

マッキベン型アクチュエータを用いた内視鏡訓練用 ぜん動運動アクチュエータの開発

西嶋 隆 稲葉 昭夫 吉田 敏^{*} 高橋 義人^{**} 鈴森 康一^{***}

A Peristaltic Motion Actuator utilizing McKibben Actuator

Takashi NISHIJIMA Akio INABA Satoshi YOSHIDA^{*} Yoshihito TAKAHASHI^{**}
Koichi SUZUMORI^{***}

あらまし 内視鏡訓練に用いる動的大腸モデルの開発を目指し、筒状モデルの内壁にぜん動運動を生成するアクチュエータを開発した。本アクチュエータは、腸管に存在する輪状筋を模擬したリング状のマッキベン型アクチュエータを複数配列し構成する。リング状のマッキベン型アクチュエータは空気圧を印加することによりリング内径方向に収縮し、これを配列したアクチュエータに順次空気圧を印加することにより、ぜん動運動を生成する。本研究では、考案するぜん動運動アクチュエータの運動解析を行い、アクチュエータ内に物体が搬送される可能性を示した。試作したアクチュエータを用いてぜん動運動を生成し、物体の搬送実験によって、剛体の鉄球、アルミ丸材や柔軟体のスリーブが搬送されることを確認した。本アクチュエータを用いて人の大腸モデルへの適用を検討し、人の大腸を模擬したスリーブに本アクチュエータを適用した。

キーワード ぜん動運動、マッキベン型アクチュエータ、内視鏡訓練

1. 緒言

近年、外科手術や検診において患者の負担を低減するための低侵襲な内視鏡検査・手術や腹腔内外科手術が行われている。中でも内視鏡下での検査や手術は一般的に広く行われ、患者の負担は低減されてきている。一方、このような低侵襲な内視鏡下での検査や手術は内視鏡操作に熟練が要求され、医師、医学生の高度な技術の習得が大きな課題となっている。

このような内視鏡訓練用として、従来、シリコンゴムで作られた実技用モデル^[1]を用いての訓練が行われている。さらにVR技術を取り入れた訓練機器の開発も報告され、そこでは内視鏡操作における力覚を表現可能な「力覚付バーチャル内視鏡システム」の開発^[2]がなされている。

本研究では、より臨場感のある大腸内視鏡訓練機器を開発するため、人の大腸と似ている豚の腸を柔軟に固定化処理したものを訓練機器に導入する。この豚の腸にぜん動運動を発生させるアクチュエータを装着し、訓練時に若干の腸の動きを与えるシステムを付加する。

実際の内視鏡手術では、ぜん動を抑える前処理を行う

ことが殆どであるが、若干の腸の動きも確認される場合がある。また、近年開発されたカプセル内視鏡^[3]においては、ぜん動運動を利用してカプセルを搬送するため、腸管のぜん動運動を模擬するアクチュエータによって、カプセル内視鏡の動きを模擬することが可能となると考えられる。以上を踏まえ本研究では、ぜん動運動可能な大腸モデルを開発することを目的とする。

過去にぜん動運動用のアクチュエータは多く報告されているが^[4-5]、アクチュエータの表面にぜん動運動を発生させるものが殆どである。本報告では腸管のように管内面にぜん動運動を発生するアクチュエータを考案し、試作したアクチュエータの運動解析、ぜん動運動による物体の搬送実験の結果報告、及び人の大腸モデルへの適用について検討する。

2. ぜん動運動用アクチュエータの構造

ぜん動運動用アクチュエータの模式図を図1に示す。アクチュエータはスリーブとその周りに配列したリング状のマッキベン型アクチュエータにより構成する。スリーブはナイロン繊維を編んだものであり、直径方向に収縮すると長さ方向に伸びる性質がある。これは固定化処理した柔軟な豚の大腸を容易に着脱するために設ける。

2. 1 スリーブ

固定化処理した豚の大腸とアクチュエータとの着脱を容易にするためのスリーブを試作した。写真を図2に示す。

* 岐阜大学工学部生命工学科

** 岐阜大学医学部

*** 岡山大学工学部システム工学科

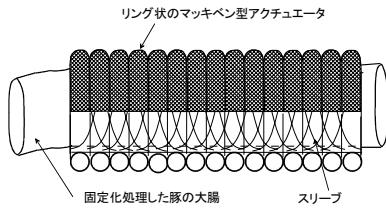


図1 ゼン動アクチュエータの模式図



図2 スリーブの写真

本スリーブ内に固定化処理した豚の大腸を包み込む。スリーブ表面には短冊状にシリコンゴムを塗布することによって、スリーブは形状を保ちながら外力によって柔軟に変形させることができ。また、本スリーブのナイロン繊維はその編み方により、直徑方向に収縮した場合に長さ方向に伸長するため、ゼン動運動を生成する機能も有する。図2は直線状に固定したものであり、長さ約300mm、内径約40mmである。

