

1) 論文種別：原著

2) 論文タイトル：

動脈瘤モデルと脳動脈瘤の塞栓術用のコイルの接触力の評価

3) 全員の著者名：

高嶋 一登<sup>1</sup>，池田 雄太<sup>1</sup>，葭仲 潔<sup>2</sup>，太田 信<sup>3</sup>，森 浩二<sup>4</sup>，当麻直樹<sup>5</sup>

4) 著者全員の所属施設・部署（論文が執筆された所属）：

<sup>1</sup>九州工業大学 大学院生命体工学研究科 生体機能応用工学専攻

<sup>2</sup>産業技術総合研究所 健康工学研究部門

<sup>3</sup>東北大学 流体科学研究所

<sup>4</sup>山口大学大学院 創成科学研究科 機械工学系専攻

<sup>5</sup>三重大学大学院 医学系研究科 脳神経外科

5) 連絡著者の氏名・連絡先

高嶋 一登

九州工業大学 大学院生命体工学研究科

北九州市若松区ひびきの 2-4

808-0196

Tel.: +81-93-695-6030

E-mail address: ktakashima@life.kyutech.ac.jp

6) キーワード：

cerebral aneurysm, coil embolization, contact force, phantom, first coil

7) 宣言：

本論文を，日本脳神経血管内治療学会 機関誌 JNET Journal of Neuroendovascular Therapy に投稿するにあたり，筆頭著者，共著者によって，国内外の他雑誌に掲載ないし投稿されていないことを誓約致します。

## 和文要旨

【目的】安全な脳動脈瘤コイル塞栓術のためには、コイルから動脈瘤に加わる力を調査することは有用である。しかし、動脈瘤に加わる力とカテーテル先端位置やコイル 2 次径の関係は分かっていない。そのため、実体動脈瘤モデルを用いた実験により、動脈瘤モデルとコイルの接触力を測定して、評価した。

【方法】シリコンゴムで作製した実体動脈瘤モデル（内径：5 mm）内にカテーテルを通して、自動ステージによって一定速度（1 mm/s）でコイルを挿入した。動脈瘤モデルに付けた力覚センサにより、コイルと動脈瘤モデルの接触力を測定した。カテーテル先端位置（瘤ネック付近、瘤中心、瘤ドーム付近）、コイル 2 次径（4, 5 mm）を変化させ、その影響を調べた。

【結果】カテーテル先端位置が瘤奥にあるほど（特に瘤ドーム付近の場合）、接触力が増大した。カテーテル先端位置が瘤中心、瘤ドーム付近にある場合、コイル 2 次径は大きい方が接触力も大きくなった。

【結論】本実験結果より、カテーテル先端位置、コイル 2 次径が接触力に影響を与えることが分かった。特に、カテーテル先端を瘤ドーム付近に入れることによって、動脈瘤壁に加わる力が増加することに注意が必要である。

## 緒言

脳動脈瘤に対するコイル塞栓術では、適切な手技が行われないと、重大な合併症である動脈瘤穿孔が起こりうる。通常は一番目に挿入するコイルの無負荷状態の形状（以下、基準形状）が可能な範囲で大きい外径

(以下、コイル 2 次径) のものを選択することにより動脈瘤内壁に疎に接した籠形状のコイルフレームを形成させる<sup>1-3</sup>。その後、コイルフレームを土台として複数のコイルを動脈瘤内に充填していくため、脳動脈瘤コイル塞栓術において、最初に挿入するコイルの選択は重要である。ただし、術者が決定することできるカテーテル先端位置やコイル挿入速度、使用するコイル(展開形状、2 次径、柔軟性)に対して、定量的に有効な判断基準は定められておらず、現状は術者である医師の経験や技能に依るところが大きい。一方、コイルやマイクロカテーテルの挙動を解明するため、数値解析や実体血管モデルを用いた実験など、さまざまな手法によって評価されているが<sup>4-19</sup>、コイルと動脈瘤との接触状態を評価した実験は少ない<sup>11</sup>。

そのため、本研究では、開発した実験装置によって、シリコンゴムで作製した実体動脈瘤モデル内にカテーテルを通してコイルを挿入し、モデルに付けた力覚センサにより、コイルフレーム形成時の接触力を測定した。接触力を評価基準として、カテーテル先端位置、コイル 2 次径の影響を調べた。

## 対象と方法

### 実験装置

Fig. 1 に実験装置を示す。エアチャック(ミスミ, 東京, ACHK4-D)を用いてコイル根元を把持し、自動ステージ(シグマ光機, 埼玉, SGSP20-85)により、マイクロカテーテルを経てコイルを動脈瘤モデルに挿入した。実験装置は、先行研究<sup>12</sup>でカテーテルとガイドワイヤを挿入するために開発したものを基に作製した。すなわち、ガイ

ドワイヤ挿入を行う直動の自動ステージ上に平行エアチャックによるコイル把持機構 (Fig. 1 左上) を追加した。平行エアチャックの開閉と自動ステージの直動を組み合わせることで、自動ステージの最大移動量以上の充填も可能である。2 つの電磁弁を用いた平行エアチャックの開閉と自動ステージの直動の移動量は LabVIEW (National Instruments, Austin, TX, USA) によりパソコンから制御した。また、コイルのたわみ、ずれを防止するために、平行エアチャックの上部にガイドを設けた。

