

# 円錐型立体マイクロコイルによる MRI 画像計測

## Cone-shaped Micro Coil for Magnetic Resonance Imaging

精密工学専攻 10号 稲村 隆宏  
Takahiro Inamura

### 1. 研究の背景と目的

MRI (Magnetic Resonance Imaging : 核磁気共鳴画像法)は、非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、MRI の解像度を向上するため、MRI 信号受信用マイクロコイルの研究が行われている<sup>(1)</sup>。マイクロコイルは感度領域が狭いが、ノイズが少ない信号を受信することが可能なので、高解像度を持つ画像の取得が可能である。この研究では、内視型デバイスの先端に平面型マイクロコイルを取り付け、体内から癌細胞や血管の発見することを想定している。試作デバイスにより  $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$  の解像度を持つ画像の取得に成功した。しかし、使用した平面型コイルはコイル正面付近のみ感度が高く、計測対象深部の画像の取得が困難であった。

また、MRI 用コイルとして、MEMS 立体マイクロコイル<sup>(2)</sup>や三次元ソレノイドマイクロコイルアレイ<sup>(3)</sup>の研究がある。これらの研究では内部に計測対象を配置し、高解像度画像を取得した。しかし、ソレノイド型のコイルでは、コイルの内部の感度が高く、正面は感度が低いので、内視鏡型デバイスには向かないと考えられる。そこで本研究では、四角錐型コイル<sup>(4)</sup>に着目した。四角錐型コイルは、計測対象をコイル内部に配置可能で、コイル正面と内部を感度領域とすることが出来ると考えられる。この方法は、基板上のパターンから立体四角錐型コイルへ展開していた。しかし、磁性体材料を用いているので、MRI の使用には適していないといえる。

そこで本研究では、三次元構造を持つ、円錐型マイクロコイルを提案する。円錐型マイクロコイルは、二次元の平面型コイルを展開することで三次元構造となる。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いえる。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を目的とした。

### 2. マイクロコイルの構造と試作

#### 2.1 提案構造概略

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も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。

#### 2.2 ピッチ保持具の設計

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

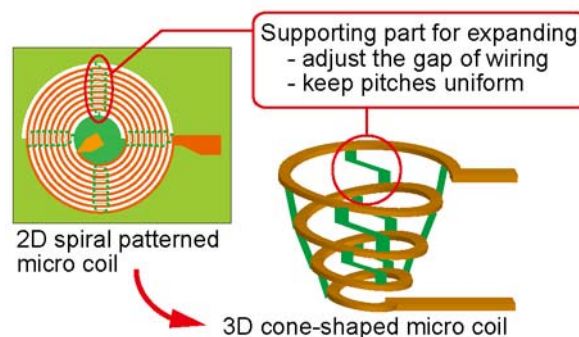


Fig. 1 Concept of a cone-shaped micro coil.

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  $\delta$  はほぼ同じ距離となると考えられる。本研究ではピッチを 1 mm として設計した。

#### 2.3 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三次元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

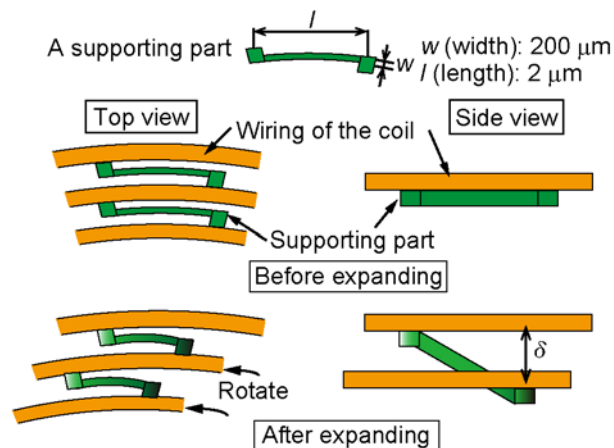


Fig. 2 Schematic view of the supporting parts.