2. 2 リング状のマッキベン型アクチュエータ

腸管を内径方向に収縮する輪状筋を模擬するためのアクチュエータとして、直線型のマッキベン型アクチュエータをリング状にしたアクチュエータを試作した(図3)。本アクチュエータは外径9mm、内径6mmのゴム管を内径9mm(自然長)のスリーブに挿入し、T字コネクタで接合した。自然長でのリング内径 D_i は約43mm、リング太さ d は約9.3mmである。

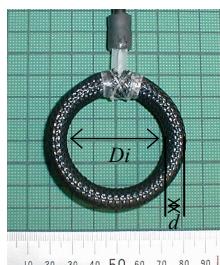


図3 リング状のマッキベン型アクチュエータ

2. 3 ゼン動運動用アクチュエータ

2.1節のスリーブと2.2節のアクチュエータを利用して直線状のゼン動運動アクチュエータを試作した。配列したリング状のマッキベン型アクチュエータの内側にスリーブを挿入した様子を図4に示す。リング状のアクチュエータに順次空気圧を印加することによってスリーブ内面にゼン動運動を生成する。空気圧の印加方法は、リング状のアクチュエータを三本毎に配管し(図5)、図6に示すタイミングで三相の配管の空気圧をON-OFFする(以下、



図4 ゼン動運動用アクチュエータの全体図

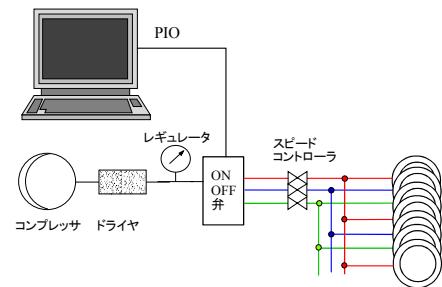


図5 空気圧システムの構成

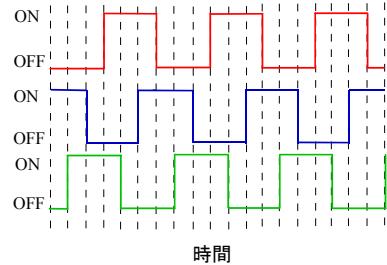


図6 ON-OFF弁タイミング (三相駆動)

この駆動方法を、三相駆動とよぶ)。ゼン動運動による進行波の移動方向は最低限三相駆動することで一意に決めることができる。

ゼン動波の移動速度 u はリング状のアクチュエータの太さを d とすると、 $u=3df$ (f =ON-OFFの周波数) となる。ON-OFFの周波数はゼン動波の速度が実際のゼン動運動のゼン動波の速度である2~3cmとなるように0.8Hzとした。

3. リング状マッキベン型アクチュエータの圧力-形状特性

無負荷時のリング状のマッキベン型アクチュエータの内圧と形状の関係を調べた。図7(a), (b)はそれぞれ内圧が0, 0.5MPa時のアクチュエータの形状を示す。内圧とアクチュエータのリング内径 D_i 、外径 D_o 、太さ d の関係を図8に示す。結果から、内圧の増加とともにリングの太さが増し内径が減少する。したがって複数のリング状のアクチュエータを配列して内径に腸管を通した場合には、内圧の増加によって腸管を狭め、腸の長さ方向に伸びる運動をすることになる。0.6MPaの空気圧を印加した場合、内径方向の収縮率(変化量/自然長)は約33%であった。

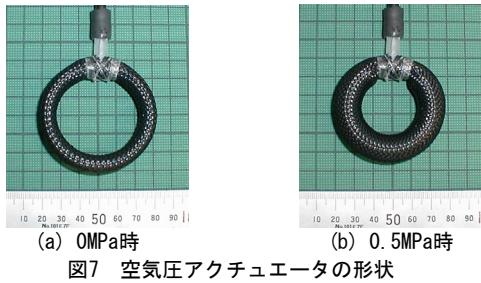
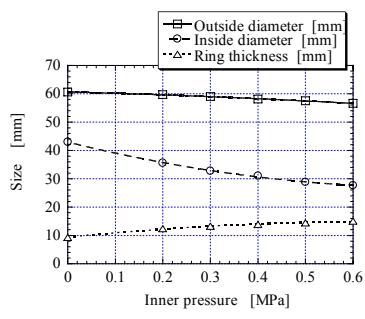
(a) 0MPa時 (b) 0.5MPa時
図7 空気圧アクチュエータの形状