従来のガイドワイヤを挿入する実験装置<sup>12</sup>はカテーテルの先端の一部のみ (17 cm) を切断して使用していた。しかし、コイル先端は柔軟であるので、カテーテル先端部のみで挿入はできなかった。そのため、カテーテル全体を収納するリールを追加し (Fig. 1 右上)、コイル柔軟部をカテーテル内に格納し、スムーズな挿入ができるようにした。

動脈瘤モデルは力覚センサ (レプトリノ, 長野, SFS080F500M0R5U6IO) に載せて、動脈瘤モデルとコイルの接触力 (Fig. 1 右下中の +y 方向) を測定した (サンプリング周波数: 10 Hz)。また、力覚センサのデータ記録用ソフトウェアの 10 Hz のローパスフィルタを使用した。

本研究で用いた動脈瘤モデルを Fig. 2 に示す。モデルの形状は動脈瘤を模した球 (内径: 5 mm) と血管を模した円筒 (内径: 4 mm) を合わせた形状とした。3D プリンタ (3D systems, Rock Hill, SC, USA, 3510HD Plus) を用いて製作した型に 2 液混合型シリコンゴム (信越化学工業, 東京, KE-106) を流し込み、硬化させて型から取り外し、

作製した。円筒，球の中心は $y$ 軸上とし，Fig. 2に示す座標を原点とし，動脈瘤中心は $y = 2.5$  mm上に設定した。実験中，動脈瘤モデル内部は蒸留水で満たした。

### 動脈瘤モデルへの挿入条件

カテーテル初期位置，コイル2次径を変更して挿入実験を行い，接触力への影響を評価した。血管中心軸上に配置したカテーテル先端初期位置 ( $y_c$ ) は1.0, 2.5, 4.0 mmとした。これは，それぞれ瘤ネック付近，瘤中心，瘤ドーム付近に相当する（以下，それぞれBottom, Middle, Top）。コイル2次径 ( $D$ ) は動脈瘤モデルの瘤径より一回り小さい4 mmと同径の5 mmとを使用した。コイルは，立体的に展開するComplex coilであるTarget 360 Ultra (Stryker, Kalamazoo, MI, USA)を使用した。カテーテルはExcelsior SL-10 (Stryker)を使用した。コイル挿入速度は，予備実験で変化させても大きな影響が見られなかったので，先行研究<sup>7,9,15</sup>と同様に1.0 mm/sとした。また，すべての条件でコイルの挿入量は80 mm（体積塞栓率：7%に相当）とした。挿入実験は同条件で5回繰り返した。測定した接触力は実験ごとに平均値を求めたあと，分散分析を実施した。有意差が見られた場合はTukey-kramer法を使って，多重比較を実施した。さらにコイル挿入量の影響を確認するため，挿入量20 mmごとにデータを抜き出し，同様に条件ごとに平均値を求め，多重比較検定を実施した。分散分析，多重比較ともにMATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA)を使用した。

## 結果

Bottom ( $y_c = 1.0 \text{ mm}$ ) , Middle ( $y_c = 2.5 \text{ mm}$ ) , Top ( $y_c = 4.0 \text{ mm}$ ) の各条件におけるコイル挿入長さとの関係の一例 ( $y$  軸方向, 鉛直下向き) を Fig. 3 に示す. Bottom の場合, 接触力が小さいまま, ほとんど増加しなかった. Middle の場合, Bottom の場合に比べて僅かに大きいものの  $0.002 \text{ N}$  前後を推移した. 一方, Top の場合, Fig. 3 のように周期的に接触力が増加・減少を繰り返した.

コイルとモデルの接触力 ( $y$  軸方向, 鉛直下向き) の条件ごと, カテーテル先端位置ごと, コイル 2 次径ごとの平均値を Fig. 4(a), (b), (c) にそれぞれ示す. Fig. 4(a), (b), (c) は, それぞれ 5 回分, 10 回分, 15 回分の平均±標準偏差である. また, 分散分析で有意差が見られた. その後実施した多重比較検定の結果を Fig. 4(b), (c) 中に示す. Fig. 4(b), (c) のように, どの組み合わせでも有意差が見られた. さらに, 挿入量  $20 \text{ mm}$  ごとにデータを抜き出し求めた, 条件ごと (コイル 2 次径がそれぞれ  $4, 5 \text{ mm}$ ) , カテーテル先端位置ごと, コイル 2 次径ごとの平均±標準偏差を Fig. 5(a), (b), (c), (d) にそれぞれ示す. また, 多重比較検定を実施した結果を Fig. 5(c), (d) 中にあわせて示す. 挿入量によっては, Bottom と Middle, コイル 2 次径の有意差は見られなかった.

カテーテル先端位置, コイル 2 次径による影響は以下の通りである.

### カテーテル先端位置の影響

カテーテル先端位置が Bottom, Middle, Top になるにつれて接触力

の平均値は大きくなった。特に Bottom, Middle の場合と Top の場合では差が大きく、どの挿入量でも有意差が見られた。

### コイル 2 次径の影響

カテーテル先端位置ごとの平均値で比較すると、Middle, Top では  $D = 5 \text{ mm}$  の方が大きくなり、Bottom では、ほとんど差がなかった。

## 考察

### カテーテル先端位置の影響

本研究では、カテーテル先端位置が瘤奥にあるほど、接触力が大きくなった。これは Lamano らの研究<sup>11</sup>と同じ傾向である。特に、カテーテル先端位置が瘤ドーム付近にある場合 (Top) が突出して大きくなった。カテーテル先端位置が瘤ドーム付近にある場合、接触力が大きくなった理由として次の 2 つが考えられる。

