

カプセル型医療機器への応用を目指したブラシ細胞診とアンカー機能のための磁気アクチュエータの提案

Proposal of Magnetic Actuator for Brush Cytology and Anchoring Function Applicable to Capsule-type Medical Device

大古場隆士・山崎悠貴・本田崇[†]

九州工業大学大学院工学研究院, 福岡県北九州市戸畑区仙水町 1-1 (〒804-8550)

T. Okoba, Y. Yamasaki, and T. Honda[†]

Kyushu Institute of Technology, Faculty of Engineering, 1-1 Sensuicho, Tobata-ku, Kitakyushu-shi, Fukuoka 804-8550, Japan

In this article, a novel magnetic actuator is proposed for brush cytology done using capsule endoscopy. Its basic structure is a lead screw mechanism consisting of a bolt with a permanent magnet and a lead screw nut. The nut is equipped with a cytology brush and an anchoring mechanism that can stop the capsule in a specific place. When rotating magnetic fields are applied, the turning motion of the bolt due to magnetic torque is converted to the linear motion of the nut, which causes both the brush to project outward and the anchors to extend. If the rotational direction of the magnetic fields is switched periodically, the brush can exhibit a reciprocating motion and scrape the mucus off. To increase the amount of samples collected, an additional small magnet was attached to the brush tip. As a result, this improved brush with induced rotational vibration could drastically enhance the performance of cytology.

Key words: brush cytology, capsule endoscope, extension anchor, lead screw, rotating magnetic field

1. はじめに

2000年に発表されたカプセル内視鏡¹⁾は、それまで困難であった小腸内の観察をワイヤレスで行える医療機器として、国内外で広く臨床に使用されるようになった。しかし、現在その機能は内蔵するカメラによる観察に限定され、疑わしい部位を見つけても診断の確定ができないという課題があった。次世代のカプセル内視鏡では、粘膜細胞や組織を採取する診断機能が搭載されることが期待されている。

カプセル内視鏡の診断機能に関する先行研究としては、生体組織を採取する生検に関するものが多く報告されている。代表的な例として、カプセル側孔に食い込んだ組織を周方向に回転する円筒形の生検ブレードで採取する生検手法が、形状記憶合金駆動²⁾と磁気駆動³⁾の2方式で報告されている。前者はエネルギー供給を電線に頼る点が課題であるが、後者では体外に設置した可動永久磁石を利用しワイヤレス駆動することで、腸内でのカプセルの停滞と生検ブレードの駆動を同時に可能としている。また、著者らのグループは、永久磁石を組み込んだ円筒刃を外周磁界でワイヤレス駆動し、カプセル側面から突出させて組織をえぐり採る生検手法を提案している⁴⁾。しかし、いずれの生検手法も組織の採取量の調整が難しく、穿孔による出血の危険を伴う。

これに対し、粘膜表層の細胞をブラシや綿棒等で広く採取する細胞診の機能に関する研究報告はほとんどない。著者らはこの点に着目し、カプセル内視鏡に搭載可能な細胞診機構の開発を進めてきた^{5,6)}。本機構はカプセル前方に突出した細胞診ブラシを前後に擦過するもので、機構に永久磁石を組み込むことで外部磁界によるワイヤレス駆動を可能としている。しかし、カプセルを小腸の蠕動運動に逆らって所望の場所にとどめるアンカー機構が備わっていないかった。

そこで本研究では、外部磁界によるワイヤレス駆動が可能で、かつ小腸内に停滞するためのアンカー機構を備えた細胞診ブラシ用磁気アクチュエータを新たに提案する。本アクチュエータは送り

ねじの原理を採用しており、ボルトの回転運動をナットの直線運動に変換することによって細胞診ブラシと同時にアンカー機構の駆動も可能としている。とくに採取量を増加するための工夫として、ブラシに対し前後の擦過動作に加え回転振動を発生させる機構も付与した。本稿では、その構造と原理、試作機によるブタ小腸を使った評価試験の結果について報告する。

2. 基本コンセプトと動作原理

2.1 想定した一連の動作

Fig. 1に、本研究で想定しているカプセル内視鏡を使った細胞診に関する一連の動作を示す。小腸の蠕動運動で進んできたカプセルは、疑わしい部位を内蔵カメラで見つけると、細胞診ブラシが出る前方開孔部を採取部位に合わせるために長軸を中心に回転する(同図(a))。位置が定まった後、ブラシの出る開孔部とは反対側の管体側面の一部(以後、アンカーと呼ぶ)を拡張し、小腸内壁を外側に押すことで、カプセルをその場に停滞させる。それと同時に開孔部からブラシを突出させる(同図(b))。続いて、細胞診ブラシを前後に往復運動することで小腸粘膜を擦過し、粘膜細胞を採取す

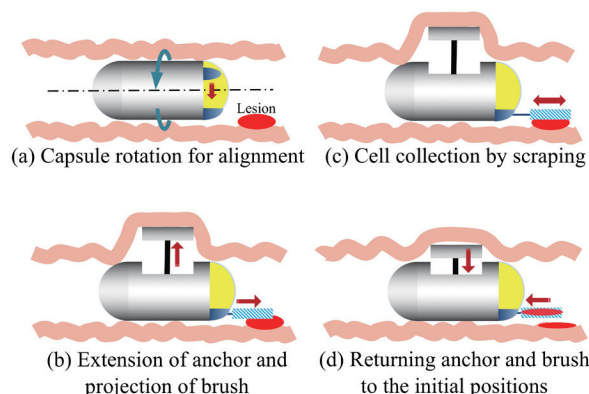


Fig. 1 Conceptual figure of operation steps.

