

# MRI 内での生体保持のための空気圧アクチュエータと 圧力伝達を利用した力センサ

## A pneumatic actuator for holding the biological samples in MRI and a force sensor using pressure transfer

精密工学専攻 72 号 吉田 翔太郎  
Shotaro Yoshida

### 1. 研究の背景と目的

計測対象の内部構造を非侵襲的に可視化する方法として MRI(Magnetic Resonance Imaging)がある。MRI は均一な磁場に試料を配置し、核磁気共鳴現象(NMR : Nuclear Magnetic Resonance)を利用して、プロトンから生じる共鳴信号を受信し画像化する方法である。また、近年では小型 MRI を用いた微小試料の観察にも応用されている<sup>(1)</sup>。

MRI による小動物や植物の種子などの微小な生体試料の観察はコイルの径が小さいマイクロコイルを使用することが有効である<sup>(2)</sup>。しかし、生体試料の観察に用いられるマイクロコイルは撮像対象である生体試料とコイルの距離が近づくことによって発生する熱が試料に影響を及ぼしてしまう。また、生体試料を空气中にさらすことで乾燥による影響も及ぼしてしまうことが考えられる。

そこで、生体試料の熱や乾燥による影響を低減させる方法として灌流機構を利用した MRI 計測システムが構築されている<sup>(3)</sup>。これにより、生体試料を流路内に配置することで、生体試料を熱や乾燥から守りながら観察することができる。しかし、灌流によって生体試料が流路内で移動してしまうことや、試料が回転してしまい、撮像を阻害させてしまう問題がある。そのため、生体を傷つけることなく、適切な力で保持するための MRI 用アクチュエータとセンサが必要と考えられる。また、生体を保持する際、MRI で画像計測を行う際、磁場が均一である必要があるため、MRI 内で使用するアクチュエータやセンサは磁場を乱すものや磁性体を用いることができない。

MRI 内で使用可能なアクチュエータとして空気圧を利用したアクチュエータの研究が行われてきた<sup>(4)</sup>。これらは MRI の磁場を乱さないよう非磁性体材料のみで構成されており、鉗子などの手術器具の位置決めを行い、MRI 手術を支援するためのロボットなどへの応用が期待されている。だが、微小な生体試料を流路内で保持するためのアクチュエータや保持力を計測するセンサは開発されていない。

そこで、本研究では、MRI 内部に配置した流路内で生体試料を保持するための空気圧アクチュエータと、流路内で生体の保持力を計測するための流体の圧力伝達を利用した MRI 用力センサの実現を目指す。

### 2. カセンサとアクチュエータの概要と計測原理

#### 2.1 カセンサとアクチュエータの概要

Fig. 1 に力センサとアクチュエータの概要を示す。力センサは、接触部と検出部を配管で接続する構造となっている。

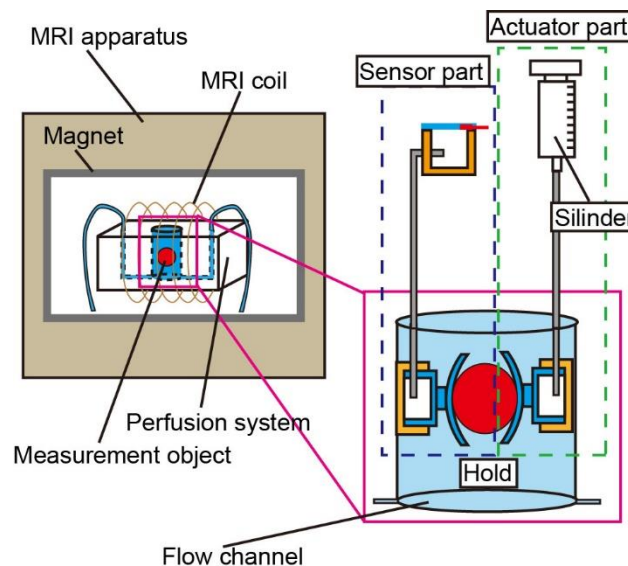


Fig. 1 Schematic view of the MRI-compatible actuator.