1 つ目は、カテーテルとモデルのドームの距離が短く (約  $1 \text{ mm}$ )、カテーテル先端から出てきたコイルが瘤壁に垂直に近い角度で接触するため、摩擦力によりドームに接触・拘束されたと考えられる (Fig. 6(a))。カテーテル先端位置がそれぞれ瘤ネック部、中心部の場合、カテーテル先端から出てきたコイルは球状に展開してモデルに斜めに接触するため、すべりやすく、接触力は大きくならなかった。一方、瘤ドーム付近では上述のように、コイルがすべりにくく、すべりが生じるまで、拘束されたコイルを介して、力が作用し、接触力が大きくなったと考えられる。Fig. 3 に示すように接触力は不規則

に大きく増減したが，同様の理由で接触力が増加し，コイルの挿入が一定の挿入量を超えるたびに，コイル，カテーテル先端が解放，拘束を繰り返したと考えられる．ただし，本研究ではシリコンゴムを用いて動脈瘤モデルを作製したため，生体の動脈瘤と摩擦係数などの物性が異なる点（生体のほうが表面の摩擦係数が小さい）も留意しなければならない．生体に近い場合，上で述べたコイルがドームに拘束されることが少なくなり，接触力も大きくはならないと推測される．

2 つ目はカテーテル先端と瘤壁間の距離が短いことによる，モーメントの増大が考えられる．Fig. 6(b)のように，カテーテル先端を固定端とし，瘤壁との接触によって，コイル先端に接触力  $W$  が加わる場合，先端にはモーメント  $W\delta$  が加わる．片持ち梁を仮定すると，梁の先端にモーメント  $M$  が加わったときの先端のたわみ  $\delta$  は次の式 (1) で表される<sup>20</sup>．

$$\delta = \frac{Ml^2}{2EI} \quad (1)$$

ここで  $l$  はカテーテル先端部と瘤壁（モデルドーム）までの距離， $E$ ， $I$  はそれぞれコイルのヤング率と断面二次モーメントである．

上述の式 (1) に  $M = W\delta$  を代入すると，

$$W = \frac{2EI}{l^2} \quad (2)$$

となる．本研究で用いた  $y_c = 1.0, 2.5, 4.0$  mm のとき， $l = 4.0, 2.5, 1.0$  mm となる．式 (2) より  $W$  の比率は 1:3:16 となり，本実験結果



で示したように、 $l$ が小さいほど（カテーテル先端がモデルドームに近いほど）接触力  $W$ が大きくなることが分かる。また、 $l^2$ に反比例することからも、瘤ネック付近（Bottom）、瘤中心（Middle）の場合と瘤ドーム付近（Top）の場合で差が大きくなることも分かる。ただし、実際のカテーテルは変形し、固定端と見なせないので、上記の比率ほど、差は大きくならなかったと考えられる。

本研究では動脈瘤内のカテーテル先端初期位置が動脈瘤壁の接触力に影響することが明らかとなった。カテーテル先端を瘤の奥に入れることによって、コイル留置時のカテーテル先端の逸脱の可能性は少なくなるかもしれないが、動脈瘤壁に加わる接触力が増加することに注意が必要である。

### **コイル2次径の影響**

Matsubaraらは光学センサによってコイル挿入力を測定したが、2次径の影響があまり最大挿入力に影響を与えなかったことを報告しているが<sup>7</sup>、本研究でも挿入量によっては、また瘤ネック付近（Bottom）では同様に差が小さかった。

### **本手法の利点**

本研究で測定された接触力は、先行研究<sup>7,9,15</sup>でのコイル挿入力の実測値（0.1 N以上）に比べて小さく発生パターンも異なった。これは、先行研究は術者の手元のコイル挿入力を測定しているのに対して、本研究では先行研究と異なり、コイルが瘤壁面に加える接触力を直接測定しているためであると考えられる。すなわち、Lamanoら

<sup>11</sup>は、動脈瘤モデルを用いて、コイル挿入力と瘤ドームにコイルが加える接触力の違いを示したが、同様の違いと考えられる。先行研究ではコイルとカテーテルの摩擦の影響も考えられるため、本研究の方が、より直接的に瘤壁面に加わる接触力、すなわち瘤損傷のリスクを評価できていると考えられる。

## 今後の課題

本研究では、コイルの留置挙動を観察していなかったが、今後、直接観察することが必須である。今回ワイドネックな瘤を使用したので、コイルの逸脱も考えられる。さらに、カテーテルの位置によってはカテーテル先端が逸脱する現象（キックバック）の可能性もある。一方、コイルの留置では、さまざまな非線形現象が起こる。Matsubaraら<sup>9,15</sup>の報告によると、コイルと動脈瘤壁の非線形な摩擦によってコイル挿入力は影響を受ける。特に、コイルは単純な曲げ変形ではなく座屈変形をし、瘤壁の摩擦などの影響を受けやすいと考えられる。さらに、血管内治療デバイスを挿入する際、カテーテルの変形、すなわち撓みは挿入挙動に大きな影響を及ぼす<sup>12</sup>。Shintaiら<sup>10</sup>は、マイクロカテーテル内にデリバリーワイヤを挿入する実験により、手元の挿入力と先端に伝わる力の違いがマイクロカテーテルの屈曲により影響を受けることを示した。今後、接触力だけでなく、コイルやカテーテル先端の挙動をカメラなどで観察し、詳細に調査する必要がある。