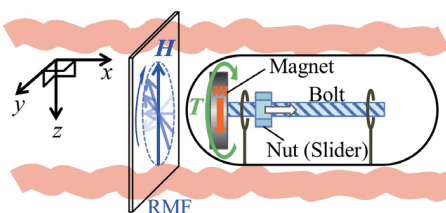


Fig. 2 Basic structure of lead screw type actuator.

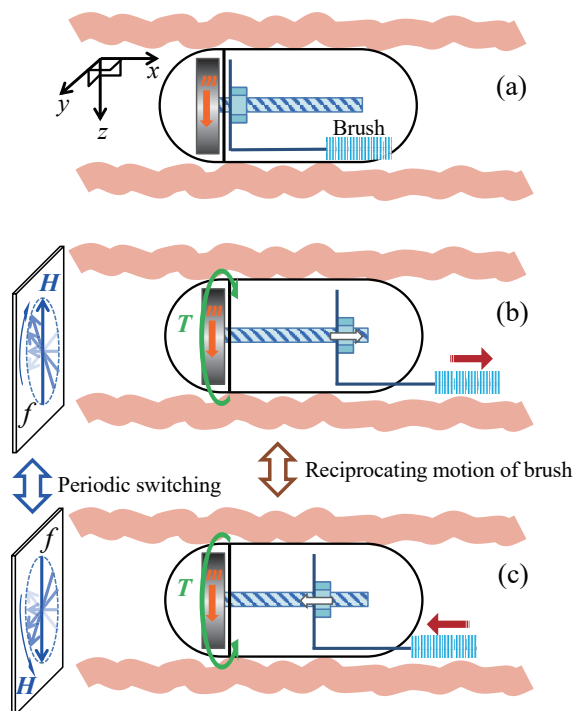


Fig. 3 Basic motion of cytology brush.

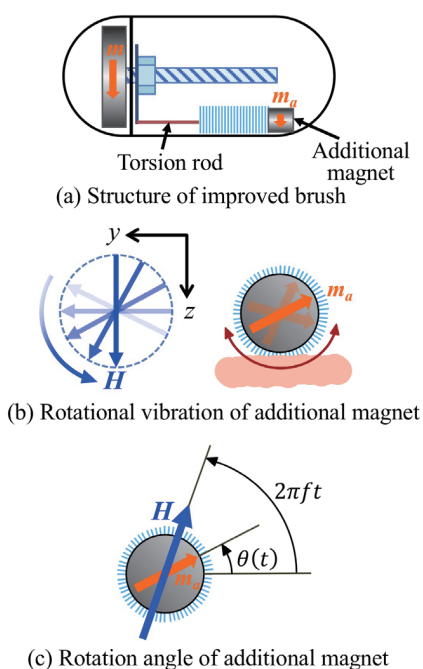


Fig. 4 Improved brush with torsion rod and additional magnet.

る (同図(c)). 最後に, ブラシとアンカーをカプセル内に格納し, カプセルは再び小腸の蠕動運動によって進む (同図(d)).

2.2 送りねじ型磁気アクチュエータ

前節で述べた動作を1つのアクチュエータで実現するために, 本研究では回転磁界で駆動する送りねじ型アクチュエータを採用した. 本節ではまずアクチュエータの基本動作と基礎式について述べた後, 次節以降に各動作の原理について述べる.

Fig. 2に, アクチュエータの基本構成を示す. 同図には以後の説明のための座標軸も記しており, カプセル長さ方向 (消化管の長さ方向と同一) を x 軸と定義する. アクチュエータは, 端部に永久磁石を取り付けたボルトをカプセル中心軸に設置し, それにスライダとしてナットを挿入し構成される. 永久磁石はカプセル径方向に着磁されており, y - z 平面内に回転磁界 H (周波数 f) を印加すると, 磁石の磁気モーメント m に次式で表される磁気トルク T が作用し, ボルトが周波数 f で回転する.

$$T = m \times H \quad (1)$$

このときナットを回転しないように拘束しておけば, ナットはボルトの回転に対応して x 方向に直動する. 回転磁界の方向を反転し, ボルトの回転を反転させればナットの移動は逆方向になる. ナットの移動距離 d は, ボルトのピッチを P , 駆動時間を t とすると,

$$d = fPt \quad (2)$$

と表される. また, ナットの推力 F は, 磁気トルクの大きさ T に比例, ボルトのピッチ P に反比例し, 次式で表される.

$$F = 2\pi\eta_1 T/P \quad (3)$$

ここで η_1 は回転運動を直線運動に変換するときの効率 (正効率と呼ばれ, $0 \sim 1$ をとる) である. ボルトが規格品の場合, ピッチはボルト径が細いほど小さくなるため, 推力を高めるためには細径のボルトの採用が有効となる.

2.3 細胞診ブラシの駆動

前節の送りねじ型アクチュエータを使った細胞診ブラシの駆動について説明する. Fig. 3に細胞診ブラシの基本動作を示す. 同図(a)のようにナットにブラシが取り付けられており, 同図(b)のように y - z 平面内に回転磁界を印加するとナットが $+x$ 方向に移動し, ブラシはカプセルから突出する. 回転磁界の回転方向を反転すれば, 同図(c)のようにナットは $-x$ 方向に移動しブラシは格納される方向に動く. ここで, 同図(b)と(c)を周期的に切り替えればナットが往復運動し, ブラシによる擦過の動作が実現できる. しかし, この動作ではブラシの一部だけが粘膜と接触するため採取量が少ないと予想される.

