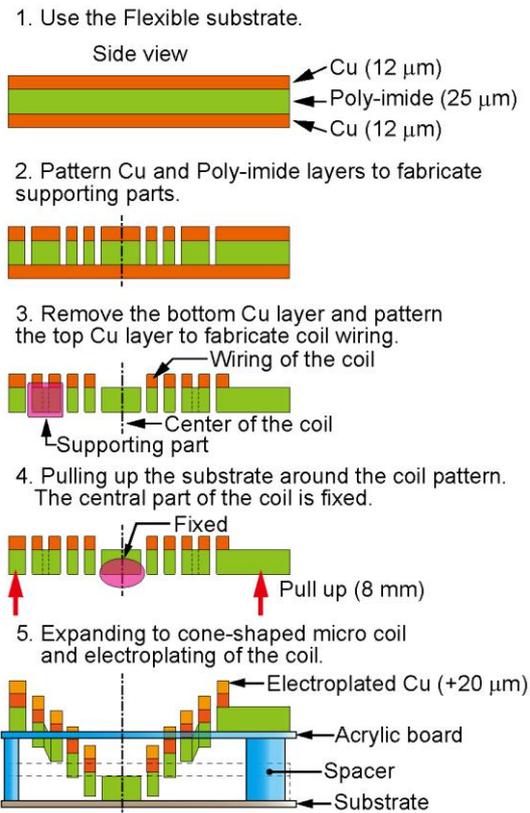


Fig. 3 The fabrication process of a cone-shaped micro coil.

に展開するステップに分けられる。試作には、Cu/ポリイミド/Cu のフレキシブル基板を用いた。基板の厚さは、Cu 層が $12\ \mu\text{m}$ 、ポリイミド層が $25\ \mu\text{m}$ である。まず、上部の Cu 層とポリイミド層をエッチングすることで保持具を形成する。その後、Cu 層のみをエッチングすることでコイルのパターンを形成する。

試作したコイルと、コイルを展開する様子を Fig. 4 に示す。試作したコイルパターンを展開することで、三次元構造の円錐型マイクロコイルが試作される。展開後、コイルの抵抗を下げるために、コイル導線部に Cu をめっきした。めっき後の Cu 層の厚さは $30\ \mu\text{m}$ となった。試作した円錐型コイルは、コイル周りの基板を持ち上げることで展開した。しかし、コイルはばねのようにになっているので、基板とコイルの中心部をそれぞれ固定しなければ、展開した状態を保持できない。そこで、コイル周りの基板は $3\ \text{cm}$ 角の穴を開けたアクリル板に、コイル中心部はコイルを接続するための基板に固定した。また、アクリル板をスペーサとして、基板とアクリル板の間に挟むことでコイルの高さ $8\ \text{mm}$ を保持する構造とした。

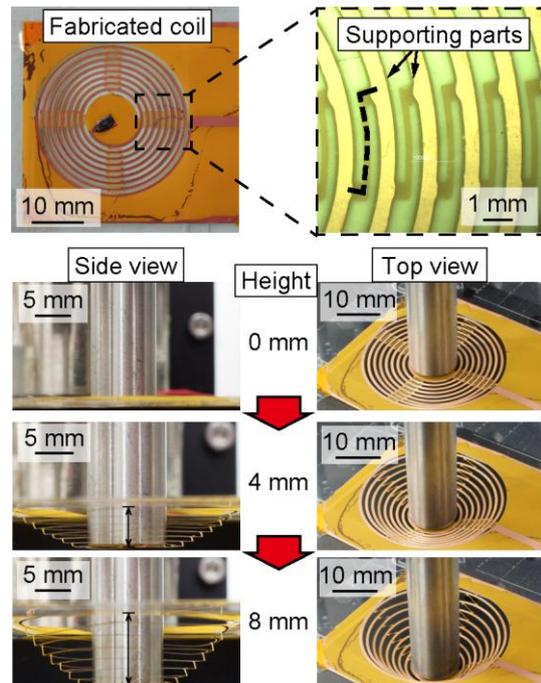


Fig. 4 Photographs of a fabricated coil, supporting parts and the expanding process.