さらに、今後、セカンドコイル以降がどのような挙動を示すか解析を進めていく必要もある。一方、挿入速度パターンによるコイル

挿入力に対する影響も考えられる<sup>7,9,11,15</sup>。また、コイルの2次径が大きいほど接触力が大きいというデータも得られたが、2次径が大きいほどコイルフレームが安定し再発率も低いと報告されている<sup>1-3</sup>。コイル塞栓術では、瘤壁へストレスを加えずにコイルを挿入することも必要だが、良好なコイルフレームの形成も必要である<sup>1-3</sup>。このフレーミングの安定化には、コイルと動脈瘤の接触面積が関係していると考えられる。一方、接触力は同じ場合も接触面積が減少すると、接触力/接触面積で計算できる動脈瘤壁面にかかる応力は増大する。そのため、今後接触面積も含めた評価が必要である。

## 結語

本研究では、カテーテル先端位置やコイル2次径を変化させ、挿入中に動脈瘤モデルに与えられる接触力を評価した。得られた結果を以下にまとめる。

- ・カテーテル先端位置が瘤奥にあるほど、接触力が大きくなった。
- ・カテーテル先端位置が瘤中心、瘤ドーム付近にある場合、コイル2次径が動脈瘤モデルの瘤径より一回り小さい方が同径のコイルに比べて接触力が小さくなった。

特に、カテーテル先端を瘤の奥に入れることによって、コイル留置時のカテーテル先端の逸脱の可能性は少なくなるが、動脈瘤壁へ加わる力が増えることに注意が必要である。

## 利益相反開示

筆頭著者および共著者全員が利益相反はない。

## 文献

1. Sousa EB, Brandão LF de S, Tavares CB, Brito JNP de O, Kessler IM. Importance of the First Coil in the Embolization of Intracranial Aneurysms. *Clin Neuroradiol*. Published online July 25, 2018. doi:10.1007/s00062-018-0710-4
2. Ishida W, Sato M, Amano T, Matsumaru Y. The significant impact of framing coils on long-term outcomes in endovascular coiling for intracranial aneurysms: how to select an appropriate framing coil. *J Neurosurg*. 2016;125(3):705-712. doi:10.3171/2015.7.JNS15238
3. Neki H, Kohyama S, Otsuka T, Yonezawa A, Ishihara S, Yamane F. Optimal first coil selection to avoid aneurysmal recanalization in endovascular intracranial aneurysmal coiling. *J Neurointerv Surg*. 2018;10(1):50-54. doi:10.1136/neurintsurg-2016-012877
4. Takashima K, Tsuzuki S, Ooike A, et al. Numerical analysis and experimental observation of guidewire motion in a blood vessel model. *Med Eng Phys*. 2014;36(12):1672-1683. doi:10.1016/j.medengphy.2014.09.012
5. Toma N, Mori K, Takashima K, et al. A Study of the Relationship between the Microcatheter Shape and Stability by Numerical Simulation. *J Neuroendovascular Ther*. 2017;11(7):333-340. doi:10.5797/jnet.oa.2016-0094

6. Matsunaga T, Ito A, Osaki S, et al. Local internal pressure measurement system of cerebral aneurysm model using ultra-miniature fiber-optic pressure sensor. In: *2017 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS)*. IEEE; 2017:27-28. doi:10.1109/MHS.2017.8305197
7. Matsubara N, Miyachi S, Nagano Y, et al. Evaluation of the characteristics of various types of coils for the embolization of intracranial aneurysms with an optical pressure sensor system. *Neuroradiology*. 2011;53(3):169-175. doi:10.1007/s00234-010-0722-5
8. FAIN-Biomedical. EVE concept. Accessed March 7, 2019. <http://fain-biomedical.com/eve01/>
9. Matsubara N, Miyachi S, Nagano Y, et al. Experimental Study of Generation Pattern of Coil Insertion Force using an Force Sensor System: Investigation of Friction State between Coil and Aneurysm Wall determined by Difference of Coil Insertion Method and Insertion Speed. *J Neuroendovascular Ther*. 2010;4(2):84-90. doi:10.5797/jnet.4.84
10. Shintai K, Matsubara N, Izumi T, et al. Experimental study of coil delivery wire insertion force in intracranial aneurysm embolization: force discrepancy generated inside the microcatheter through that coil delivery wire passes. *Nagoya J Med Sci*. 2019;81(2):217-225. doi:10.18999/nagjms.81.2.217

11. Lamano JB, Bushnell GG, Chen H, et al. Force Characterization of Intracranial Endovascular Embolization. *Neurosurgery*. 2014;75(6):707-716. doi:10.1227/NEU.0000000000000525
12. Takashima K, Oike A, Yoshinaka K, et al. Evaluation of the effect of catheter on the guidewire motion in a blood vessel model by physical and numerical simulations. *J Biomech Sci Eng*. 2017;12(4). doi:10.1299/jbse.17-00181
13. Otani T, II S, Shigematsu T, et al. Computational model of coil placement in cerebral aneurysm with using realistic coil properties. *J Biomech Sci Eng*. 2015;10(4):15-00555-15-00555. doi:10.1299/jbse.15-00555
14. Chiang P, Jianmin Zheng, You Yu, Koon Hou Mak, Chee Kong Chui, Yiyu Cai. A VR Simulator for Intracardiac Intervention. *IEEE Comput Graph Appl*. 2013;33(1):44-57. doi:10.1109/MCG.2012.47
15. Nagano Y, Nishio Y, Matsubara N, Miyachi S, Fujimoto H. Surgical support system for cerebral aneurysm coil embolization. *NTN Tech Rev*. 2010;78:122-128.
16. Hirayama S, Okada T, Osuga K, et al. Determination of optimal shape of guidewire based on guidewire simulation. *IEICE Tech Rep*. 2011;111(49):117-120.
17. Morales HG, Larrabide I, Geers AJ, et al. A Virtual Coiling Technique for Image-Based Aneurysm Models by Dynamic Path