そこで本研究では Fig. 4に示すように, ブラシ先端部に小さな磁石を接着し, 弾性棒を介してブラシをナットに取り付けた改良型ブラシも試みた. 追加した磁石の着磁方向はカプセル径方向である. y - z 平面内で磁界ベクトルを回転させると, 磁石に作用する磁気トルクによって弾性棒が捻れてブラシが回転するが, 捻れが追従できなくなると弾性棒の復元トルクによって捻れが戻る. 回転磁界中ではこの動きを周期的に繰り返す, ブラシは回転振動する (同図(b)). このときのブラシの回転運動の運動方程式は, 同図(c)のようにブラシの初期状態からの回転角を $\theta(t)$ と定義し, 永久磁石と弾性棒を含むブラシの慣性モーメントを J , 捻りバネのばね定数を k_θ , 粘性抵抗係数を D , m_a を小磁石の磁気モーメントとすれば,

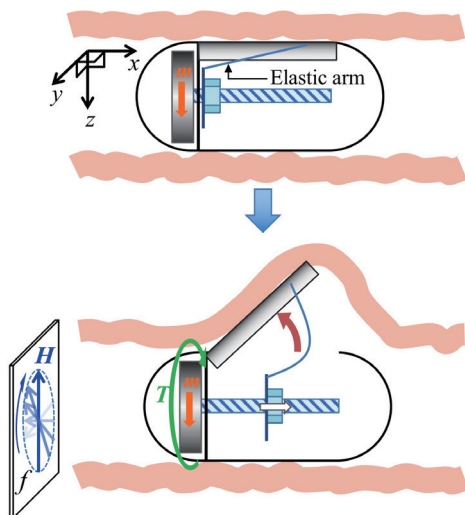


Fig. 5 Extension of anchor.

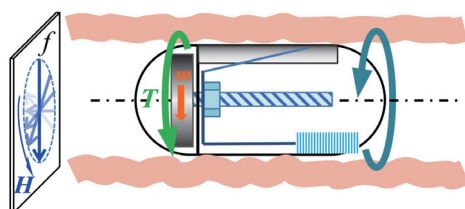


Fig. 6 Rotation of capsule.

次式で与えられる.

$$J \frac{d^2\theta}{dt^2} + D \frac{d\theta}{dt} + k_\theta \theta = m_a H \sin(2\pi f t - \theta(t)) \quad (4)$$

前後の往復運動に回転の動作を加えることで、ブラシ全体を使った擦過の動作が期待される。

なお、上記の説明では回転磁界の法線ベクトルが x 軸方向に精密に一致していることが求められるが、回転磁界の回転面の法線ベクトルが x 軸方向からずれて z 成分を持った場合、カプセル前方が浮き上がりブラシが小腸内壁から離れてしまうことが懸念される。この対策として、例えば回転磁界の法線ベクトルにあらかじめ $±z$ 成分を少し持たせるような制御を行い、回転磁界の法線ベクトルが多少ずれてもブラシが小腸内壁から離れないようにする等が考えられる。

2.4 アンカーの駆動

今回採用した停滞用のアンカーは、筆者らが提案するカプセル筐体側面の一部を立ち上げる拡張型である⁴⁾。Fig. 5 のように、ナットと筐体の内側を弾性アームで接続し、ナットを $±x$ 方向に移動させることで弾性アームがアンカーを押し上げて、ヒンジを支点に立ち上げる。このナットは前節のブラシの駆動と共用になるため、アンカーの拡張とブラシの突出の動作は連動している。アームを弾性体とするのは、過負荷時にクッションの役目となることと、ブラシ擦過時にアンカーを動かないよう設定できることが理由である。後者の理由については後述する。

2.5 カプセルの回転

Fig. 6 に、カプセル筐体の長軸周りの回転動作について示す。ナッ

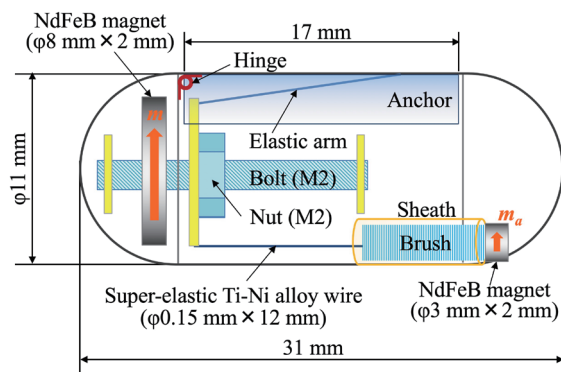
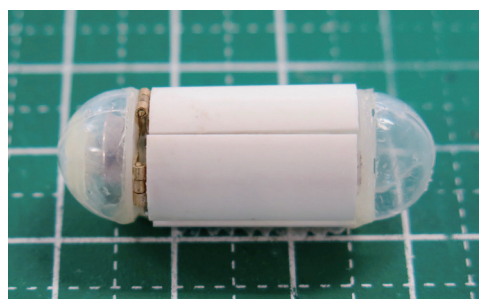
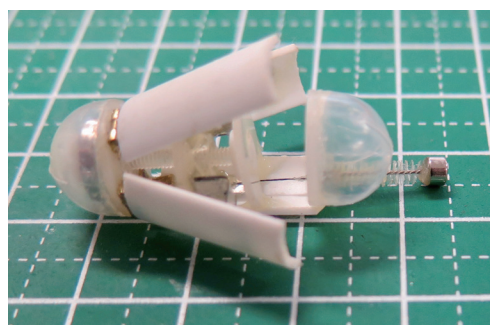


Fig. 7 Schematic view of capsule with magnetic actuator for cytology brush and anchoring function.



(a) Exterior of initial state



(b) After extension of anchors and brush

Fig. 8 Photographs of capsule.