図8 内圧と形状の関係

4. 3相駆動によるぜん動運動アクチュエータ内面の運動

ぜん動運動用アクチュエータの内面の運動について考察する。配列したリング状のアクチュエータの断面模式図を図9に示す。座標軸は同図に定義する。全体を左端で固定し、各アクチュエータを左から $i=1,2,3\dots$ とし、それぞれの内面の点 P_i の時間 t に対する軌跡を求める。考察に先立ってリング状のマッキベン型アクチュエータをON-OFF弁によって駆動した時の内径を実測した。計測はポテンショメータを用いた。結果を図10に示す。結果をもとに、リングの内径はおおよそ正弦波状に変化すると仮定する。

各リング状のアクチュエータは三相駆動により三本毎に同じ動作をし、 $i=3n-2$ ではリング状のアクチュエータ太さ $d_i=\alpha+\beta\sin(\omega t)$ 、内径は $D_i=\gamma+\varepsilon\sin(\omega t+\pi)$ で変化すると仮定すると、

$i=3n-1$ では $d_i=\alpha+\beta\sin(\omega t-2\pi/3)$ 、 $D_i=\gamma+\varepsilon\sin(\omega t+\pi-2/3\pi)$ 、

$i=3n$ では $d_i=\alpha+\beta\sin(\omega t+2\pi/3)$ 、 $D_i=\gamma+\varepsilon\sin(\omega t+\pi+2/3\pi)$ と表される($n=1,2,\dots$)。

アクチュエータ内面の点 P_i ($i=1,2,3\dots$)の軌跡は時間 t に対

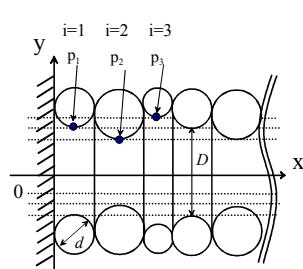


図9 アクチュエータの断面模式図（座標定義）

し、 $i=3n-2$ では、

$$(x, y) = \left(\frac{2i-1}{2}\alpha + \frac{\beta}{2}\sin\omega t, \frac{\gamma}{2} + \frac{\varepsilon}{2}\sin(\omega t + \pi) \right),$$

$i=3n-1$ では、

$$(x, y) = \left(\frac{2i-1}{2}\alpha + \frac{\beta}{2}\sin(\omega t - \frac{2\pi}{3}), \frac{\gamma}{2} + \frac{\varepsilon}{2}\sin(\omega t + \frac{\pi}{3}) \right),$$

$i=3n$ では、

$$(x, y) = \left(\frac{2i-1}{2}\alpha + \frac{\beta}{2}\sin(\omega t - \frac{2\pi}{3}), \frac{\gamma}{2} + \frac{\varepsilon}{2}\sin(\omega t - \frac{\pi}{3}) \right),$$

($n=1,2,\dots$)

となる。試作機では図8の結果から0.6MPa印加時における $\alpha=12.2\text{mm}$ 、 $\beta=2.9\text{mm}$ 、 $\gamma=27.8\text{mm}$ 、 $\varepsilon=5.1\text{mm}$ である。

これらを基に各点 P_i ($i=0 \sim 5$)の1周期分の軌跡を図11に示す。各点 P_i は梢円運動をするが、 P_3 のように一部梢円運動をしない節の部分もあると考えられる。各点の間の部分では中間的な運動をすると考えられる。

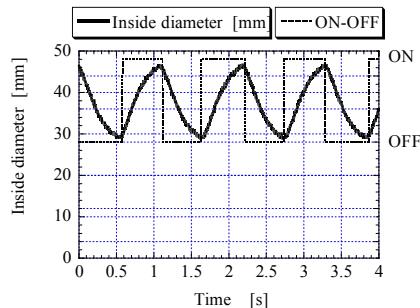
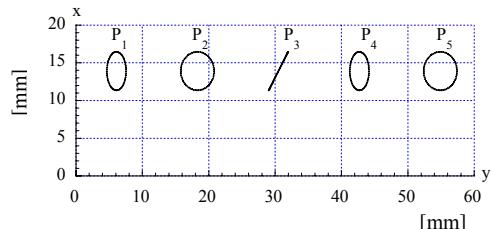