- Planning. *IEEE Trans Med Imaging*. 2013;32(1):119-129.  
doi:10.1109/TMI.2012.2219626
18. Fujimura S, Takao H, Suzuki T, et al. Hemodynamics and coil distribution with changing coil stiffness and length in intracranial aneurysms. *J Neurointerv Surg*. 2018;10(8):797-801.  
doi:10.1136/neurintsurg-2017-013457
19. Irie K, Nakai Y, Nakahara I, Hirose Y, Negoro M. Assessing endovascular skills using the vascular interventional simulation trainer (VIST) for testing and rating coil embolization of cerebral aneurysm. *J Neuroendovascular Ther*. 2012;6(4):252-257. doi:10.5797/jnet.6.252
20. Nihon Kikai Gakkai. *JSME Mechanical Engineers' Handbook. a, Kiso hen*. Nihon Kikai Gakkai; 2007.

## 図表の説明

**Fig. 1** Photograph and illustration of experimental apparatus. The contact force between the coil and the aneurysm model can be measured using the apparatus. The proximal part of the coil was fixed on the automatic stage.

**Fig. 2** Schematic diagram (a) and photograph (b) of aneurysm model made of silicone rubber. The aneurysm model was placed on the force sensor as shown in Fig. 1. The effects of varying the position of the catheter tip (Bottom, Middle, Top) and the diameter of the secondary coil (4, 5 mm) were evaluated.

**Fig. 3** An example of relationship between coil insertion length and contact force along  $y$ -axis. (a)  $D = 4$  mm. (b)  $D = 5$  mm. When the catheter tip was inserted more deeply into the aneurysm (Top), the contact force was observed to increase.

**Fig. 4** Average contact force between coil and aneurysm model along  $y$ -axis. (a) Each condition. (b) Catheter tip position exhibited a significant effect of Top > Middle > Bottom. (c) Secondary coil diameter exhibited a significant effect of  $D = 5$  mm >  $D = 4$  mm.



**Fig. 5** Transition of average contact force between coil and aneurysm model along  $y$ -axis. (a)  $D = 4$  mm. (b)  $D = 5$  mm. (c) Catheter tip position exhibited a significant effect (\*Top > Middle > Bottom; \*\*Top > Middle, Bottom). (d) Secondary coil diameter exhibited a significant effect (\* $D = 5$  mm >  $D = 4$  mm).

**Fig. 6** Behavior of catheter and coil. (a) Effect of catheter tip position on contact angle between coil and aneurysm wall. (b) Coil tip displacement ( $\delta$ ) by contact force ( $W$ ).

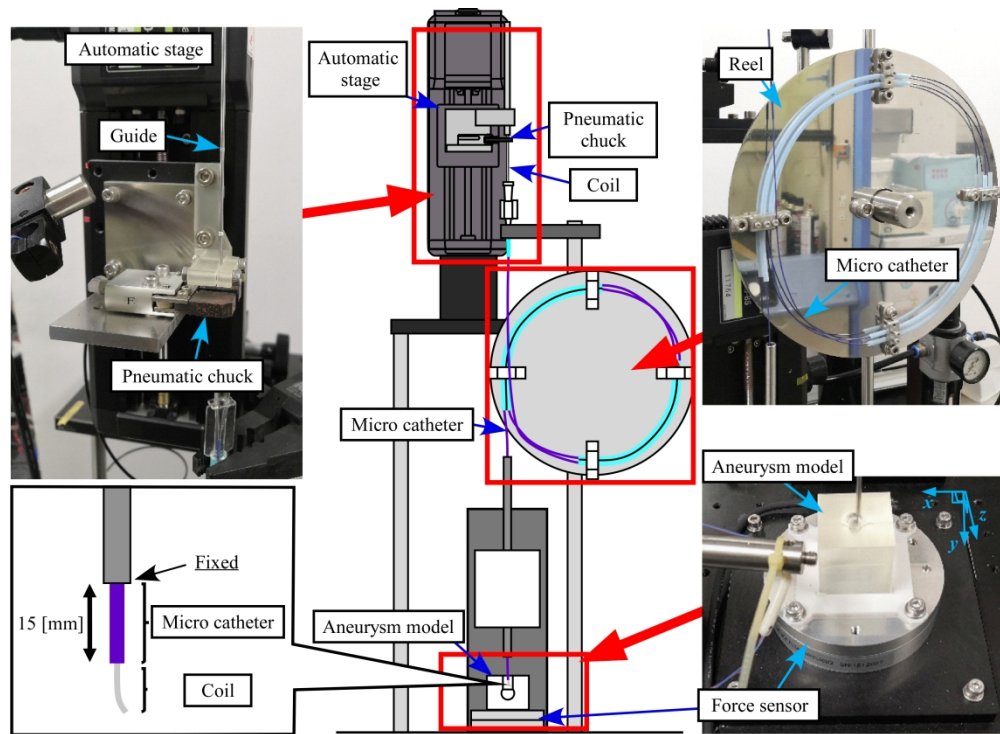


Fig. 1 Photograph and illustration of experimental apparatus. The contact force between the coil and the aneurysm model can be measured using the apparatus. The proximal part of the coil was fixed on the automatic stage.