4. 研究成果

(1) ピッチ計測実験

保持具によって保持されているコイル導線のピッチを計測した。Fig. 5 に実験セットアップと計測用画像、計測結果を示す。コイルの外枠となる基板は可動ステージに固定されており、コイル中心部は金属棒によって上下方向の移動を制限している。可動ステージはマイクロメータによって高さ $8\ \text{mm}$ へ調整した。コイルの側面から写真を撮り、その画像からコイルのピッチを計測した。保持具がある部分の導線上に計測点を置き、その高さの差をピッチとし、計測を行った。

計測した結果を Fig. 5 のグラフに示す。横軸が計測点、縦軸がピッチとなっており、計測値と目標値を示している。計測に用いた方向のコイルの高さは $7.5\ \text{mm}$ となっており、0~7 間の目標のピッチが各 $1\ \text{mm}$ 、7~8 間の目標のピッチが $0.5\ \text{mm}$ となっている。1~4 間のピッチは目標値より大きくなり、それ以外のところは目標値より小さい値となった。この結果から、コイルの円周が大きい部分ではピッチが大きくなり易くなっていることが分かる。これは、保持具の長さを、円周によって変えることで、より目標値に近いピッチを設けることが出来ると考えられる。しかし、保持具があることによってコイルが展開可能で、各ピッチがほぼ均等に保つことが可能といえる。

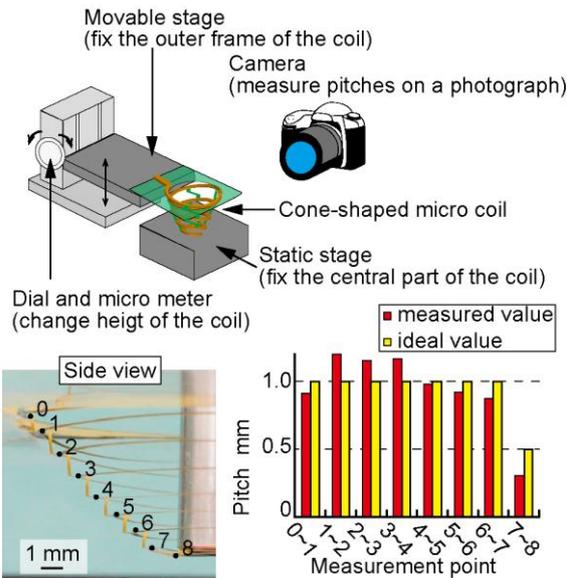


Fig. 5 Schematic view of the experimental setup for measuring the pitches of the cone-shaped micro coil. The graph shows the pitches of the coil.

(2) コイルの特性計測

コイルの電気特性を計測し、平面型マイクロコイルと円錐型マイクロコイルの形状による特性の違いと円錐型の有用性を検証した。ネットワークアナライザを使用し、各コイルのインピーダンスを計測した。Fig. 6 と Table 1 に各コイルのインダクタンス及び抵抗値の計測結果を示す。本研究では静磁場強度 0.2 T の MRI での撮像を行うので、核磁気共鳴周波数は 8.5 MHz となる。よって計測は 8.5 MHz 付近の周波数で行った、比較対象として用いた平面型コイルは、円錐型コイルの展開前の状態のコイルとし、コイルの高さが円錐型が 8 mm、平面型が 0 mm という違いとなっている。8.5 MHz における各特性を Table 1 に示す。インダクタンス L と抵抗値 R は円錐型コイルが $1.29 \mu\text{H}$ 、 2.14Ω 、平面型コイルが $1.49 \mu\text{H}$ 、 2.41Ω となった。二種類のコイルの抵抗値を比較すると、円錐型コイルはインダクタンス及び抵抗値が低いことが分かる。抵抗値に着目すると、抵抗値の増加率が平面型コイルの方が高いことが分かる。このことから、コイルのピッチが広がったため、コイル導線間に生じる近接効果の影響が低減されたとわかる。