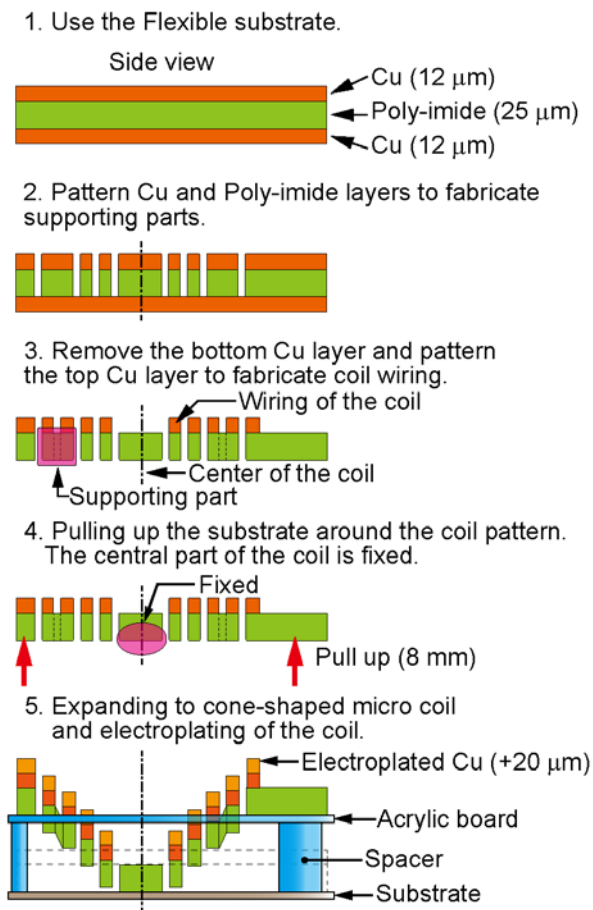


Fig. 3 The fabrication process of a cone-shaped micro coil.

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 cm 角の穴を空けたアクリル板に、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 mm を保持する構造とした。

### 3. 実験

#### 3.1 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 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 mm となっており、0~7 間の目標のピッチが各 1 mm、7~8 間の目標のピッチが 0.5 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、

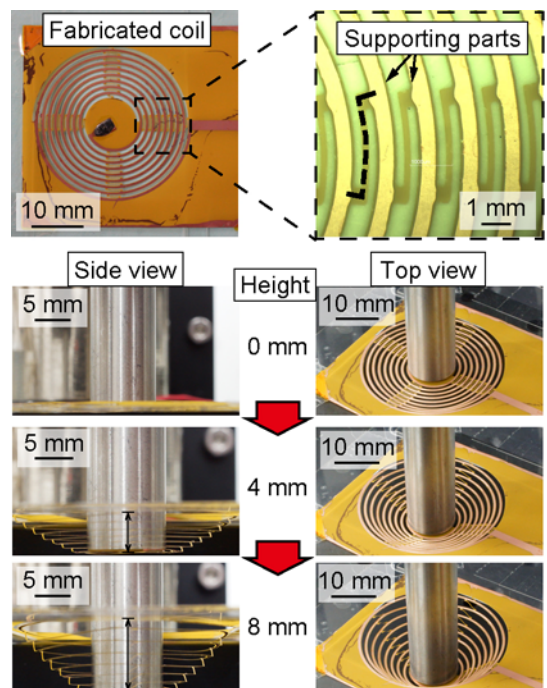


Fig. 4 Photographs of a fabricated coil, supporting parts and the expanding process.

