

管内走行マイクロロボットの血流に対応した機構の開発

Development of the mechanism of in-pipe mobile robot corresponding to the blood flow

○ 川中和貴(日本工大) 中里裕一(日本工大)

遠山茂樹(東京農工大) 大音師真澄(日本工大) 加藤優太(日本工大) 野沢拓哉(日本工大)

Kazuki KAWANAKA, Yuichi NAKAZATO,
Shigeki TOYAMA, Masumi OOTOSHI, Yuuta KATO, Takuya NOZAWA

Abstract: The patient's load is requested from reduction minimally invasion on a clinical site. This study has aimed at the development of the In-pipe Micro Robot thought that the examination in the blood vessel and the removal of the tumor, etc. . . As the drive system for the robot, the expansion of the balloon by the force feed of the physiologic saline and the peristalsis movement mechanism using shrinkage were designed and produced. In this study, we developed two type in-pipe micro robots, and examine the effectiveness of these robots experimentally. From several experiments, availability of these robots is confirmed. Moreover, when use through an actual blood vessel is considered, a blood flow will be opposed and it will progress. Therefore, in this research, development of the move process corresponding to a blood flow and a migratory mechanism is performed, and validity is checked.

Key Words: Active catheter, Intravascular, Minimally invasive, Strain gage

1. 緒言

医療現場において、患者の負担を軽減するという目的から臨床行為において低侵襲性が求められている。日本人の平成24年度の死亡原因を見ると、第2位は心疾患、第4位は脳血管疾患である。2つの死因を合わせた年間死者数は約32万人で、全体での死亡率は約25%になる⁽¹⁾。これらの治療には低侵襲性のカテーテルを用いた血管内手術が行われている。この治療は、カテーテルと呼ばれる外形数mm程度のポリマーチューブを用いた血管内手術で⁽²⁾、患者の体表に創ったわずかな傷からカテーテルを血管内へ挿入し、血管の拡張などの治療を行う。しかしながら、このカテーテル挿入の作業は熟練を要し、成功の可否は術者の技術や経験による問題がある。

そこで本研究ではカテーテルの手術を自動で行うため、能動カテーテルとして血管内を走行するマイクロロボットを開発する。このシステムは、ミミズのぜん動運動の動作原理を応用し、流体の圧送により2つのバルーンを交互に膨張・収縮させることで移動する。膨張時には大きな面積で管内壁と接触するため、移動や保持に必要な摩擦力が充分確保できるものと考えられる。また、水圧の伝達媒体に生理食塩水を用いているため、万が一体内で破損となった場合でも漏電の心配はなく、電動式のものと比較して安全性が高い。

従来の研究では、静止流体中での実験に主眼が置かれ、流動する流体中での走行実験が行われていなかった。しかし、実際には人体には血流が存在し、現実のカテーテル手術中でも同様である。よって、本研究では血流中での走行を可能にするため、血流に対応する移動プロセス及び機構の開発を目的とする。

2. 能動カテーテルの移動原理

2.1 基本原理

能動カテーテルの移動機構には、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。以上二点より本研究では、バルーンによるぜん動運動を採用する。利点を以下に述べる。

- (1) 車輪などの推進機構と比較して血管内を傷つけない。
- (2) 生理食塩水を作動流体として用いているため、血管での破損による影響が少ない。
- (3) 治療のためにアクチュエータを付加せずとも、風船治療やステント治療に応用できる。

以上のことから、ロボット表面と管内壁との摩擦を利用する移動を考案した。この機構は、流体の圧送により2つのバルーンを交互に膨張・収縮させることで生じるぜん動運動を利用するものである。膨張時には大きな面積で管内壁と接触するため、移動や保持に必要な摩擦力が充分確保できるものと考えられる。Fig.1に動作原理を示す。