トが左端にある初期状態において、ナットを $±x$ 方向に移動させる方向の回転磁界を $y-z$ 平面内で印加する。このときナットの直動は制限されているため、磁石の磁気トルクはカプセル全体に作用し、カプセル筐体が回転磁界の方向に回転する。一方向の回転という制限はあるが、これによってブラシを突出させる位置を、粘液採取を行う部位に合わせるができる。

3. 素子構成

3.1 目標値の設定

まず、素子の設計において考慮した条件と目標値について述べる。カプセル筐体の寸法は、市販のカプセル内視鏡を参考に、直径 11 mm、長さ 31 mm とした。細胞診ブラシの最大突出長は 7 mm とした。擦過のストローク長についてはアンカーの変位特性を評価した後に別途設定する。ブラシによる粘液の採取量は重量で評価するが、今回は目標値を定めずに目視でブラシ全体にまんべんなく粘液が絡まることを目指した。アンカー機構は、小腸内径が 25-30

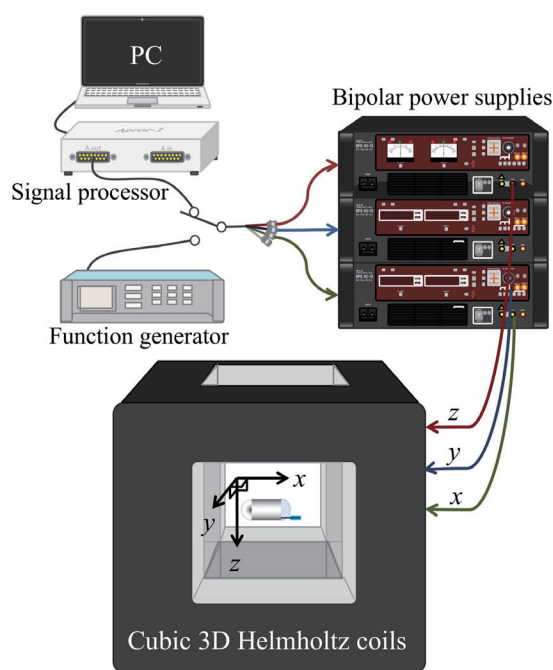


Fig. 9 Experimental setup.

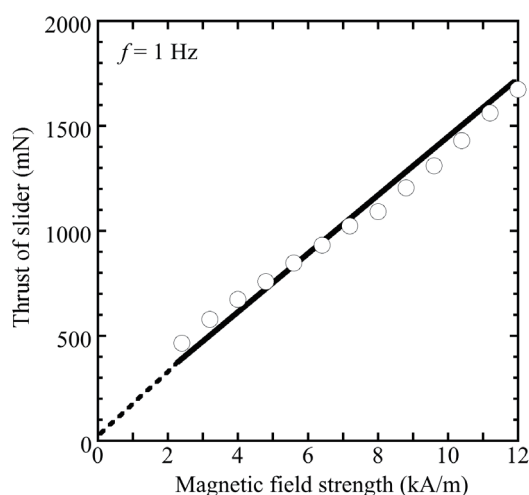


Fig. 10 Relation between thrust of slider and magnetic field strength.

mm であり通常 200-400 Pa の内圧が加わっていることを考慮し、小腸内圧相当の圧力に逆らって小腸内径程度まで拡張することを目指した。また、アンカーによってその場に停滞する保持力の目標値は、小腸の蠕動運動によって押し出される力 (約 600 mN) ⁹⁾ 以上とした。カプセルの長軸周りの回転動作についても小腸内圧相当の圧力が加わっている環境下で駆動できることを目指した。なお、後述する実験装置の都合から、各動作を 12 kA/m 以下の磁界で実現する。

3.2 素子構成

Fig. 7 に改良型ブラシを搭載した素子の断面図を、Fig. 8 に初期状態(a)とアンカー拡張後(b)のカプセルの写真を示す。筐体はポリスチレン (PS) 製円筒である。アンカーは、筐体の円筒を縦割りし、一端にヒンジを設けて構成した。このときブラシの反対側の 1 つ

のアンカーだけでは拡張幅を小腸内径程度にすることが困難であったため、Fig. 8 のように円筒を縦に 4 等分割し両側面にも 2 つのアンカーを設置した。3 つのアンカーは長さ 17 mm の同一形状である。なお、Fig. 7 の断面図では説明の都合、側面のアンカーを省略して描いている。送りねじ型アクチュエータは、両端をブッシュで支えたポリカーボネート (PC) 製ボルトをカプセル中心軸に配置し、スライドとして PC 製六角ナットを取り付け構成している。ボルトとナットの規格は M2 (ピッチ $P=0.4\text{ mm}$) を採用した。ボルトの左端には駆動源として、直径方向に磁化された $\phi 8\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ の円盤状 NdFeB 磁石 (N52 グレード) を接着した。ナットにはワッシャー (M6) を固定し、ワッシャー上部とアンカーの内側を短冊状の弾性アーム (ポリエチレンテレフタレート (PET) 製、厚さ 0.075 mm、長さ 10 mm、幅 2 mm) で接続した。ワッシャーの下部には、Ti-Ni 超弾性線 ($\phi 0.15\text{ mm}$ 、長さ 12 mm) を取り付け、その先にナイロン製ブラシ ($\phi 3\text{ mm}$ 、長さ 10 mm) を取り付けた。改良型ブラシでは、ブラシ先端に径方向に着磁された円柱状 NdFeB 磁石 ($\phi 3\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ 、N52 グレード) を図の向きに接着した。素子重量は改良型ブラシを搭載したカプセルにおいて約 2.2 g である。なお、先端に磁石の無いブラシでは、ブラシは剛性の高いステンレスの撚り線でワッシャー下部に取り付けている。

