J161041

**能動力カテーテルの研究
(血流に対応する能動力カテーテルの開発)**野澤 拓哉^{*1}, 中里 裕一^{*2}, 遠山 茂樹^{*3}**Study of active catheter
(Development of the activity catheter corresponding to a blood flow)**Takuya NOZAWA^{*1} and Yuichi NAKAZATO and Shigeki TOYAMA^{*1} Graduate school Nippon Inst. Tech Graduate School of Engineering
Benten1-26-40, Soukashi, Saitama, 340-0004Japan

The heart disease and stroke in Japanese three major causes of death are cardiovascular disease, and there is a treatment catheter to treat them. However, the success will depend on the experience and technology of the caster. In addition, in recent years, necessity and importance of micro-robot has been improved in the fields of medical care by the development of micro devices, the introduction of nanotechnology, and so on. The authors have developed an in-pipe traveling micro-robot as active catheter which move by expansion and contraction of the balloon pressure. In this report we focuses to the blood flow. Because the impact for blood flow is greater in the process of moving, we improve the process of expansion and contraction in active catheter and experiments of behavior of active catheter. As a result, we obtained the moving speed of 2.03mm / s under a flow rate of 40cm / s.

Key Words :In-pipe Robot , Micro Robot , Peristalsis , Blood Vessel , Intravascular , Minimally Invasion**1. 緒 言**

日本人の三大死亡原因の内 2 つである心臓病と脳卒中は、全死亡数はおよそ年間 30 万人にも及ぶ⁽¹⁾。その治療に低侵襲性治療の一つであるカテーテル治療がある。しかし、ガイドワイヤーを使用するカテーテルの挿入は困難であり、試行錯誤で行われるため手術時間は 5～6 時間にも及ぶ⁽²⁾。そこでマイクロロボット技術を応用し、患部までの移動及び治療行為を自動で行う能動力カテーテルの開発を行っている。

筆者らは一連の研究で患部までの移動や治療行為を自動で行い、術者・患者双方の負担を軽減するための能動力カテーテルとしての血管内走行マイクロロボットを開発している⁽³⁾。移動機構は水圧バルーンの膨張・収縮によるぜん動運動であるため、血流による影響は大きいと考えられるが、一連の研究において血流を想定した研究は行われていなかった。本論文では血流に対応する能動力カテーテルとしての血管内走行マイクロロボットの開発を目的とし、能動力カテーテルの血流に対する影響やその対策に関して検討したので報告する。

2. 血管内走行マイクロロボットの移動機構

能動的カテーテルとしての血管内走行マイクロロボットにおける移動機構には、次のような制約がある。

- (1) 小型であるため、回転機構など複雑なものを高精度に製作することが難しい。また、寸法効果により回転軸 - 軸受間の摩擦が大きく影響する。
- (2) 血管内で使用するため、血管内壁を傷つけるような機構は用いることができない。また、ひだや弁といった起伏や粘液(血液)などが移動の障害として存在する。

^{*1} 精密工学学会 Web 会員, 日本工業大学院 工学研究科 (〒340-0004 埼玉県草加市弁天 1-26-40)^{*2} 正員, 日本工業大学^{*3} 正員, 東京農工大学

E-mail: takuya19880729@yahoo.co.jp

ここで、生物界における移動機構に注目すると、一部の昆虫や微生物は粘膜や微細な毛などの摩擦を利用して、上記の問題を解決できるような移動を実現していることがわかる。

これらのことから、ロボット表面と管内壁との摩擦を利用する移動機構を考案した。動作の様子を模式的に表したものを図1に示す。

考案した移動原理は図1に示すように血管壁との摩擦を利用した水圧バルーンの膨張・収縮による、ぜん動運動である。

Fig.1 Principle of the peristaltic movement

3. 設計・開発

3・1 圧送流体の選定

ロボットを駆動する流体には生体への適合性を考慮し、生理的食塩水を採用した。これにより血管内にてロボットが破損した場合でも、患者へ及ぼす影響を最小限に抑えられる。

3・2 流体圧送機構

食塩水の圧送・吸収をする機構として、ステッピングモータとボールネジで構成される電動スライダに注射器を組み合わせたアクチュエータを考案、製作した。これを2系統並列に配置したものの概要図を図2に示す。ロボットはシリコンゴムチューブ(内径1mm, 外形2mm, 長さ1m)を介してアクチュエータに接続され駆動力を得る。