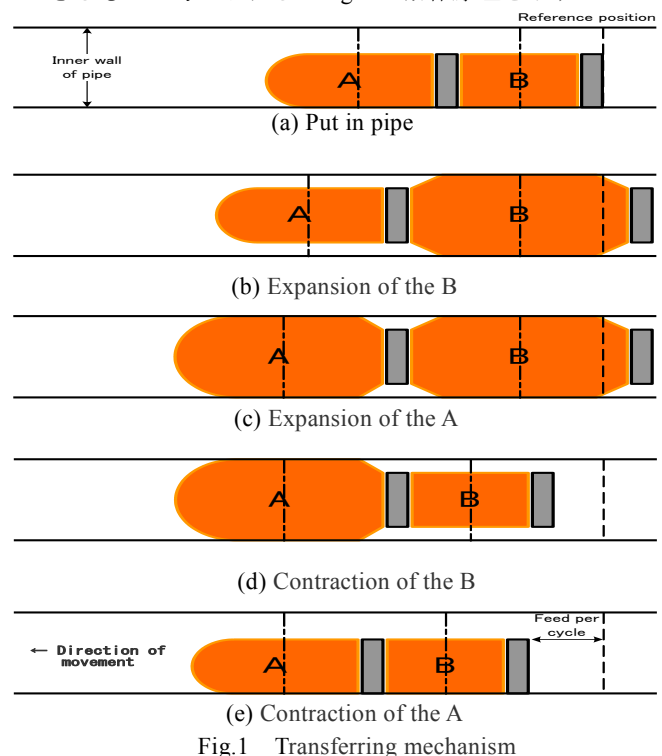


Fig.1 Transferring mechanism

まずB部に圧送することで円周方向に膨張し、血管壁に接触することで軸方向に膨張する。次にA部に圧送するとB部と同じように膨張する。このときB部に働いている摩擦力がA部の膨張による力より大きいためB部の後退を防ぐ。そしてB部から生理食塩水を吸収し、最後にA部から吸収することで移動量を得る。なお後退も可能でこの場合は圧送のタイミングを逆にすればよい。この2圧送式は、本研究室で開発した最も基本的なものでこれを応用したものもいくつか試作されている。

2.2 血流に対応する移動プロセス

Fig.1の基本原則において、(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Fig.2に示す。

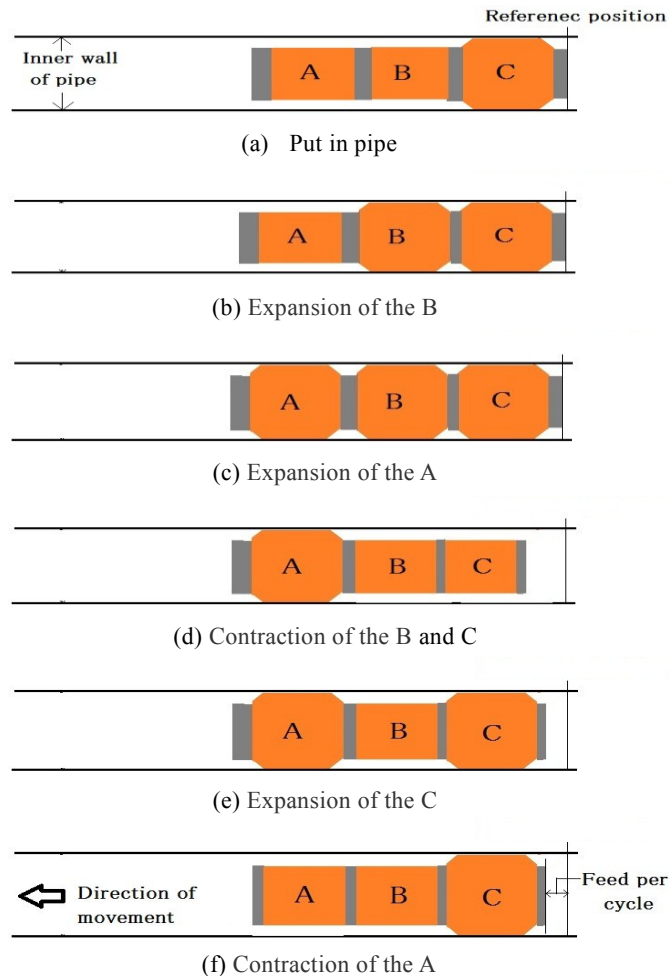


Fig.2 Principle of improved peristaltic movement

この移動原理はFig.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。

3. 能動カテーテルのシステム開発

3.1 能動カテーテルの構成

ロボットは、Fig.3に示すような内部構造を持ち、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。この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。実際に製作したロボットの外観をFig.4に示す。