なお、今回の細胞診機構のカプセル内の空間占有率は約 24% と高いため、機構の小型化を含め内視鏡の要素部品を含めたパッケージングについては今後の重要な課題である。

4. 実験方法

Fig. 9 に、アクチュエータを駆動するための実験装置を示す。駆動用コイルには、任意の回転面の回転磁界を発生させることができる 3 軸のキュービック型ヘルムホルツコイルを使用した。これは各軸に対応する 3 組のヘルムホルツコイルから構成され、磁界を印加できる空間は一辺 100 mm の立方体で、最大磁界強度は約 12 kA/m である。各コイルにはバイポーラ電源が接続され、ファンクションジェネレータ、またはパーソナルコンピュータに接続されたシグナルプロセッサの信号に応じた電流をコイルに通電する。本実験では図のようにカプセル長軸をコイルの x 軸方向に合わせた姿勢で駆動を行った。

細胞診ブラシとアンカー機構の評価実験は、空気中の無負荷の状態、及び食用の新鮮なブタ小腸内で行った。ブラシによる粘液採取の実験は、カプセル筐体を外した細胞診機構だけを開いたブタ小腸の上に載せて行い、採取前後の重量変化から採取量を求めた。また、小腸内圧を考慮したアンカーの拡張とカプセル回転の評価では、水槽中にブタ小腸を沈めて 500 Pa の水圧を印加した環境下において実施した。ナットの推力、アンカーの押力及びアンカーによる保持力はデジタルフォースゲージを使用し、アンカーの変位はビデオカメラによる画像から測定した。

5. 評価結果及び考察

5.1 送りねじ型アクチュエータの推力

はじめに基本となる送りねじ型アクチュエータの推力を測定した。Fig. 10 に、アンカーを取り付けていない状態におけるナットの推力と回転磁界 (1 Hz) の強度との関係を示す。送りねじの推力は

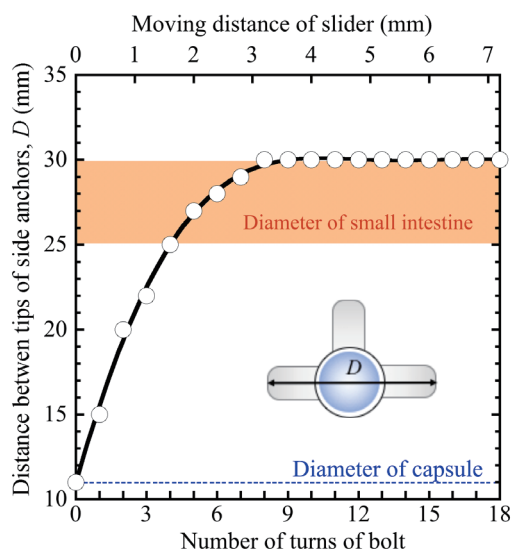


Fig. 11 Relation between number of turns of the bolt and distance between tips of side anchors.

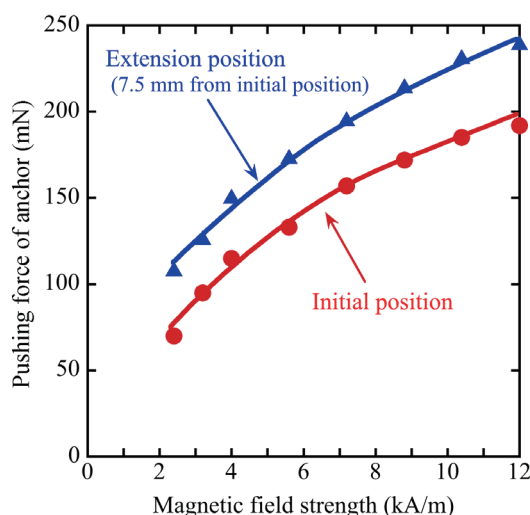


Fig. 12 Relation between magnetic field strength and pushing force of anchor.

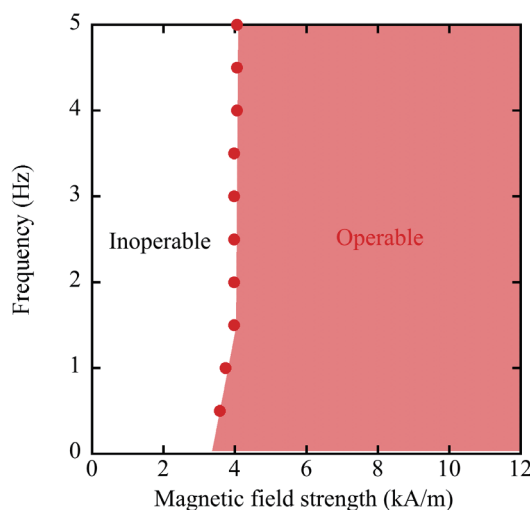


Fig. 13 Magnetic field strength and frequency required for operation of anchoring mechanism.



Fig. 14 Photograph of porcine small intestine in water tank after expansion of anchors.

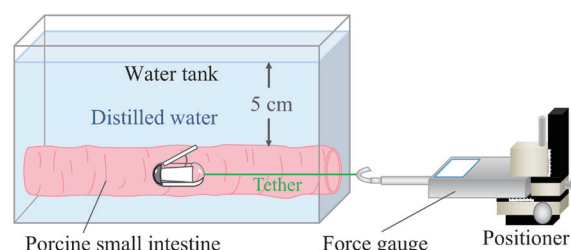


Fig. 15 Method of measuring holding force.

