Experimental study of medical device in an intestine

○ 世本 敏高 (京大) 准 葭仲 潔 (京大)
正 池内 健 (京大)

Toshitaka SEMOTO, Kiyoshi YOSHINAKA,
Ken IKEUCHI

Institute for Frontier Medical Science Kyoto University
Shogoin 53, Kawahara-cho, Sakyo-ku, Kyoto

This paper describes a new low invasive method to drive a medical device with a spiral-ribbed impeller, which converts rotation to axial motion hydro dynamically using mucus. We measured the thrust force and total friction during the propulsion of the device as the differences of the curvature of an organic tube. As a result, both the total friction and the thrust force increased as the reduction of radius of the curvature. However, the thrust force was larger than the total friction. The reason for this, we think, was the reduction of the thickness of the fluid film between an organic wall and a spiral-ribbed impeller. In addition, the thrust force increased largely in increasing the rotation velocity of the ribbed impeller.

Key words: medical device, medical robot, intestine, impeller

1, はじめに

現在, 低侵襲な診断治療方法として, 内視鏡やカテーテルがよく使われている。しかし, 内視鏡やカテーテルのように管後方から押すことによって, 曲がりくねった経路を経て体内の深部に誘導するのは困難である。そこで我々は特に推進機構に着目し, 生体を損傷しない推進機構を有した機器の開発に取り組んできた⁽¹⁾⁽²⁾。現段階で我々が考案しているのは, 先端に回転機構を備えた内視鏡や, 回転機構自体を有した小型推進機器である。これまでの研究で, 機器が移動する際に生じる抵抗力をコントロールことが重要であることが分かった。しかし前回までの研究では, 機器が直線状の消化管内を推進するという条件のみであった。無論, 実際の消化管は複雑に屈曲しており, さきの条件では不十分である。そこで今回我々は, 消化管の曲率半径を変化させて, 機器に生じる推進抵抗力の相違を計測したので報告する。機器に

は以前開発した流体潤滑を応用した回転によるスパイラルリブ型⁽²⁾を用いた。

2, 実験方法

実験装置概略図を図1に示す。

本実験では, 実際の消化管を体外モデルで実現するための予備実験としてビニル管を用いた。使用したビニル管は内径9mm, 厚み2mmである。ビニル管はアクリル板上に固定されており, 曲率半径に関しては $R=100\text{mm}$, 200mm , 300mm 及び, 直線である。ビニル管の挿入口付近の中心軸とインペラーの中心軸が一致するように, ビニル管の先端50mmを直線状にした。

ビニル管の内部には, インペラーとビニル管の壁面を非接触に保つため, 粘液を使用した。使用した粘液はシリコンオイルで, 粘度 $1.0\text{Pa}\cdot\text{s}$ である。

使用したインペラーは, 直径8mm, 軸方向長さ5mm, リブ高さ0.6mm, リブ幅0.4mmで, 周方向ピッチが40度, 傾き

が 45 度でステンレス製のものである。インペラーは超弾性ワイヤーを介して動力源の直流のモーターに結合されている。

モーターは、リニアベアリングに固定されており、回転軸には、トルクを増幅するための減速ギアを取り付けている。駆動には直流電源を用い、モーターの回転数は 30rpm, 60rpm, 90rpm, 及び非回転である。

機器に生じる力の計測にはロードセルを用いた。ロードセルは、リニアスライダのシャフトに固定されており、センサー部はモーターに結合されている。本実験でのリニアスライダの移動速度は 1mm/sec である。

Fig.1 Experimental apparatus

3. 結果及び考察

図2にインペラー非回転時の機器に生じる挿入抵抗を示す。挿入抵抗は、管の曲率半径の減少に伴い顕著に増加した。消化管の曲率半径 $R=100\text{mm}$ での挿入抵抗は、消化管を直線状と仮定した従来の場合に比べ、約 4 倍に増加した。

図3にインペラーを 30rpm で回転させたときの挿入抵抗を示す。曲率半径 $R=100\text{mm}$ での挿入抵抗は、インペラー非回転時と比較するとおよそ 70%減少した。直線状、及び各曲率半径、いずれの場合においても、推進抵抗が顕著に減少している。

図4にインペラーの回転数を変化させたときの機器の推進力を示す。各曲率半径において、インペラーの回転数の増加に伴い推進力は増加したが、回転数が 60rpm と 90rpm では大きな差はみられなかった。これは、回転数の増加に伴いインペラーと粘液間にキャビテーションが発生したためであると考えられる。また、管の曲率半径の減少に伴い、推進力が増加した。この原因としては、管の曲率半径の減少に伴い、インペラーに対する超弾性ワイヤーのたわみによる反力が大きくなり、結果として

粘液を介した状態での管壁面とインペラーとのすき間距離が小さくなったためであると思われる。

今後は、実際の消化管を体外モデルで実現し、実験を行う予定である。

Fig.2 Curvature vs. Total friction (0rpm)

Fig.3 Curvature vs. Total friction (30rpm)

Fig.4 Rotation speed vs. Total friction

参考文献

- (1) 池内 健, 葭仲 潔 ほか: 摩擦制御を利用した推進機構, 第 11 回バイオエンジニアリング講演会, pp320-321(1999)