コイルの Q 値は $Q = \omega L / R = 2\pi f L / R$ から算出する。Table 1 より各コイルの Q 値は、それぞれ 32.3 と 33.1 であった。円錐型コイルはインダクタンスが低いため、コイルの Q 値は減少することが考えられた。しかし、展開したことによる近接効果の影響の低減により、

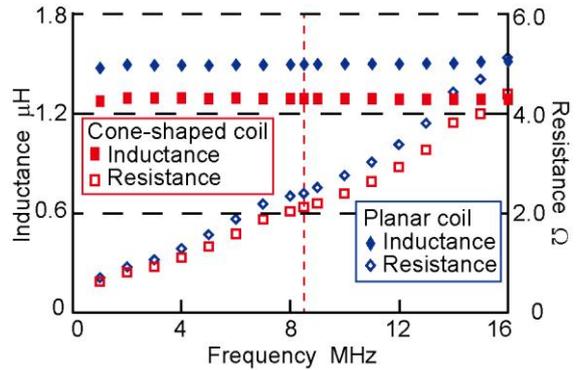


Fig. 6 Inductance and resistance of the coils in the range of 1~16MHz.

Table 1 Characteristics of the coils

Type of coil	Cone-shape	Planar
Inductance : L	$1.29 \mu\text{H}$	$1.49 \mu\text{H}$
Resistance : R	2.14Ω	2.41Ω
Q-factor : Q	32.3	33.1
Self-resonant frequency	150 MHz	107 MHz

円錐型コイルの抵抗値も減少したため、コイルの Q 値は平面型コイルと近い値となった。また、ピッチが広い円錐型コイルはコイルの導線間に生じる寄生容量が少ないと考えられる。そのため、自己共振周波数は平面型コイルより円錐型コイルの方が高い値となった。その結果、コイルの抵抗値及びインダクタンスの上昇率は、平面型コイルの方が高くなっていることがいえる。

(3) MRI 画像計測用アンテナ回路の試作

試作したコイルを用い MRI 画像計測実験を行うために、MRI 信号計測用の信号受信回路を試作した。Fig. 7 に試作した MRI 信号受信アンテナ回路の回路図を示す。アンテナ回路は、円錐型マイクロコイルと 2 種類の可変コンデンサで構成される。1 つの可変コンデンサはチューニング用、もう 1 つの可変コンデンサはマッチング用コンデンサとなり、これらのコンデンサを調整することで MRI 信号を受信できる回路を試作する。

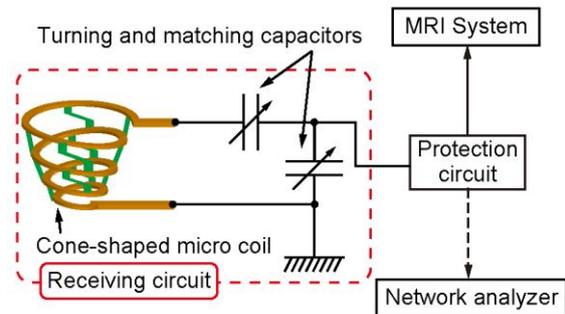


Fig. 7 Schematic view of an MRI signal receiving circuit.

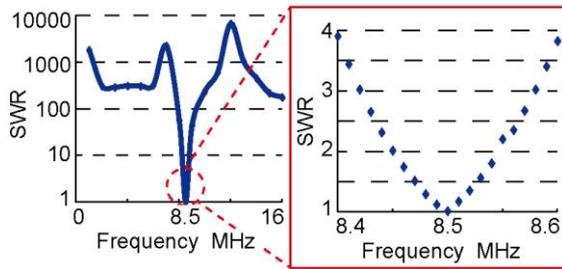


Fig. 8 SWR of the receiving circuit.

