

論文 / 著書情報  
Article / Book Information

論題	ワイヤ駆動による細径化された能動内視鏡と能動カテーテルの試作
Title	Prototypes of the wire-driven thin active endoscope and catheter
著者	武市将, 鈴森康一
Author	Masashi Takeichi, Suzumori Koichi
掲載誌/書名	ロボティクス・メカトロニクス講演会2015 予稿集, Vol. , No. , pp.
Journal/Book name	Proceedings of the 2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, Vol. , No. , pp.
発行日 / Issue date	2015, 5
URL	<a href="http://www.jsme.or.jp/publish/transact/index.html">http://www.jsme.or.jp/publish/transact/index.html</a>
権利情報 / Copyright	本著作物の著作権は日本機械学会に帰属します。
Note	このファイルは著者（最終）版です。 This file is author (final) version.

# ワイヤ駆動による細径化された能動内視鏡と能動カテーテルの試作

## Prototypes of the wire-driven thin active endoscope and catheter

○学 武市 将 (東工大) 正 鈴森 康一 (東工大)

Masashi Takeichi, Tokyo Institute of Technology, takeichi.m.aa@m.titech.ac.jp  
Koichi Suzumori, Tokyo Institute of Technology

Now, minimally invasive treatments have a key role in medical care. Especially, an endoscope and a catheter occupy an important place. It is important to make their diameter smaller to expand the range of treatment. As they are inserted into the blood vessels or the alimentary canals, development of them that have bending mechanism in their tips can improve the operability and reduce the operation time. Therefore, we have made the prototypes of the small diameter endoscope and catheter. We have used the spring as these frameworks of the bending mechanism to simplify these structures. These can be bend in all directions by controlling the wire tensions. And, we have developed bending motion controller. This controller has 2 handles. One handle can control the bending angle. The other handle can control bending direction.

**Key Words:** Micro-Mechanism, Endoscope, catheter, wire-driven,

### 1. 緒言

近年、医学の進歩で患者の負担をなるべく少なくした低侵襲治療が広く普及・発展している。メスなどを使い体の一部を切り開いて行う必要がある従来の大規模な外科手術ではなく、体の数か所に小さな穴をあけて行う内視鏡外科手術やカテーテルを用いて血管の塞栓や拡張、血栓の溶解を行う血管内治療がその例である。低侵襲治療は、手術における患者の負担を少なくするだけでなく、外気に触れにくい感染リスクなどのリスクを低下できる、術後の回復が早まることで入院期間が短縮できるといった利点もある。このような低侵襲治療では内視鏡やカテーテルが極めて重要な役割を担っている。これらは体の血管や消化管を通して施術部へ到達するのでこれらの細径化は新たな治療方法の提案・治療範囲の拡大を意味する。今回は、排尿時に尿道内を観察することで見つけることができる膀胱癌の検査のために、排尿を阻害しない外径 1.0mm の軟性鏡の開発を主たる目的とし、同時に機構が同じである能動屈曲カテーテルの細径化も目指した。

ワイヤ駆動による能動内視鏡は現在製品化されている中で最も細径なものは外径 2.0mm[1]である。ワイヤ駆動による低侵襲治療器具は数多く存在する[2]~[4]が、どれも外径 2mm 以上のもので、これ以上細径化されたものは出てきていない。細径化された例として、形状記憶合金を利用して駆動する外径 1.2mm[5]の能動カテーテルがあるが、電気を流すので万が一漏電したときの危険性が問題である。また、水圧を利用して駆動する外径 0.4mm[6]の能動カテーテルもあるが、屈曲角度が小さい、チューブと駆動部分が同一なので使用方法に制限があるといった問題がある。ワイヤ駆動による屈曲はワイヤ張力による座屈を防ぐために堅牢な構造にしなければいけないので細径化には限界があるが、今回は骨格としてばねを用い、非常にシンプルな構造にすることで細径化を実現している。

### 2. 設計・製作

本研究で開発する内視鏡は図 1 のようなワイヤ牽引兼制御部であるコントローラ・ワイヤ張力とファイバ映像を伝達するチューブ・先端屈曲機構からなる。本研究では、屈曲機構とコントローラの設計を行った。