Fig.4に能動カテーテルの外観を示す。カテーテルはゴム製の2つの節と供給チューブによって構成されている。2つの節は天然ゴム(外形3.6mm, 厚さ0.2mm)で、カテーテルへの供給チューブはシリコン製(外形2mm, 内径1mm, 長さ1m)のものをを使用した。

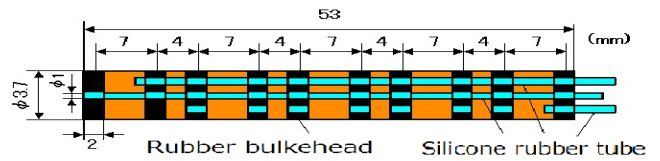


Fig.3 Schematic illustration of active catheter

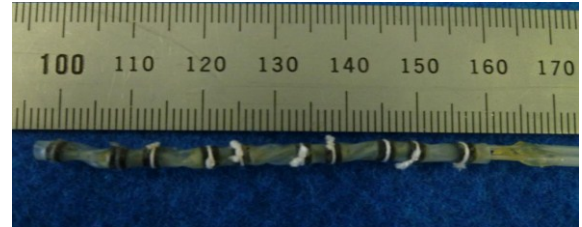


Fig.4 Appearance of active catheter

3.2 圧送流体の選定

開発したロボットは、能動カテーテルへの応用を目的としており、生体に対する電流作用を考慮にいたれた設計を行っていく必要がある⁽³⁾。特に、心臓を対象とした治療を行う場合、100 μ Aの微弱電流でもマイクロショックと呼ばれる心室細動を引き起こす。

そこで、ロボットの駆動源には生体の適合性を考慮し、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。

3.3 流体圧送・吸収機構

生理食塩水の圧送・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外観をFig.5に示す。ロボットはシリコンゴムチューブ(内径0.1mm, 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。

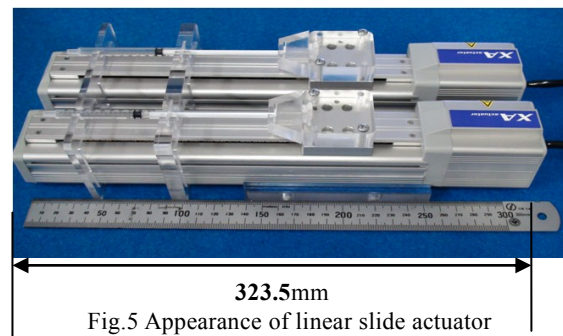


Fig.5 Appearance of linear slide actuator

4. 血流環境下での走行実験

4.1 実験概要

本研究で開発したロボット及び血流に対応する移動プロセスを用い、水流中で模擬血管内を移動できるかを確認する。また、水流が無いときの移動速度と比較し、水流による影響について検討する。実験機は、Fig.3, Fig.4に示したロボットを使用した。節数および節長の値は加藤らの知見に従った⁽⁴⁾。

4.2 実験方法

実験方法概要図をFig.6に示す。本研究で用いるバルーンは不二ラテックス製のシリコンゴムを使用した。シリンジ

からチューブを介し、バルーン内部に生理食塩水が送られるとFig.2のような伸縮を行う。能動カテーテルに圧送する食塩水の水量は0.9mlとした。この値は、ロボットが破損しない範囲で最大の膨張量が確保できる値である。移動速度は、単位時間圧送量を2.7ml/sから3.6ml/sまで変化させて計測した。ポンプで水流を起こしながらロボットの水平移動を走行制御装置にて行ない、管内を20mm走行させる。動作毎に1回ずつ走行にかかった時間を測定する。また、水流を無くした場合の移動速度を測定し、比較する。