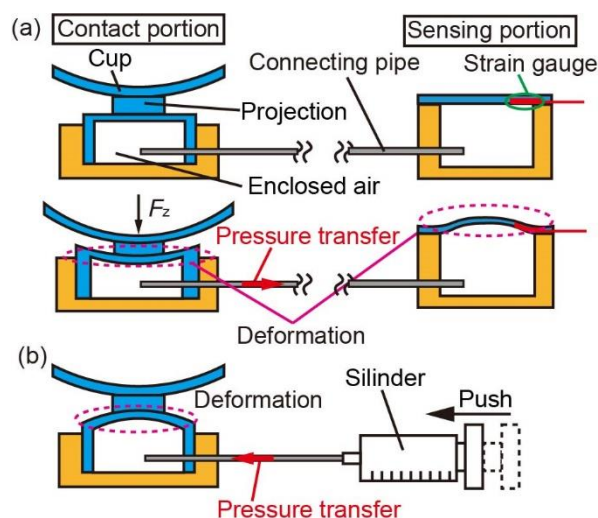


Fig. 2(a) Schematic view of the principle of force measurement. (b) Schematic view of principle of operation of MRI actuator.

MRI 内部に配置する接触部は非磁性体材料のみで構成され、MRI の磁場を乱すことなく力計測ができるようにした。接触部下部に流体を封入し、圧力伝達を利用することで、接触部と検出部を分離した。そのため力計測が可能な検出部を MRI 装置から遠ざけることができる。アクチュエータは、センサ同様の構造と動力部を配管で接続する構造にすることで、ア

クチュエータを MRI 装置の外から駆動させることができるようにした。

## 2.2 カセンサとアクチュエータの計測原理

Fig. 2 に試作した MRI 用力センサとアクチュエータの計測原理を示す。MRI 用力センサの計測原理を Fig. 2(a) に示す。MRI 装置の内部に配置される接触部は計測対象を保持するカップ部と突起部、流体封入部、ダイアフラム構造により構成される。センサの接触部に垂直力  $F_z$  が負荷されたとき、センサ側のダイアフラム構造が変形する。このダイアフラム構造のたわみによって、封入された流体が圧縮され、圧力変化が生じる。そして、流体封入部の圧縮された圧力は配管を通じて検出部に伝達される。その結果、検出部の流体封入部の流体も同様に圧縮され、内部に圧力変化が生じる。検出部に配置したひずみゲージによりダイアフラムのたわみによる変位を計測することで、接触部に加わった力を計測する。検出部は配管を通じて接触部と分離しているため、MRI 装置の外部に配置することができ、MRI の磁場を乱すことなく力計測が可能となる。

MRI 用アクチュエータの動作原理を Fig. 2(b) に示す。MRI 用アクチュエータはセンサの接触部と同様の構造である、シリンダを用いて圧力を負荷させると、接触部のダイアフラム構造が変形する。このダイアフラムの変形により、計測対象を保持することができる。

## 3. 試作と組立

### 3.1 MRI 用力センサとアクチュエータの試作

Fig. 3(a) に試作した MRI 用力センサとアクチュエータの全体図を示す。MRI 用力センサは接触部と検出部をそれぞれ試作して配管により接続した。Fig. 3(b) に接触部を、Fig. 3(c) に検出部を示す。接触部は MRI の磁場を乱さぬよう非磁性体材料のみで試作した。また、接続用配管は外径 2 mm、内径 1 mm のテフロンチューブを使用し、配管長さを MRI 装置の外部に配置できるように 2 m にした。なお、本研究では封入す