屈曲機構としては、図 2 のように骨格となるばねの周囲に 3 本のワイヤを 120 度ずつ配置し、それぞれの張力を調整することで曲げられるものを作製した。骨格となるばねには、内視鏡として内部にイメージファイバを挿入することを考えた外径 0.92mm、高さ 6.3mm、線径 0.12mm、20 巻きのばねを、カテーテルとして内部にチューブを挿入することを考えた外径 0.6mm、高さ 3.9mm、線径 0.1mm、20 巻きのばねを選定した。以後それぞれのばねをモデル 1、モデル 2 と呼ぶ。まとめたものを表 1 に示す。ワイヤを端部に固定する方法としては、スペースを取らずに強力で固定できる方法を考え、ばね内部を通ったワイヤを先端のばねの線にひと巻きさせて再びばね内部を通るといった方法にした。図 3 にモデル 1 とモデル 2 の先端の様子を示す。モデル 1 では内部に直径 0.5mm 以上の空間が、モデル 2 では内部に直径 0.27mm 以上の空間があることが確認できた。

コントローラは屈曲角度変更のためのハンドル、屈曲方向変更のためのハンドル計 2 つを取り付けたものを開発した。開発したコントローラの仕組みを図 4 に示す。2 つのハンドルを動かすことで、グリップの上下方向の移動とコントローラ中心軸まわりの回転が制御できる。アクリル板には復元力をもたせてあるので、グリップは常にアクリル板と接触するようになっており、グリップを制御することでアクリル板も制御できる機構にした。アクリル板の周囲 120 度ずつに先端の屈曲部へ繋がるワイヤを固定してあるので、アクリル板を傾けることによってワイヤの張力が変化し、屈曲部であるばねが曲がるという仕組みになっている。

Table1 Specification of the spring for use as bending mechanism

	Use	Outer diameter	Wire diameter	Length	Winding number
Model1	Endoscope	0.92mm	0.12mm	6.3mm	20
Model2	Catheter	0.60mm	0.10mm	3.9mm	20

### 3. 有限要素法による解析

#### 3.1 ばねの屈曲動作の基礎特性に関する解析

有限要素法である ANSYS を用いてばねの曲げに関する基礎的な知見を得るために解析を行った。評価項目として、ばねが曲がったときの曲げ角度と曲率半径がワイヤ張力・ばねの巻き数とどのような関係にあるのか調べた。その結果が次の図 5,6 である。このとき、張力を大きくしていく過程でばねどうしが接触してしまうモデル 1 では 0.5[N]以降の値、モデル 2 では 0.6[N]以降の値を除いてある。このことから、ばねの曲げ角度は巻き数とワイヤ張力に比例し、曲率半径は張力に関係するが巻き数には依存せずそのばねの特性に応じて一定であることがわかった。またこの結果より、ばね定数と曲率半径  $r$  と曲げ角度  $\theta$  に何らかの関係性があるのではないかと考え (1),(2) のような式を立てたところ、解析結果とほぼ一致することが分かった。ここで、 $k$  は一巻き時のばね定数、 $d_0$  はばねのピッチ、 $f$  はワイヤ張力、 $r_0$  はばね半径を表す。

$$r = \left( \frac{2kd_0}{f} - 1 \right) r_0 \quad (1)$$

$$\theta = 2 \sin^{-1} \left( \frac{f}{4kd_0} \right) \quad (2)$$

また、モデル 1 の内部に外径 0.60mm、1 万画素のイメージファイバを挿入した場合について曲がるか確認したところ、ワイヤに 10N の負荷をかけたところ 20 巻きのばねについて先端が約 5.6 度曲がることわかった。この場合とは別に画素数が同じでより細径な外径 0.45mm のイメージファイバを用いた場合では先端が約 19 度曲がることわかった。モデル 2 の内部に外径 0.3mm、内径 0.2mm のシリコンチューブを挿入した場合についても解析した。ワイヤに 0.2N の負荷をかけたところ 20 巻きのばねについて先端が約 70 度曲がることわかった。解析結果を図 7 に示す。