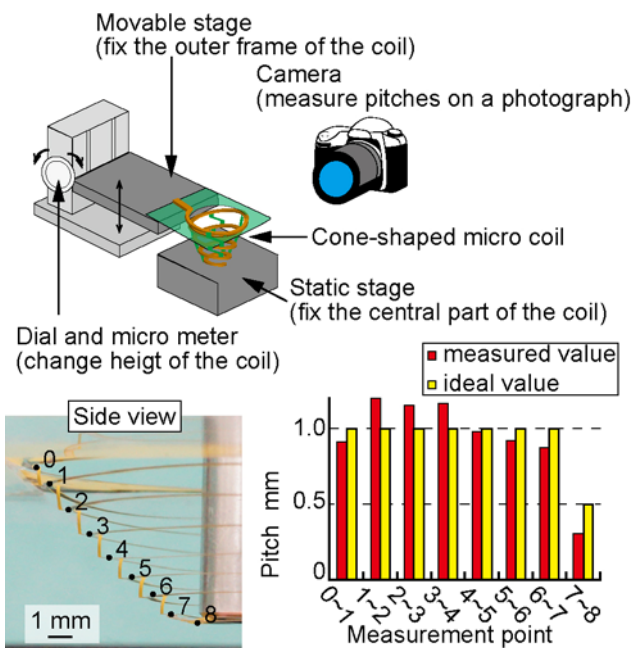


Fig. 5 Schematics view of the experimental setup for measuring the pitches of the cone-shaped micro coil. The graph shows the pitches of the coil.

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。

#### 3.2 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

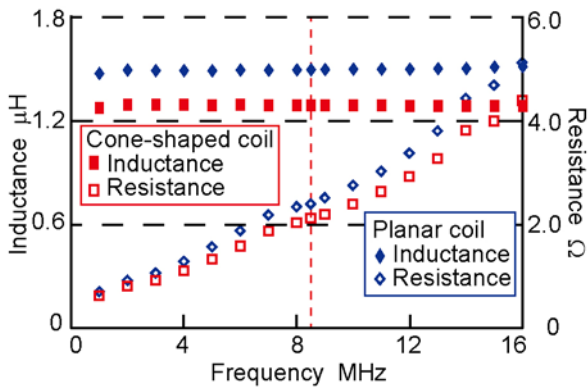


Fig. 6 Inductance and resistance of the coils in the range of 1~16MHz.

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 : $R$	2.14 $\Omega$	2.41 $\Omega$
Q-factor : $Q$	32.3	33.1
Self-resonant frequency	150 MHz	107 MHz

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  $\mu\text{H}$ , 2.14  $\Omega$ , 平面型コイルが 1.49  $\mu\text{H}$ , 2.41  $\Omega$  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、 $Q = \omega L / R = 2\pi f L / R$  から算出される。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、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。

### 3.3 MRI 画像計測

試作したコイルを用い MRI 画像計測実験を行った。計測には Fig. 7 に示す回路図による MRI 信号受信用アンテナ回路

を用いた。アンテナ回路は、円錐型マイクロコイルと二種類の可変コンデンサで構成される。一つの可変コンデンサはチューニング用、もう一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. 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。

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。

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  $160 \times 160$  分割と、(b)  $160 \times 160 \text{ mm}^2$  で  $80 \times 80$  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。

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

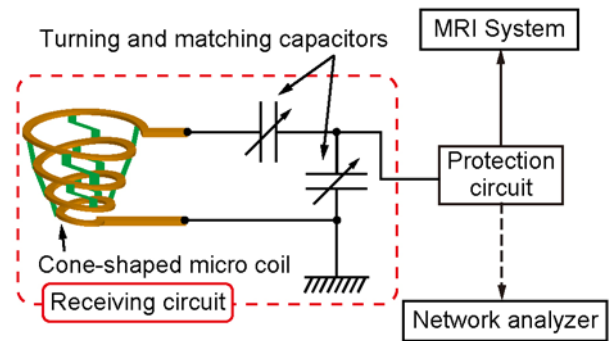


Fig. 7 Schematic view of an MRI signal receiving circuit.

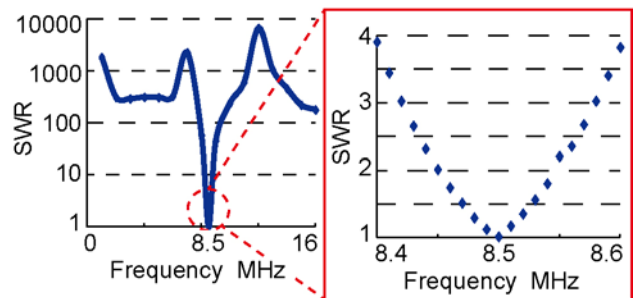


Fig. 8 SWR of the receiving circuit.