図10 電磁弁ON-OFF時のリング内径

図11 各点 P_i の軌跡 ($i=1 \sim 5$)

5. ぜん動運動による搬送実験

ぜん動運動アクチュエータ内部に剛体の直径11mmの鉄球、直径10mm、長さ400mmの円柱状のアルミ棒、および柔軟体の円筒状のスリーブの表面にシリコンゴムを塗布したものの3種類の物体の搬送実験を行った。アクチュエータの内圧はOFF時に0MPa、最大時に0.6MPaとなるように設定し、ON-OFF周波数を0.8Hzとした。

結果、鉄球は毎秒約3cm、アルミ棒とシリコンゴムを塗布したスリーブはそれぞれ毎秒約0.14cm、0.11cmで搬送された。また、アルミ棒とシリコンゴムを塗布したスリーブは鉄球が搬送される方向と逆方向に搬送された。搬送実験の様子を図12に示す。

鉄球は重力によってぜん動波の窪みの進行する方向に



図12 搬送実験の様子

搬送されるため移動速度が速く、この速度はぜん動運動による進行波の速度とほぼ一致する。アルミ棒やシリコングムを塗布したスリーブは、ぜん動波の波長より長い物体であるため、4章で考察したようにアクチュエータ内面の橈円運動と物体表面の摩擦によって搬送されたと考えられる。

6. 人の大腸モデルへの適用検討

本研究の目的である内視鏡訓練用の大腸モデルへの適用を検討した。人の大腸の大きさを想定し長さ約1.5m、直径約40mmの大腸の形状を模擬したスリーブを試作した。スリーブの周囲には63個のリング状のマッキベン型アクチュエータを配置した(図13)。

大腸のぜん動運動は主に輪状筋が収縮してできるくびれが口側から肛門側に移動する運動である^[6]ため、この運動を模擬するためには各リング状のアクチュエータに電磁弁を設ける必要がある。本ぜん動運動アクチュエータを用いた場合、このような運動は機構的には可能であると考えられるが、必要となる電磁弁の数は多くなる。今回は、電磁弁の数の都合上、三相駆動による配管とした。

内視鏡訓練時には本アクチュエータ内に柔軟に固定化処理した豚の大腸を挿入することになる。通常、豚の大腸モデルは柔軟であるためつぶれているが、内視鏡の送気によって大腸を膨らませると、豚の大腸はスリーブと接触することでアクチュエータの運動が伝わると考えられる。本アクチュエータを用いた内視鏡訓練装置による評価方法に関しては今後の課題である。

図13 人の大腸を模擬したスリーブに適用した
ぜん動運動アクチュエータ

7.まとめ

内視鏡訓練用に用いるための動的大腸モデルの開発を目指して、筒状の管内壁にぜん動運動を生成するアクチュエータを考案・試作した。

輪状筋を模擬したリング状のマッキベン型アクチュエータの特性を調べ、0.6MPaの空気圧を印加した場合、内径方向の収縮率(変化量/自然長)は約33%であった。

配列した複数のリング状のマッキベン型アクチュエータの動きを解析し、実験によって本ぜん動アクチュエータによって剛体の鉄球、アルミ材、柔軟体のスリーブが搬送されることを確認した。

人の大腸を模擬したスリーブを試作し、本アクチュエータを適用した。柔軟に固定化処理した豚の大腸を用いた内視鏡訓練用の大腸モデルとしての評価方法については今後の課題である。

文 献

- [1] 大腸内視鏡モデルI-B型カタログ、株式会社高研(2002).
- [2] 生田幸士、竹市正樹、並木隆生：力覚付バーチャル内視鏡システム、日本ロボット学会誌、Vol.18, No3, pp.366-373(2000).
- [3] 丸山次郎、原山広一郎：カプセル内視鏡NORIKA3、精密工学会誌、Vol.69, No.5, pp.611-612(2003)
- [4] 鈴森康一、堀光平、宮川豊美、古賀章浩：マイクロロボットのためのアクチュエータ技術、コロナ社, pp.96-104(1998).
- [5] 石川佳延、仕入英武：“多孔弹性平面体による蠕動アクチュエータの開発”，日本ロボット学会学術講演会, pp.329-330(1995).
- [6] 岩瀬善彦、森本武利、“やさしい生理学”改訂第3版, pp.76, 南江堂(1997).