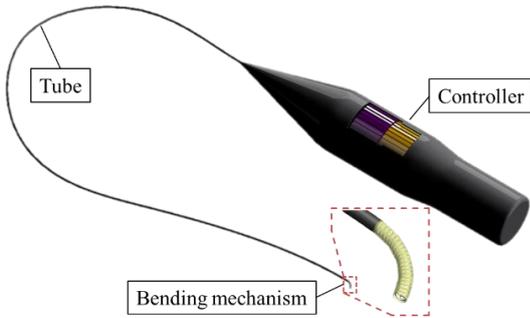
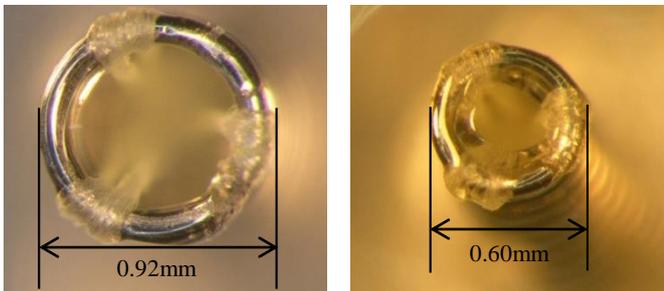


Fig.1 Image picture of the developed endoscope



Fig.2 Magnified figure of the tip bending mechanism



Model 1

Model 2

Fig.3 Magnified figures of the spring tips

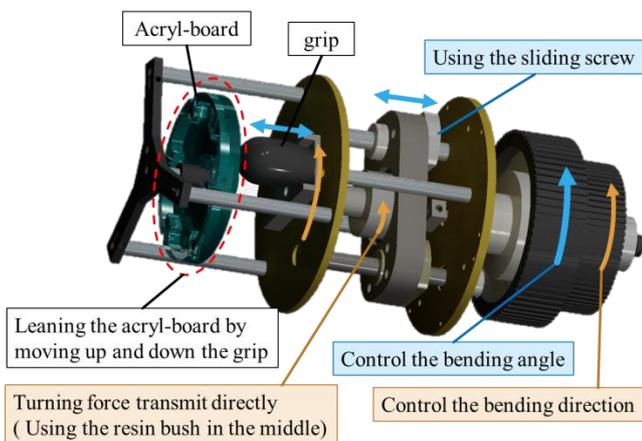


Fig.4 Mechanism of the developed controller

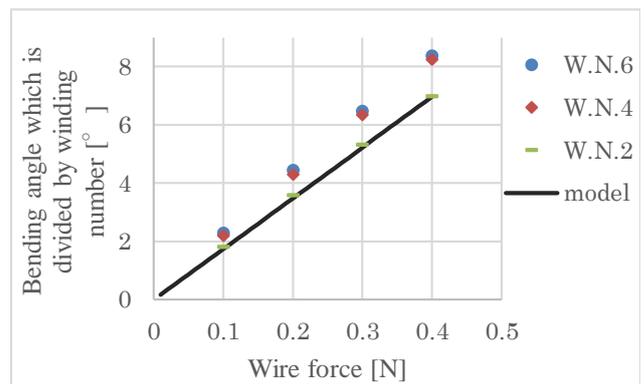


Fig.5 Relationship between bending angle and wire force (W.N. : Winding number)

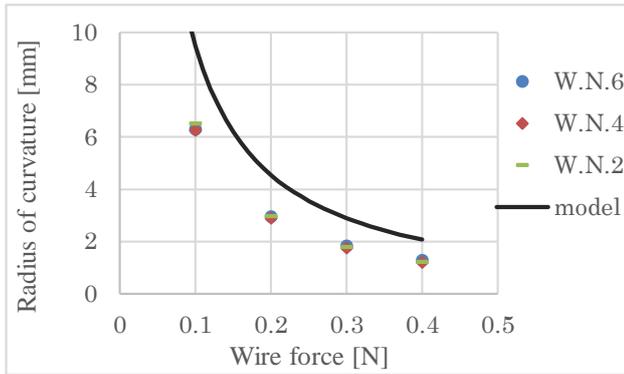


Fig.6 Relationship between radius of curvature and wire force (W.N. : Winding number)

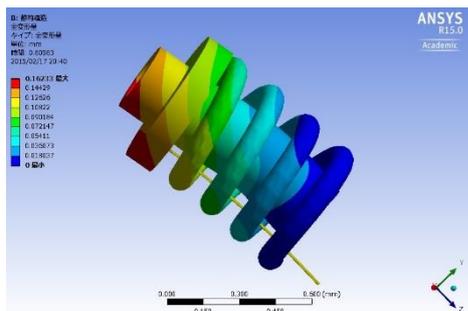


Fig.7 FEM analysis (Bending the spring in which the tube is inserted by the wire)

