

# カプセル型医療機器への応用を目指した挟持型アンカーの開発

寺本 和裕 本田 崇  
(九州工業大学)

## 1 はじめに

近年、消化管内をワイヤレスで観察できるカプセル内視鏡に診断や治療の機能を付与しようとする研究が国内外で盛んに進められている。その基本となる機能が、カプセルを消化管の蠕動運動に逆らって目的の部位に停滞させるアンカー機能である。従来までのアンカーは拡張型が多く、小腸内圧に打ち勝つ力と 30mm 程度のアンカー先端間距離が求められ、構造が複雑になる問題があった。そこで本研究では、カプセル管体を伸長させて小腸内壁を挟み込むタイプの新規なアンカーを考案し、試作したので報告する。

## 2 素子構成と動作原理

図 1(a)に本研究における初期モデルの素子構成を示す。初期状態においてカプセルの直径は 11mm、長さ 28mm である。その中心軸に、アクチュエータとして両端をブッシュで支えた PC 製ボルト(M2)を配置し、スライダとして PC 製ナット(M2)を取り付けている。ボルトの左端には駆動源として直径方向に磁化された円盤状 NdFeB 磁石( $\phi 8\text{mm} \times 2\text{mm}$ )を固定している。この字に加工した銅線( $\phi 1\text{mm}$ )を用いてボルト右端を管体の中心軸上に固定すると共に、平行の2本の銅線を管体伸長時のガイドとした。また、スライダと右側の管体は固定されている。図 1(b)には、カプセルが最大に伸長したときの様子を示す。カプセルが2つに分割され、全長が 37mm となり、幅 9mm のクランプ部が得られる。図 2 に初期モデルを改良した素子構成(改良モデル)を示す。主な改良点は、管体の分割部の縁にシリコンゴム製のチューブ( $\phi 2\text{mm}$ )を滑り止めとして設置している点である。これは初期モデルの実験結果を受けた改良であるが、その効果については後述する。

図 3 にアンカー機構の動作原理を示す。駆動は、カプセル長軸に垂直な平面内の回転磁界で行う。回転磁界によって発生する磁石の磁気トルクによってボルトが回転し、スライダが右側に移動する。同時に、右側の管体も右側に移動し、クランプ部が得られる。小腸には内圧があるため、小腸がこのクランプ部に落ち込む。その結果、ここで回転磁界を反転させれば小腸内壁を挟み込みカプセルを停滞させることが期待される。

## 3 実験方法と実験結果

本素子の駆動は、3 軸ヘルムホルツコイルを使用し、バイポーラ電源で通電した。電流波形は、ファンクションジェネレータで制御した。また、ヒトの小腸内の環境に近づけるために、ブタの小腸による水圧下での実験を行った。ヒトの小腸内の内圧が 500Pa 程度という文献値を参考に、水深 5cm にて実験を行った。カプセルがその場に留まろうとする力(固定力)はデジタルフォースゲージで測定した。

水圧下におけるアンカー機構の駆動磁界は 600e 以上であり、正常な駆動が確認できた。しかし、初期モデルと改良モデルとも、挟み込もうとすると小腸がクランプから逃げて挟み込むことはできなかった。固定力は、初期状態において 53mN に対し、クランプ開口時での最大固定力は初期モデルで 114mN、改良モデルでは 359mN であった。改良モデルのシリコンゴムの効果は確認されるが、蠕動運動によってカプセルを押し出す力が約 600mN と見込まれるため、今回の実験ではいずれも十分な結果ではなかった。

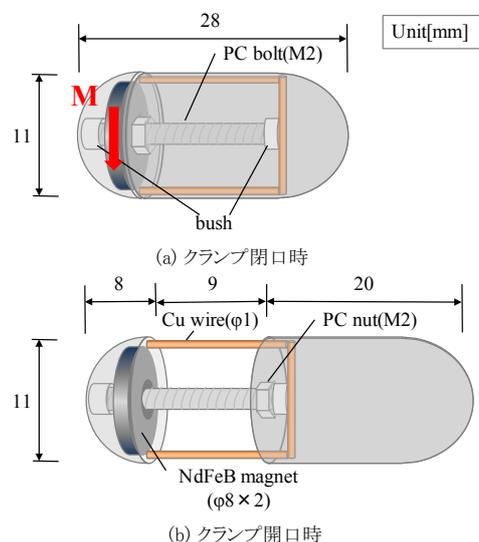


図1 素子構成(初期モデル)

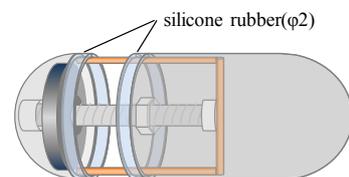


図2 素子構成(改良モデル)

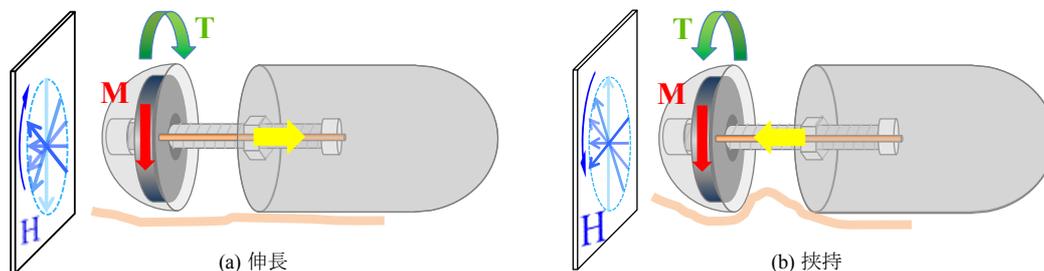


図2 動作原理