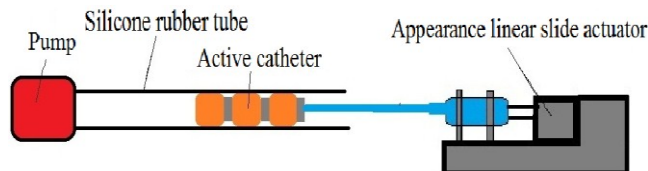


Fig.6 The experiment method of the driving experiment under blood flow environment

4.3 実験環境

実験環境を Table 1 に示す。模擬血液は、水とグリセリンの混合液を使用し、ポンプは有限会社プティオの VM-2A を使用した。また、走行制御装置は Fig.5 に示すアクチュエータを使用する。

Table 1 Experiment environment under blood flow

	real blood vessel	silicone rubber tubing
a coefficient of viscosity.	4.7 [mPa·s]	5.0 [mPa·s]
internal diameter×external diameter	6.0 [mm]×8.0 [mm]	6.0 [mm]×8.0 [mm]
Young's modulus	1~3 [MPa] ⁽⁵⁾	1.7 [MPa] ⁽⁶⁾
Standard blood flow velocity	50~60 [cm/s]	60 [cm/s]

4.4 実験結果

Fig.7 に実験結果を示す。走行実験の結果、提案した移動プロセスは水流中で正常に作動したのを確認した。食塩水の単位辺りの圧送量が大きいくほど、ロボットの移動速度が大きくなり、最大圧送量 3.6ml/s 時に最大速度 1.66mm/s を確認した。また、水流無しの移動速度と水流有りの移動速度を比較した場合、全体的に移動速度は小さいが差が少なく、一番差が大きい時でも 0.09mm/s であった。

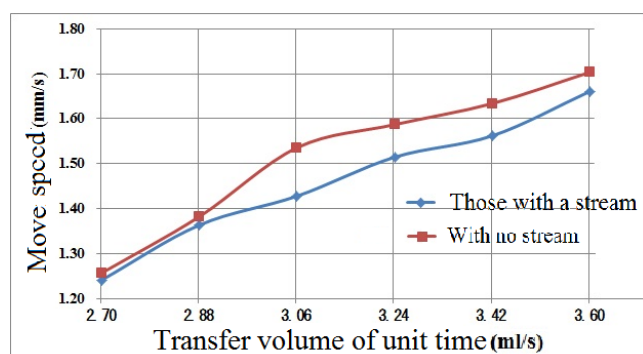


Fig.7 The result of the driving experiment under blood flow environment

5. 考察

血流を想定した走行実験において、提案した移動プロセスは水流有りとなしとの移動速度の差が移動速度平均減少率が 3.54%と、小さいことを確認した。これは開発した移

動プロセスが水流による影響を抑えたためと考えられる。

6. 結言

本研究では、能動カテーテルを血流に対応させるため、血流に対応する移動プロセスを提案した。血流を想定した走行実験を行い、有効性を確認した。今後は、移動速度の高速化及び拍動流体での実験を行っていく。

参考文献

- (1)厚生労働省：平成 24 年人口動態統計月報年計（概数）の状況
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai12/dl/gaikyou24.pdf>
- (2)誌上講座：心臓カテーテルのポケット講座
http://japan.gehealthcare.com/cwcjapan/static/cardiology/magazine_lecture/heart/index.html
- (3)馬淵清資，医用機械工学，コロナ社
- (4)加藤優太，日本工業大学卒業論文，2009
- (5)内田智，新井史人，池田誠一，大浦裕就，根来真，松田武久，福田敏男，血管組織工学のためのテーラーメイド足場開発技術，生体医工学
- (6)園部元裕，日本工業大学大学院修士論文，2008