(3)式より磁気トルクに比例するため、磁界強度に比例して増加した。コイルの最大発生磁界 12 kA/m の推力は約 1.7 N に達した。実験結果から見積もった正効率 η_1 は約 0.06 と小さく、ボルトとナットの間の摩擦係数が大きいと考えられる。今後、材質の見直しや潤滑剤の塗布等を検討する予定である。

5.2 アンカー機構の評価

アンカー機構の評価として、アンカーの拡張幅と押力の測定、及びブタ小腸内における駆動の確認を行った。アンカーの拡張幅は、両側面の対向する2つのアンカーの先端間距離とした。

Fig. 11 に、無負荷の状態におけるアンカー拡張幅とボルトの初期状態からの回転回数の関係を示す。第2横軸に回転回数に対応したナット（ブラシ）の移動距離も示している。初期状態ではカプセル管体の直径の 11 mm が拡張幅となる。ブラシの突出長を 7 mm としているため 18 回転まで測定した。アンカーの拡張幅は、はじめ回転回数とともに急増するが、弾性アームがたわんでいくため徐々に傾きが緩やかになり、最終的には飽和した。想定した小腸の最大内径である 30 mm には 8 回転で到達した。

この結果を基に、ブラシの擦過の条件を設定する。アンカーの拡張は 8 回転以上でほぼ飽和するため、 8 から 18 回転ではアンカーを動かさずブラシだけを駆動することができる。この回転回数の範囲内で回転磁界の回転方向を切り替えれば、アンカーの影響を受けずにブラシの擦過が可能となる。ボルトのピッチが 0.4 mm であるため、擦過の最大ストローク長は 10 回転分の 4 mm となる。

次に、アンカーの押力の評価を行った。Fig. 12 に、回転磁界の強度を変化させた場合のアンカー先端の押力（カプセル側面に対し垂直方向に押す力）を示す。但し、周波数は 1 Hz とし、初期位置とアンカー先端が 7.5 mm 拡張した位置における値である。アンカーの押力は 4 kA/m 以上で 100 mN を越え、 12 kA/m では $200\text{--}250 \text{ mN}$ 程度となった。1本のアンカーに加わる力は、圧力とアンカー

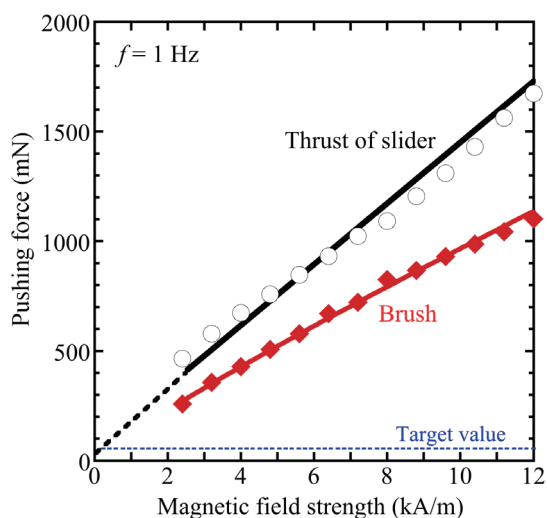


Fig. 16 Relation between magnetic field strength and pushing force of brush.

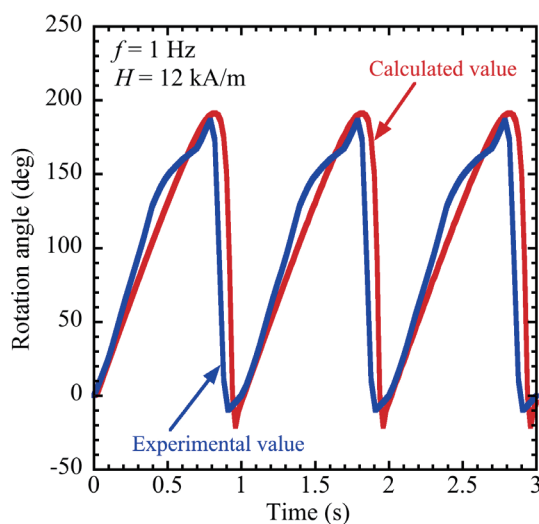


Fig. 17 Time variation of rotation angle of improved brush.

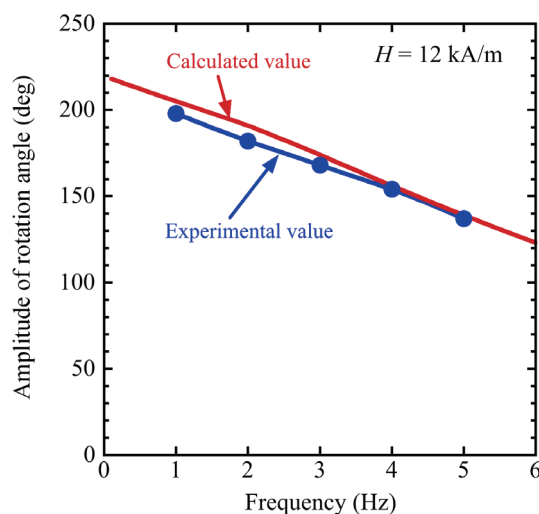


Fig. 18 Frequency dependence of amplitude of rotation angle of improved brush.