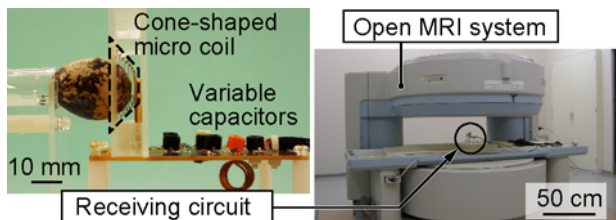


Fig. 9 Schematic view of the experiment of the receiving circuit and MRI system.

Table 2 SNR of the MR images

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

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<sup>(1)</sup>。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。

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。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。

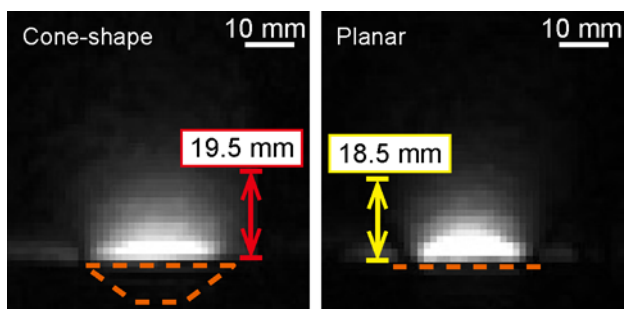


Fig. 10 MRI images of the phantom of the water with  $2.0 \times 2.0 \text{ mm}^3$  resolution.

#### 4. 結論

本研究では、三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、二次元の平面型コイルを展開させることで三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 2.14  $\Omega$ 、自己共振周波数 150 MHz となった。試作コイルによる MR 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。

#### 参考文献

- (1) H. Takahishi, T. Dohi, K. Matsumoto and I. Shimoyama, "A micro planar coil for local high resolution magnetic resonance imaging," in *Proceedings of IEEE 20<sup>th</sup> MEMS Conference*, (2007), pp. 549-552.
- (2) T. Dohi, K. Kuwana, K. Matsumoto and I. Shimoyama, "A standing micro coil for a high resolution MRI," in *Proceedings of 14<sup>th</sup> Transducers*, (2007), pp. 1313-1315.
- (3) V. Badilita, K. Katt, "3D solenoidal microcoil arrays with CMOS integrated amplifiers for parallel MR imaging and spectroscopy," in *Proceedings of IEEE 24<sup>th</sup> MEMS Conference*, (2011), pp. 809-812.
- (4) M. S. Mohamed Ali, B. Bycraft, C. Schlosser, B. Assadsangabi and K. Takahata, "Out-of-plane spiral-coil inductor self-assembled by locally controlled biomorph actuation", *Micro & Nano Letters*, Vol. 6, (2011), pp. 1016-1018.

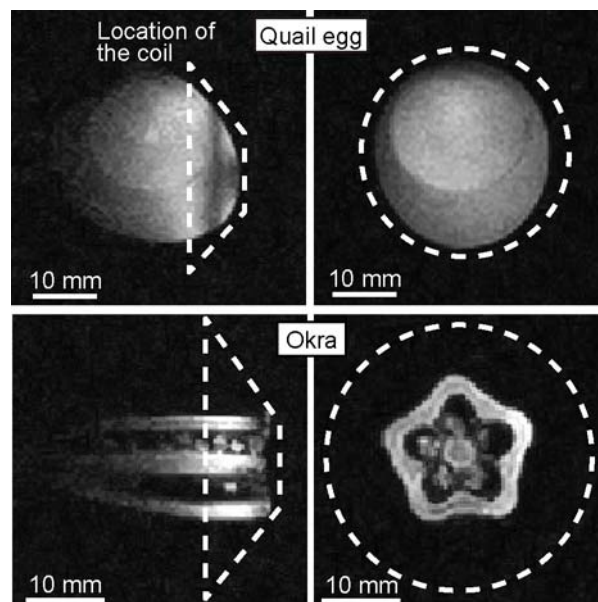


Fig. 11 MRI images of a quail egg and an okra with  $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$  resolution.