Fig. 8 にアンテナ回路の SWR (Standing Wave Ratio : 定在波比) の計測結果を示す。アンテナ回路の 8.5MHz における SWR は 1.04 であった。一般的にアンテナ回路の SWR は 1.50 以下が良いとされており、1.00 に近いほど理想的な信号変換が可能な回路となる。したがって、円錐型コイルを用いたアンテナ回路はアンテナとして効率良く信号を受信できるといえる。

(4) MRI 画像の SNR 計測実験

次に試作したアンテナ回路を利用して、円錐型コイルによる MRI 信号計測時の SNR (Signal to Noise Ratio) 計測実験を行った。実験のセットアップを Fig. 9 に示す。MRI 計測実験には Fig. 9 に示すようなオープン型 MRI 装置を用いた。SNR 計測では、ファントム (標準試料) として水を用いた。SNR 計測用画像を取得する際は、コイルの正面にファントムを置いた計測を二種類のコイルで行った。また、円錐型コイルではコイルの内部にファントムを置いた計測も行った。

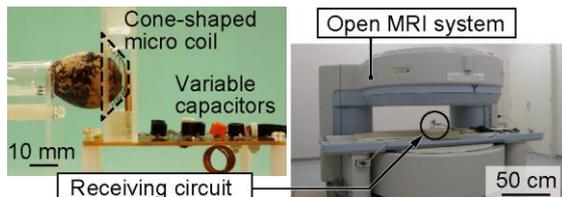


Fig. 9 Schematic view of the experiment of the receiving circuit and MRI system.

画像計測実験における撮像条件を以下に示す。撮像条件としてスピンエコー法を利用し、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 回の条件で行った。計測時の FOV (Field of View) と分割数は、(a) $80 \times 80 \text{ mm}^2$ で 160×160 分割と、(b) $160 \times 160 \text{ mm}^2$ で 80×80 分割とした。計測時の画素サイズは (a) $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$ と (b) $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ となるように計測した。

Table 2 SNR of the MR images

Resolution	$0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$		$2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$	
Location	front side	inside	front side	inside
Cone-shape	14.0	20.1	208.1	350.6
Planar	14.7		236.7	

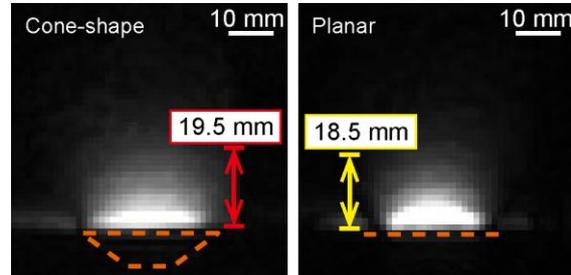


Fig. 10 MRI images of the phantom of the water with $2.0 \times 2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$ resolution.

SNR 計測結果を Table 2 に示す。円錐型コイルは、コイル正面より、コイル内部で高い SNR を示すことがわかる。MRI 画像化の目安として、SNR が 10 程度の場合にはノイズがあるが画像として対象を認識可能であり、50 以上になると対象をはっきりと画像化できるといわれている。この目安を元に各コイル正面の SNR を比較すると、どちらのコイルも画像化可能である SNR を満たしているといえる。

次にファントム画像から各コイルの計測可能領域を比較する。Fig. 10 に計測画像を示す。各コイルともコイルに近い部分が明るくなっていてコイルから離れると暗くなっていることが分かる。計測した画像から、円錐型コイルは 19.5 mm、平面型コイルは 18.5 mm とした。コイルに近い部分では平面型コイルの方が明るい画像となっているが、離れていくと同程度の明るさになっていることがわかる。深さ方向の感度領域は、円錐型コイルはコイル内部の 8 mm とコイル正面の 19.5 mm を合計した 27.5 mm、平面型コイルはコイル正面のみで 18.5 mm となった。この結果から、円錐型コイルは平面型コイルよりも深い部分の画像を取得可能であることを示すことができた。