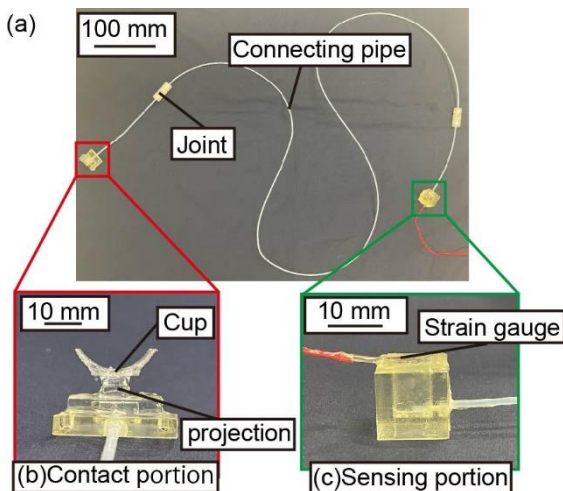


Fig. 3 Photographs of MRI-compatible actuator

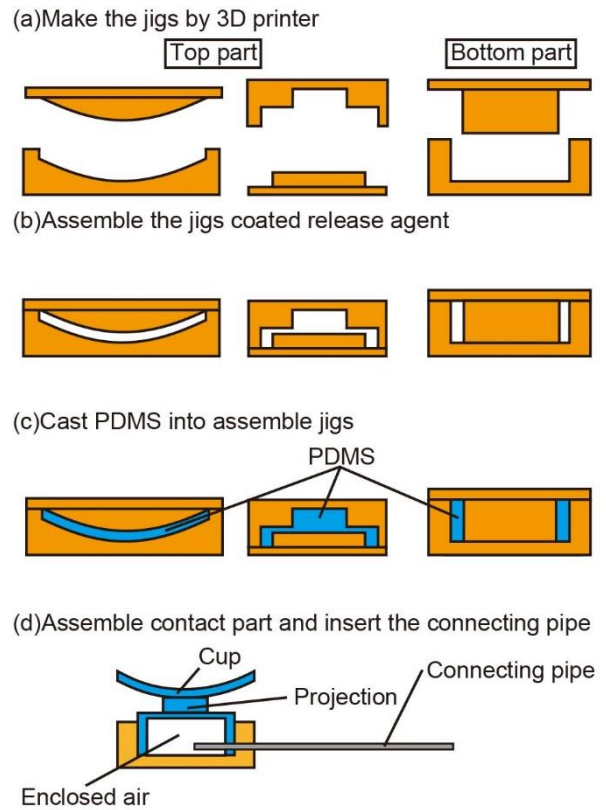


Fig. 4 The fabrication process of the contact part

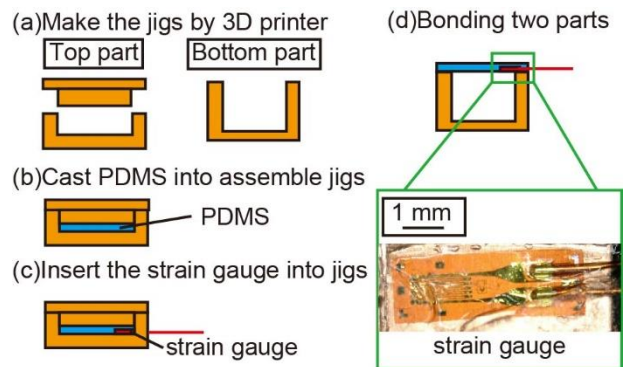


Fig. 5 The fabrication process of the sensing part

る流体は非圧縮性流体の空気を使用した。

### 3.2 接触部の試作

接触部は MRI の適合性や生体適合性を考慮し、非磁性体材料である PDMS(Polydimethylsiloxane)と紫外線硬化樹脂によりしさくした。これにより、接触部は MRI の磁場を乱すことなく力計測が可能となる。

Fig. 4 に接触部の試作プロセスを示す。接触部は上部パーツと下部パーツの 2 つにわけて試作し組み立てる。まず、治具を 3D プリンタでさくせいし、作成した治具に離型剤のオブツールを塗布した。その後、治具に PDMS を流し込み、脱泡した後治具を組み立て、65 °C で 1 時間硬化させた。硬化した PDMS を治具から取り外し、2 つのパーツを PDMS により

接着し組み立て、流体封入部の側面に配管を挿入することで接触部を試作した。流体封入部の上部の膜を薄くすることで膜の変形量を大きくし、高感度な力計測ができるような構造にした。接触部の大きさは、計測対象を保持するカップ構造部分は  $10\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ 、流体封入部は、 $20\text{ mm} \times 16\text{ mm} \times 5\text{ mm}$  とした。

### 3.3 検出部の試作

検出部も接触部と同様に PDMS と紫外線硬化樹脂により試作した。Fig. 5 に検出部の試作プロセスと使用するひずみゲージを示す。ひずみゲージに  $2\text{ mm} \times 3\text{ mm} \times 0.1\text{ mm}$  の大きさのリン青銅板を接着しすることでカンチレバーとした。ひずみゲージを配置した薄膜を流体封入部上部に接着し、薄膜の変形に伴ってカンチレバーが変形し、生じたひずみをひずみゲージで計測することで力を計測する。検出部はひずみゲージ、薄膜、流体封入部で構成されている。まず、流体封入部と薄膜のための治具をそれぞれ 3D プリンタで試作する。薄膜は接触部と同様に PDMS を流し込み PDMS が硬化する前に治具内にひずみゲージを配置し、ひずみゲージが PDMS の薄膜に埋め込まれた構造を作成した。流体封入部上部に PDMS を用いて薄膜を接着し、側面に配管を挿入した。接触部の配管に I 型ジョイントを用いて接触部と検出部の配管を接続した。検出部の大きさは  $20\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 30\text{ mm}$  とした。