#### 4. 実験

モデル 1 のばねの先端にワイヤを取り付け曲げられるのか確認した。実際にワイヤを引張り曲げている様子を図 8 に示す。同様な実験をモデル 2 についても行った。その様子を図 9 に示す。大きさの比較対象として横幅約 5mm の米一粒を並べている。両方ともに意図した方向への屈曲動作が実現できた。また作製したコントローラを用いて実験を行ったところ、図 10 のように大きなハンドルで曲げ角度を変更し、小さなハンドルで曲げ方向を変更できることが確認できた。今回コントローラの先端にはモデル 1 のばねを取り付けている。



Fig.8 Model 1 which can be bend in all directions (outer diameter:0.92mm)

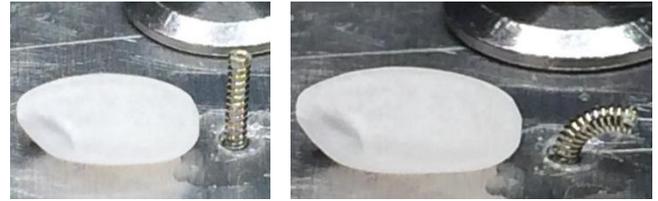


Fig.9 Model 2 which can be bend in all directions (outer diameter:0.60mm)

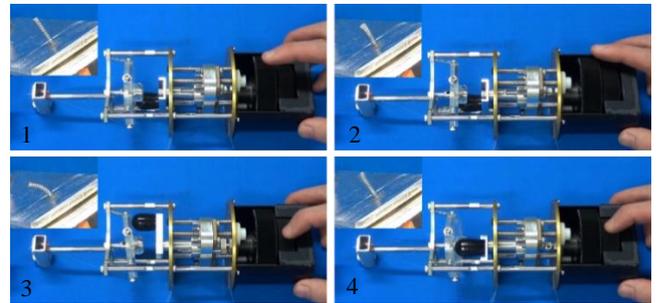


Fig.10 Bending experiment using the developed controller (1,2:changing the bending angle by the large handle, 3,4:changing the bending direction by the small handle)

#### 5. 結論

- 外径 0.92mm と 0.60mm のばねを用いたワイヤ駆動による任意の方向への屈曲動作が確認できた。
- 有限要素法による解析によればばねの屈曲に関する基本的な特性が理解できた。具体的には、曲げ角度は巻き数とワイヤ張力に比例し、曲率半径は巻き数に依存しないことが確認できた。
- 曲げ角度の変更と曲げ方向の変更を独立して行う従来のワイヤ駆動にはない屈曲機構コントローラを作製し、良好な動作を確認できた。

#### 文献

- [1] KARL STORZ, "Stöpler -Karl Storz Karl Storz Flexoscope STZ K02008AF1," Available:<http://shop.stopler.nl/karl-storz-flexoscope-stz-k02008af1>. [アクセス日: 29 1 2015].
- [2] H. Yamashita, K. Matsumiya, K. Masamune, H. Liao, T. Chiba, T. Dohi, "Multi-DOFs Bending Manipulator for Intrauterine Surgery", J.JSCAS 7(3), pp.509-510, 2005.
- [3] 原田香奈子, 坪内広太, 千葉敏雄, 藤江正克, "Open-MRI 下における低侵襲胎児手術用マニピュレータの開発", J.JSCAS 6(3), pp.281-282, 2004.
- [4] P. Breedveld, J. S. Scheltes, E. M. Blom and J.E.I. Verheij, "A New, Easily Miniaturized Steerable Endoscope", IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, pp.40-47, 2005.
- [5] Y. Haga, M. Esashi, "Small Diameter Active Catheter Using Shape Memory Alloy Coils" *IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines*, vol.120, pp.509-514, 2000.
- [6] 池内真志, 生田幸士, "MeME プロセスを用いた極細径能動カテーテルの提案と実証(医療・福祉ロボティクス・メカトロニクス)", ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2007, "1A2-J09(1)"-"1A2-J09(2)", 2007.