147x107mm (700 x 700 DPI)

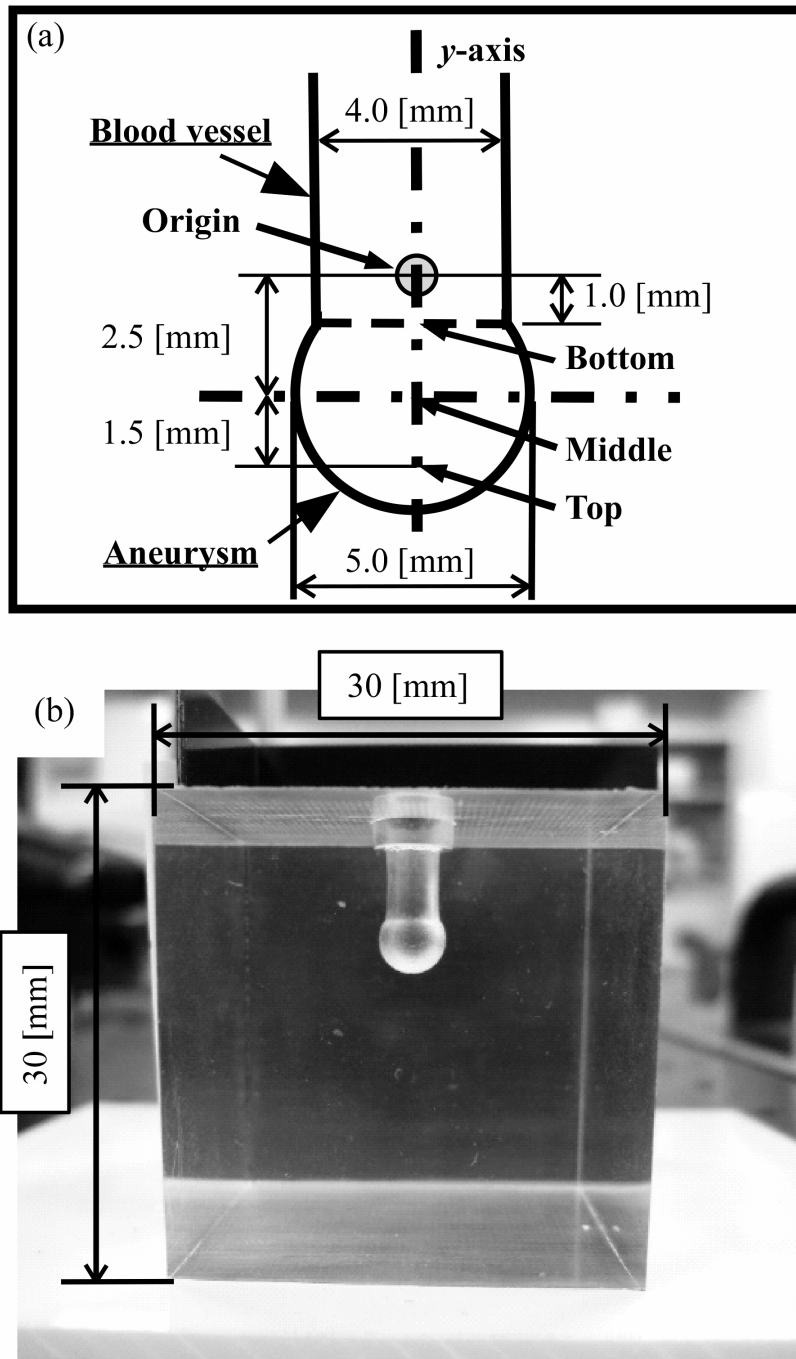


Fig. 2 Schematic diagram (a) and photograph (b) of aneurysm model made of silicone rubber. The aneurysm model was placed on the force sensor as shown in Fig. 1. The effects of varying the position of the catheter tip (Bottom, Middle, Top) and the diameter of the secondary coil (4, 5 mm) were evaluated.