## 4. 実験

### 4.1 MRI 用力センサの基礎特性実験

試作したセンサにおいて、接触部に負荷された力と検出部に配置したひずみゲージの電圧変化の関係を評価する基礎特性実験を行った。Fig. 6 に基礎特性実験のセットアップを示す。基礎特性実験は 1 軸可動ステージ、フォースゲージにより構成した。試作した力センサの接触部にフォースゲージで垂直力を負荷し、検出部に配置したひずみゲージの出力電圧の変化はオシロスコープにより計測した。負荷した水力力と試作したセンサの出力電圧との関係を Fig. 7 に示す。センサに負荷した垂直力と試作したセンサの出力電圧との関係式を最小二乗法により導出した。本研究では、この関係式の

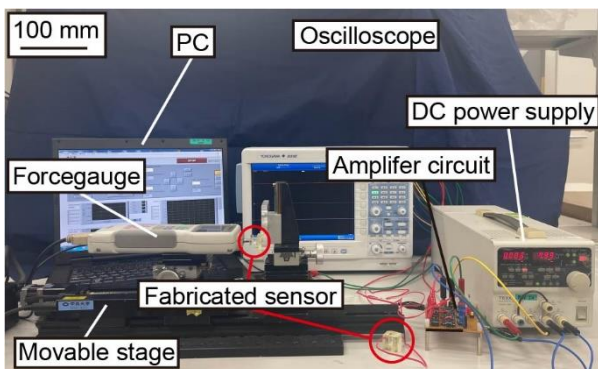


Fig. 6 The photograph of the experimental setup to measure the force with fabricated sensor

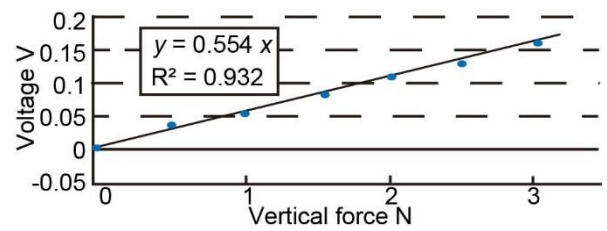


Fig. 7 Relationship between applied vertical force and voltage change of the fabricated sensor

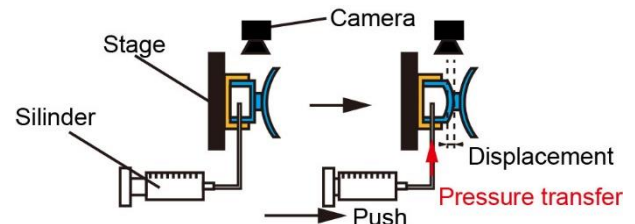


Fig. 8 Experimental setup to measure the characteristics of the fabricated actuator.

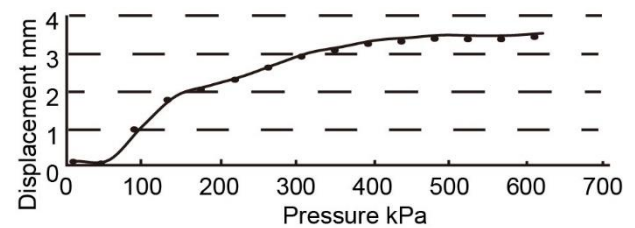


Fig. 9 Relationship between the displacement of the fabricated actuator and applied pressure.

傾きを試作したセンサの傾きとした。試作したセンサの感度は  $0.554\text{ V/N}$  となり、力を算出できることを確認した。また、決定係数は  $0.932$  となり、センサの出力が負荷された力に対して線形に変化することを確認した。

### 4.2 MRI 用アクチュエータの特性評価実験

次に、試作した接触部のアクチュエータ側の特性を評価する実験を行った。特性評価実験の概要を Fig. 9 に示す。アクチュエータ側の接触部をステージに固定し、配管にシリンダを接続した。このとき、アクチュエータの接触部に接続した配管の長さは力センサと同様に  $2\text{ m}$  とした。シリンダからアクチュエータに圧力を印加させたときのダイアフラム構造の変位を動画解析ソフトを用いて計測した。動画解析ソフトは kinovea を使用した。アクチュエータに印加した圧力と変位の関係を Fig. 10 に示す。Fig. 10 より、圧力の増減に応じてアクチュエータが変形し、最大  $3.4\text{ mm}$  まで変位できることを確認した。

### 4.3 物体の保持力計測実験

試作したセンサとアクチュエータによる物体を保持した



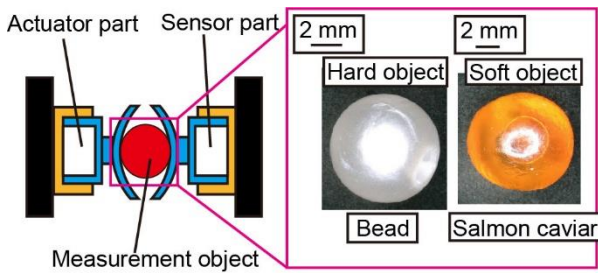


Fig. 11 Experimental setup to measure the holding force of the bead and salmon caviar.