(5) MRI 画像計測実験

最後に、円錐型コイルを用いたアンテナ回路を使用し、MR 画像取得実験を行った。撮像条件は SNR 計測時に用いた条件と同じもので行った。計測対象にはウズラの卵とオクラを用いた。計測結果を Fig. 11 に示す。ウズラの卵の画像から、円錐型コイルの感度領域がコイル内部とコイル正面であることを示すことが出来た。

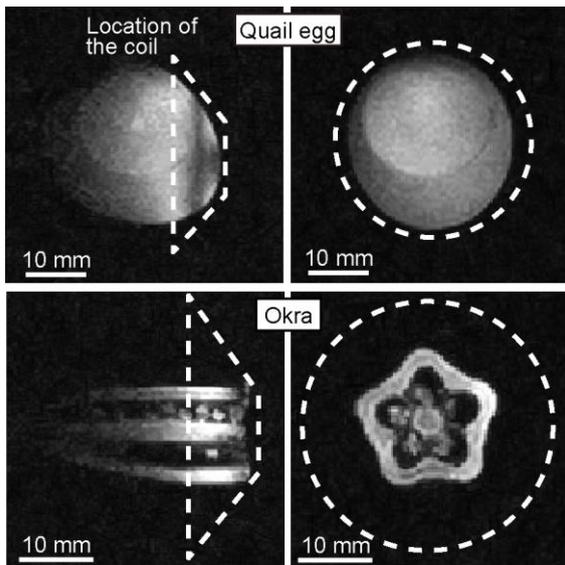


Fig. 11 MRI images of a quail egg and an okra with $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$ resolution.

また、計測対象に対して十分細かい $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$ の画素サイズの計測であり、SNRも十分であったため、オクラの内部構造を識別できる画像を計測できた。

以上をまとめると、本研究では3次元構造を持つ円錐型マイクロコイルを提案した。円錐型マイクロコイルは、2次元の平面型コイルを展開させることで3次元構造する方法を用い、試作した。コイルはピッチ保持具により展開可能な構造となり、直径30 mm、高さ8 mmのコイルを試作した。試作コイルの特性は、インダクタンス $1.29 \mu\text{H}$ 、抵抗値 2.14Ω 、自己共振周波数 150 MHz となった。試作コイルによるMRI画像計測実験を行い、平面型コイルより深い27.5 mmの深さの画像を取得可能であることを示した。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計1件)

- ① 土肥徹次, 松本潔, 下山勲, “分光画像計測のための可変波長マイクロ光フィルタの設計,” マイクロメカトロニクス, vol. 56, no. 207, pp. 10-21, 2012. (査読有)

[学会発表] (計3件)

- ① Takahiro Inamura, Tetsuji Dohi, “Cone-Shaped Micro Coil for Magnetic Resonance Imaging,” The 26th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '13), pp. 335-338, Taipei, Taiwan, Jan. 20-24, 2013.

- ② 土肥徹次, “マイクロコイルを用いた微小領域MRI画像計測,” 第16回NMRマイクロイメージング研究会, pp. 79-80, 滋賀医科大学, 滋賀, Aug. 2, 2012.

- ③ 稲村隆宏, 土肥徹次, “埋め込み型デバイスのデータ伝送効率向上のための折り畳み式マイクロコイル,” 第50回日本生体医工学会大会, Vol. 49, Suppl. 1, pp. 238 (OS3-2-3), 東京, Apr. 9- May. 1, 2011.

[図書] (計0件)

[産業財産権]

○出願状況 (計0件)

6. 研究組織

(1)研究代表者

土肥 徹次 (Dohi Tetsuji)
中央大学・理工学部・准教授
研究者番号: 20447436