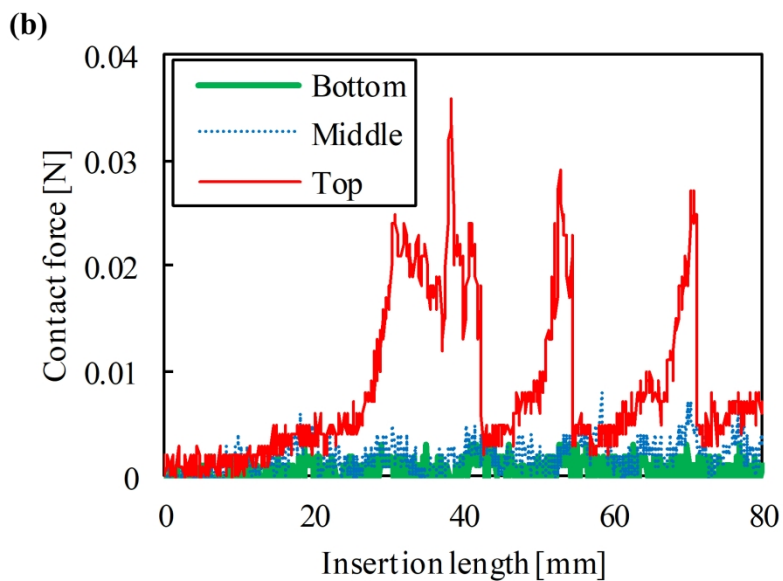
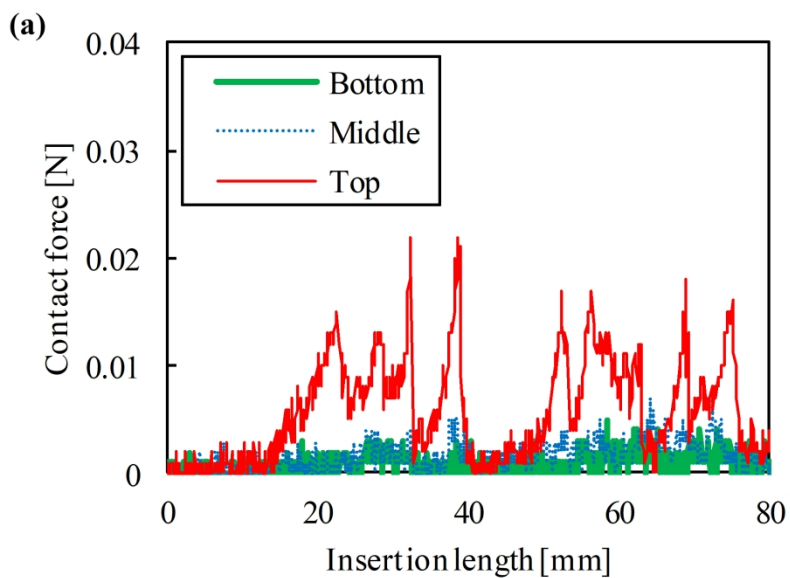


Fig. 3 An example of relationship between coil insertion length and contact force along y-axis. (a)  $D = 4$  mm. (b)  $D = 5$  mm. When the catheter tip was inserted more deeply into the aneurysm (Top), the contact force was observed to increase.

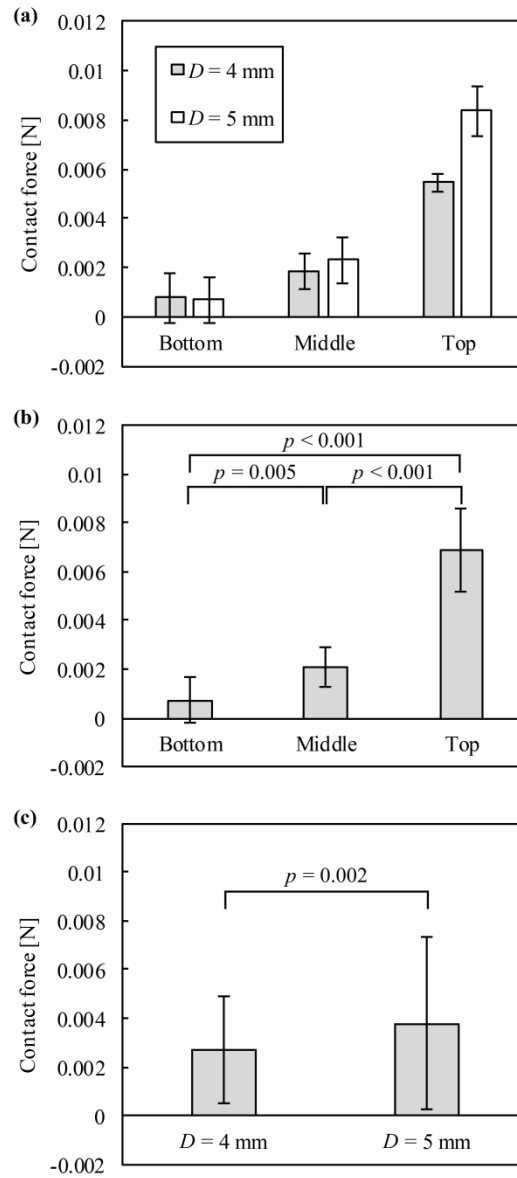


Fig. 4 Average contact force between coil and aneurysm model along y-axis. (a) Each condition. (b) Catheter tip position exhibited a significant effect of Top > Middle > Bottom. (c) Secondary coil diameter exhibited a significant effect of D = 5 mm > D = 4 mm.