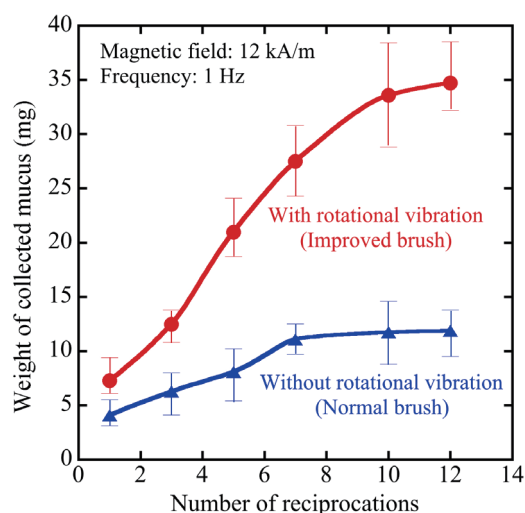


Fig. 19 Relation between wet weight of collected mucus and number of reciprocating movements.

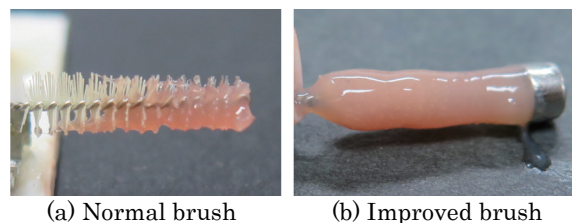


Fig. 20 State of brushes after scraping.

の面積から 100mN 程度と見積もられるため、小腸内圧下において駆動可能と考えられる。

そこで、実際にカプセルをブタ小腸内に挿入し、水槽内で 500 Pa の水圧を印加して動作の確認を行った。但し、アンカー機構だけの動作を評価するために、カプセルが回転しないよう保持して実験を行った。Fig.13 に、水圧下でアンカーを拡張できた回転磁界の磁界強度と周波数の条件を示す。5 Hz 以下ではアンカーの拡張に 4 kA/m 以上の回転磁界が必要であり、押力の測定結果から予想される結果が得られた。

Fig.14 に、500 Pa の水圧を印加したブタ小腸内でアンカーを拡張している様子（水槽上部から撮影）を示す。水圧に逆らってアンカーが拡張されていることが確認される。このときのカプセルがその場にとどまる力（保持力）を測定するために、Fig.15 のようにカプセル端部に糸を介してフォースゲージを取り付け、ブタ小腸の長軸方向に牽引した。その結果、保持力の値はアンカー拡張前が 28.8～35.4mN（平均 32.1mN）であったのに対し、アンカー拡張後は 1.235～1.629N（平均 1.404N）となり、目標値の 600mN を大きく上回った。この結果から、本アンカー機構が小腸の蠕動運動に逆らってその場に止まることが期待される。

5.3 細胞診ブラシの評価

著者らの先行研究よりブラシを前後に擦過するのに必要な力は 40mN 程度⁹⁾と見込まれる。そこで、アンカー機構が接続された状態におけるブラシの押力を測定した。Fig. 16 に回転磁界の磁界強度とブラシの押力の関係を示す。比較のために Fig. 10 で示したナ

ットの推力も図中に示した。アンカーを同時に駆動する必要があるため、ナット単独の推力よりも低下したが、ブラシの擦過に必要な力を大幅に上回っていることがわかる。

次に、改良型ブラシの無負荷における回転角を測定した。Fig. 17に12 kA/m、1 Hzの回転磁界で駆動したときのブラシ回転角の時間変化を示す。同図には(4)式に基づいて数値解析した値も示している。但し、計算では $J = 2.856 \times 10^{-14} [\text{kg m}^2]$ 、 $k_\theta = 8.95 \times 10^{-11} [\text{Nm/rad}]$ 、 $D = 4.45 \times 10^{-12} [\text{kg m}^2/\text{s}]$ とした。実験値と計算値は定性的に一致し、ノコギリ波に近い時間変化を示した。

Fig. 18には、磁界強度が12 kA/mのときのブラシ回転角の振幅の周波数に対する変化を示す。但し、実験では周波数を5 Hzまでとし、解析結果も合わせて示している。回転角の振幅は周波数に対して単調減少となった。本研究で扱った最大磁界12 kA/mでは2 Hz以下において180°以上の回転角を確保できており、ブラシ全体を使った擦過が期待される。

続いて、2種類のブラシによる粘液採取量の評価を行った。回転磁界の条件は、磁界強度を12 kA/m、周波数を1 Hzとした。豚小腸の状態による採取量のばらつきを考慮し、各条件において5回の実験を行った。往復運動のストローク長を4 mmと設定しているため、10 s毎に回転磁界の回転方向を切り替えている。Fig. 19に、2種類のブラシによって採取した粘液の重さと擦過の往復回数の関係を示す。いずれのブラシも往復回数が増えるほど採取量は増加し10往復程度で飽和した。回転振動を加えた改良型ブラシの採取量は、回転振動のないブラシの3倍程度となり採取量を大幅に増加させることができた。

Fig. 20に10往復させた後のブラシの様子を示す。同図(a)は磁石の無いブラシ、同図(b)は磁石のある改良型ブラシである。磁石の無いブラシでは下部に偏って粘液が採取されているのに対し、改良型ではブラシ全体に粘液が付着している様子が確認される。以上の結果より、ブラシに回転振動を与えながら前後に擦過する提案手法が有用であることが示された。

5.4 カプセルの長軸周りの回転動作の評価

最後に、細胞診ブラシを採取部位に合わせるためのカプセルの長軸周りの回転試験を行った。アンカーが閉じた初期状態のカプセルを500 Paの水圧を加えたブタ小腸内に挿入し、Fig. 6のように対応する回転磁界を印加した。Fig. 21に、カプセルが回転磁界に同期して回転した磁界強度と周波数の条件を示す。0.5 Hzでは2.4 kA/m、1 Hzでは3.2 kA/mの磁界で回転したが、周波数が高くなると回転可能な磁界が少しずつ増加し、5 Hzでは4.8 kA/mが必要であった。位置合わせのためのカプセルの回転は現実的には1 Hz以下で行われると考えられ、3 kA/m程度の磁界でカプセルの回転動作ができることがわかる。