Fig.2 Outline of actuator system

3.3 ロボットの推進機構

推進機構の内部構造を図3, 図4に示す。

図3のように各節の膨張・収縮をそれぞれ別のアクチュエータによって操作するものを「2圧送管式」と名付けた。タイミングを適切に制御することで、前進だけでなく後退することも可能である⁽⁴⁾。

図4のように1つのアクチュエータで各節の膨張・収縮を行うものを「1圧送管式」と名付けた。圧送管数を減らす事ができ、節数を増やす事も容易である⁽³⁾。

本研究では、1圧送管式の特徴を組み込んだ2圧送管式を開発した。その概要図, 外観を図5, 図6に示す。本機構は節数を増やす事で移動速度の向上を図り、タイミングを適切に制御することで後退運動も可能な機構である。本研究では上記に示した2圧送管式を推進機構とする。

Fig.3 Schematic illustration of two force feed tube type

Fig.4 Schematic illustration of one force feed tube type

Fig.5 Schematic illustration of improved type

Fig.6 Appearance of in-pipe micro active catheter

4. 血流に対応する移動原理

図1に示す移動原理では(a),(e)の状態の時内壁に圧力を掛けないため摩擦力が働かない, また, 進行方向と逆向きの血流がある場合, 本機構の前進運動が阻まれる可能性がある。そのため本研究では血流に対応する移動原理を提案する。提案した移動原理を図7に示す。この移動原理は図1に示す移動原理と同じようにバルーンの膨張・

収縮で生じるぜん動運動を利用したものだが、常に内壁に圧力を掛け続けているようにした。そのため摩擦がある程度確保出来るので水流中でも保持が出来るものと予想される。

Fig.7 Principle of improved peristaltic movement

5. 移動原理の動作実験

血流を想定した移動原理の動作実験及び血液を逃がす機構である貫通口の2項目の実験を、水流を用いて行った。図6で示した管内走行マイクロロボットを図7に示した移動原理を用いて動作実験を行った。実験環境を表1に示す。実験方法として流速は40cm/s、実験方法はポンプを用いて水を規定流量送り続ける。その中でロボットを図2に示したアクチュエータを用いて動作させ、測定距離を10mm、20mmにし、それぞれ3回ずつ測定した。結果を図8に示す。測定距離10mmでは平均1.97mm/s、20mmでは平均2.09mm/sの移動速度が得られ、全体平均では2.03mm/sの移動速度が得られた。

Table.1 Experiment environment

Simulated blood vessel	8mm inner,1mm think silicone tubes
Fluid	Water
The flow velocity	40cm/s

Fig.8 Experimental result

6. 結論

血流を想定した研究の第一歩として、血管内に進行方向と逆向きの水流がある状態で移動実験を行った。動作実験では流速 40cm/s の環境下で 2.03mm/s の移動速度が得られたのを確認した。しかし、実際の想定箇所である大腿動脈の血流は 50cm/s であり、また血液粘度は 5mPa・s と水の粘度と違うため、直ちに血流に対応できたと結論づけるものではない。今後も 7 章で示す各実験を行う必要がある。

7. 今後の研究

今回の実験で流体は水を使用した。粘度が違うため合わせる必要がある。また、今回行った実験装置では 50cm/s の流速を出せなかったため、実験装置の改良を行う。

血管には血流の他にも多数の凹凸や分岐点が存在する。血管内径も均一でないため、これらの状況の対応が必要である。そのため、今後は能動カテーテルの小型化・高性能化を行っていく。

参考文献

- (1) 厚生労働省, “平成 22 年 人口動態統計月報年計(概数)の概況”, 白書
- (2) 福田敏男, 新井史人, 根来真, 小黒啓介, GUO S, “能動カテーテルシステムに関する研究 多自由度カテーテルの構造, 実験結果と動作特性の評価”, 日本ロボット学会誌, Vol.14 No.6(1996), pp62-77
- (3) 野澤拓哉, “能動カテーテルの研究”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2012 講演論文集 (CD-ROM), (2012), 2P1-S05
- (4) 加藤優太, “ぜん動運動型能動カテーテルの研究”, 精密工学会大会学術講演会講演論文集, 秋季(CD-ROM)(2012) ROMBUNNO.K08