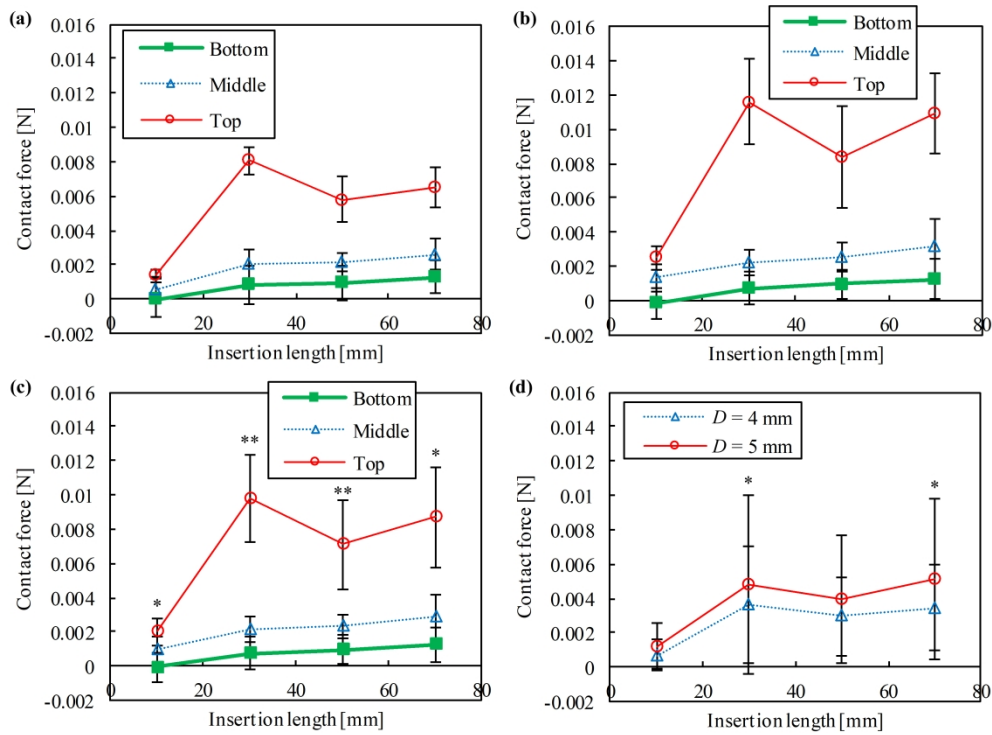


Fig. 5 Transition of average contact force between coil and aneurysm model along y-axis. (a)  $D = 4$  mm. (b)  $D = 5$  mm. (c) Catheter tip position exhibited a significant effect (\*Top > Middle > Bottom; \*\*Top > Middle, Bottom). (d) Secondary coil diameter exhibited a significant effect (\* $D = 5$  mm >  $D = 4$  mm).

144x107mm (700 x 700 DPI)

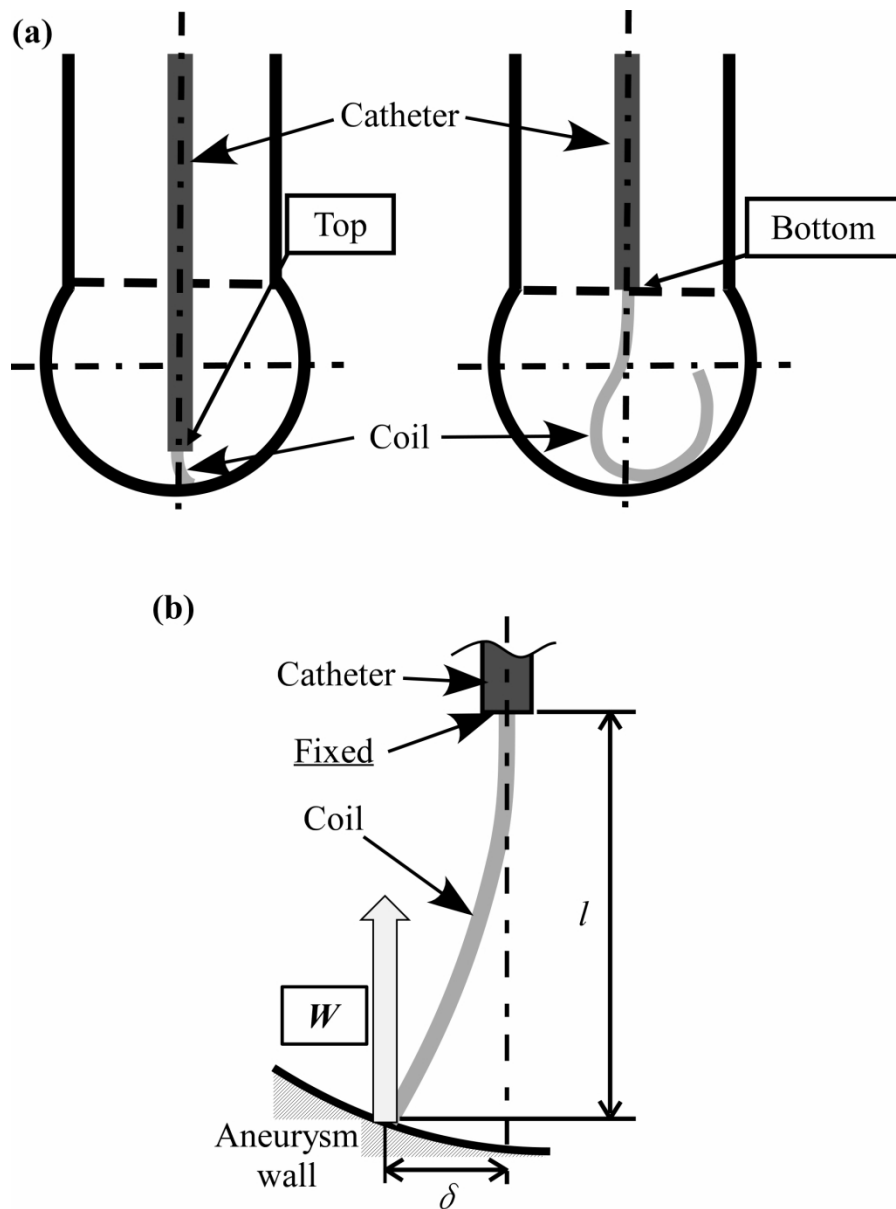


Fig. 6 Behavior of catheter and coil. (a) Effect of catheter tip position on contact angle between coil and aneurysm wall. (b) Coil tip displacement ( $\delta$ ) by contact force ( $W$ ).