ここで、5.2節で示したアンカーの駆動のための条件 (Fig. 13) とカプセルの回転するための条件 (Fig. 21) を比較し、2つの動作の個別駆動とカプセルの両方向への回転動作について考察する。Fig. 22は2つの動作の駆動条件を合成して表したもので、領域①はアンカーは動かずカプセルだけが回転する条件、領域②はカプセルは回転せずアンカーだけが展開する条件、領域③は両方が動作できる条件、領域④は両方とも動作できない条件を意味する。すなわち、領域①の条件の回転磁界を利用すれば、アンカーを展開する方

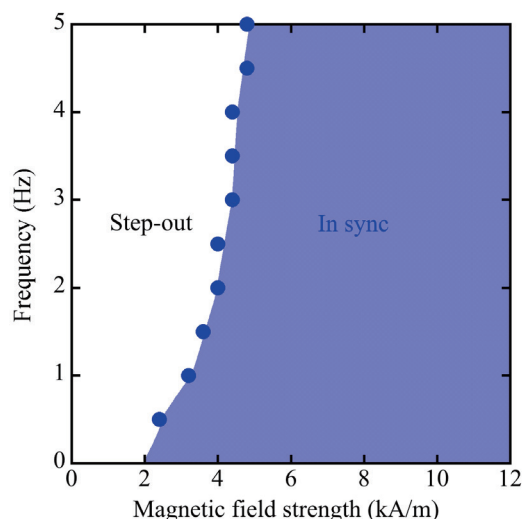


Fig. 21 Magnetic field strength and frequency required for capsule rotation about long axis.

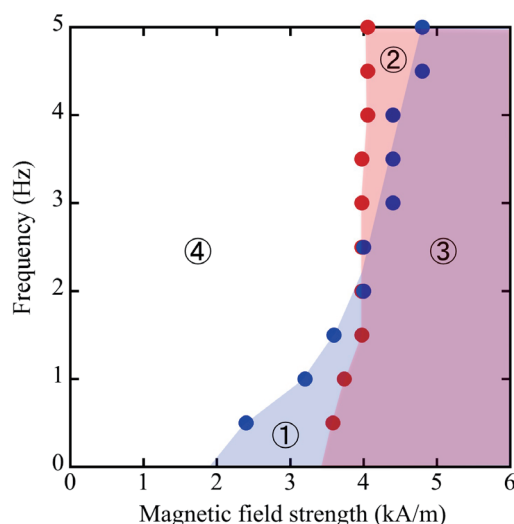


Fig. 22 Magnetic field strength and frequency required for individual operation. In condition range ①, capsule can rotate without anchor extension. In condition range ②, anchor can extend without capsule rotation.

向の回転磁界を与えてもアンカーは展開せずにカプセルの回転だけを独立に行わせることが可能となる。これにより、当初はカプセルの回転動作については一方向のみと想定していたが、両方向に回転できるようになりブラシの位置合わせの操作性が格段に向上すると期待される。また、領域②の条件の回転磁界を利用すればカプセルの回転を抑えてアンカーだけを展開させることができるため、最初に設定したブラシの位置をずらすことなくカプセルをその場に停滞させることが期待される。但し、①と②の領域とも現状では駆動条件の範囲が狭く、確認の実験では動作が不安定だったため、今後は個別駆動のできる条件を拡大する方策が必要である。

6. まとめ

カプセル型医療機器に細胞診の機能を付与するために、外部磁界

で駆動可能な送りねじ型アクチュエータを用いた細胞診ブラシと停滞機構を考案した。市販のカプセル内視鏡内に収まるサイズで設計した試作機は、ブタ小腸を使用した模擬環境下における評価試験において、期待される各種動作が可能であった。また、細胞診ブラシ先端に微小磁石を設置し、擦過時に回転振動を加えることで、ブラシによる採取量を大幅に増加させることに成功した。

今後は、周方向だけでなく小腸長さ方向に対する位置合わせができるよう外部磁界を利用した自走機構の付与を検討する。また、大型化が困難なヘルムホルツコイルを使った現状の磁界発生システムから、カプセルの位置と姿勢を確認するための X 線透過装置との併用が容易な外部永久磁石を回転させる駆動システムへの変更を行う予定である。

謝辞 本研究は、JSPS 科研費 16K06228 及び 19K04353 の助成を受けたものである

References

- 1) G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain: *Nature*, **405**, 417 (2000).
- 2) K. Kong, A. Yim, S. Choi, and D. Jeon: *J. Med. Devices*, **6**, 031004 (2012).
- 3) M. Simi, G. Gerboni, and A. Menciassi: *J. Med. Devices*, **7**, 041009 (2013).
- 4) T. Matsui, S. Murata, and T. Honda: *J. Robot. Mechatron.*, **30**, 292(2018).
- 5) M. Yamashita and T. Honda: *Electron. Comm. Jpn.*, **98**, 27 (2015).
- 6) K. Hajima, M. Yamashita, and T. Honda: *Int. J. Appl. Electromagn. Mech.*, **50**, 167(2016).
- 7) E. Braunwald, A. S. Fauci, D. L. Kasper, S. L. Hauser, D. L. Longo, and J. L. Jameson: *Harrison's Principles of Internal Medicine*, 15th Edition, p.1703 (McGraw-Hill, New York, 2001).
- 8) R. N. Miftahof: *In Silico Biol.*, **5**, 479(2005).

2019年10月8日受理, 2019年12月12日採録