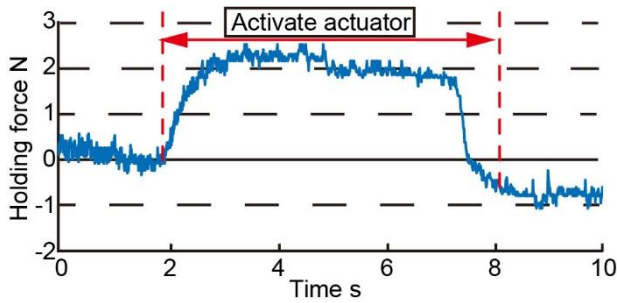


Fig. 12 Experimental result of the holding force of the beads.

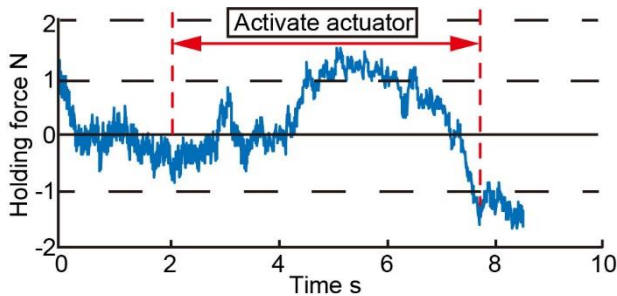


Fig. 13 Experimental result of the holding force of the salmon caviar.

状態で保持力の計測実験を行った。保持力の計測実験のセットアップを Fig. 11 に示す。計測対象は硬質と軟質の 2 種類の物体の保持力を計測した。硬質な計測対象は直径 8 mm の ABS 樹脂製のビーズを使用し、軟質な計測対象は直径 7 mm のイクラを使用した。試作したセンサとアクチュエータをステージに固定し、計測対象を保持した状態で 2 秒後にシリンジに圧力を 6 秒間負荷させ、アクチュエータ駆動させたアクチュエータによる計測対象を押し込んだ際の保持力の計測を行った。

Fig. 12 に直径 8 mm のビーズの保持力を計測した結果を示す。ビーズをアクチュエータによって押しこんだ際に、保持力が増加し、2 N 程度の一定の力で保持していることを確認した。Fig. 13 にイクラの保持力を計測した結果を示す。アクチュエータを駆動し始めた前後で保持力の出力が乱れたことを確認した。これは、軟質なイクラがセンサ、アクチュエータと接触・非接触の瞬間が繰り返されたために発生したものと考えられる。アクチュエータを駆動させた約 2 s 以降

から保持力の出力が大きく変化し、イクラを 1.2 N 程の力で保持できていることが確認できた。以上より、試作したアクチュエータとセンサで保持力の計測が可能であることを示した。

## 5. 結論

本研究では、空気圧アクチュエータと流体の圧力伝達を利用した MRI 用力センサを試作した。センサは接触部と検出部、アクチュエータは接触部と動力部をそれぞれ配管により接続した構造にした。センサ、アクチュエータの接触部は、MRI の磁場を乱さないよう非磁性体材料のみで構成されており、MRI 内部で力計測が可能となる。試作した MRI 用力センサの基礎特性実験を行い、センサ感度を導出し、感度は 0.554 V/N であった。試作したアクチュエータと力センサでビーズとイクラを保持した状態でアクチュエータを駆動させ、保持力を計測し、ビーズとイクラをそれぞれ 2 N、1.2 N 程度の一定の力で保持していることが確認できた。以上より、試作した空気圧アクチュエータと MRI 用力センサによって物体を保持した状態で適切な保持力を計測することができる可能性を示した。

## 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) Y. Yokoyama, T. Dohi, A low resistance and low parasitic capacitance micro coil for MRI fabricated by selective deposition on 3D printed stepped helical structures, *IEEE 29th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, (2016) pp. 477-480.
- (3) E. Montinaro, M. Grisi, M.C. Letizia, L. Petho, M. A. M. Gijs, R. Guidetti, J. Michler, J. Brugger, G. Boero, 3D printed microchannels for sub-nL NMR spectroscopy, *PLoS ONE*, **13**-5, (2018), e0192780.
- (4) Weijian Shang, Hao Su, Gang Li, Gregory S. Fischer, Teleoperation System with Hybrid Pneumatic-Piezoelectric Actuation for MRI-Guided Needle Insertion with Haptic Feedback, *International Conference on intelligent Robots and Systems*, Tokyo, (2013) pp. 4092-4098.