

## 流量の推定値を利用した補助人工心臓の制御

### Control for a Continuous Flow Ventricular Assist Device Using Estimated Flow.

○針生健太郎\*, 田中 明\*, テルマ・ケイコ・スガイ\*\*, 白石泰之\*\*\*,  
吉澤 誠†, 山家智之\*\*\*,

Hiroyuki Yuasa\*, Akira Tanaka\*, Telma Keiko Sugai\*\*, Yasuyuki Shiraishi\*\*\*,  
Makoto Yoshizawa †, Tomoyuki Yambe\*\*\*

\*福島大学共生システム理工学研究科, \*\*東北大学大学院医工学研究科,

\*\*\*東北大学加齢医学研究所, †東北大学サイバーサイエンスセンター

\* Graduate School of Symbiotic Systems Science, Fukushima University,

\*\*Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University,

\*\*\*Institute of Development Aging and Cancer, Tohoku University,

† Cyber Science Center, Tohoku University

キーワード: 補助人工心臓(ventricular assist device) 定常流ポンプ(continuous flow blood pump),  
流量制御(flow estimation)

連絡先: 〒960-1296 福島県福島市金谷川1番地

福島大学共生システム理工学類人間支援システム専攻田中研究室

針生健太郎, Tel.: (024)548 - 5258, Fax.: (024)548 - 5258, E-mail: [hariu@me.sss.fukushima-u.ac](mailto:hariu@me.sss.fukushima-u.ac)

## 1. はじめに

心臓の疾患は、日本における主要な死因の1つとなっている。心臓疾患の結果として心不全状態となった場合、心臓の血液を拍出する能力が低下し、体内での十分な血液の循環が保てなくなる。このような心不全患者に対して、機械式のポンプを用いて元の心臓の代替や補助の役割をするものが人工心臓である。

これまで補助人工心臓は重度の心疾患患者に対して装着されてきたが、開発の進展に伴い自宅療養や人工心臓を装着したままでの社会復帰もなされるようになってきた。

現在のところ、一般に補助人工心臓の制御においては回転数や制御電圧を一定とする制御がほとんどであるが、患者のQOLのさらなる向上や、自己心臓の回復に対するより効率的な制御のためには、生体や自己心の状態に合わせた流量調節を行うことが望ましい。

しかし、流量調節をするために流量計を使用して直接流量を計測することは、血管の狭窄や再キャリブレーションが困難である等の問題があるため、人工心臓の体内埋め込みを図る場合、できる限り避ける必要がある。

一方、人工心臓の血液ポンプを駆動す

るモータの回転数や供給電力は、ポンプ流出量と高い相関がある。そのため、供給電力と回転数から、ポンプ流量の推定値を求める研究がなされてきた。<sup>1)2)</sup>

そこで本研究では、流量の推定値によって人工心臓の駆出量の制御を行うことを目的とした。

## 2. 方法

### 2.1 流量推定

定常状態の流量推定は、ポンプの静特性を基に推定式を導く方法がよく用いられている<sup>3)</sup>本研究で用いる血液ポンプ(BCM-NEDO-PI Gyro Pump)では、先行研究から、定常流ポンプの拍出流量を  $Q$  [L/min] とする場合、定常状態の  $Q$  は、モータの消費電流  $I$  [A], 回転数  $N$  [rpm] を用いて

$$Q = \alpha(N)I + \beta(N) \quad (1)$$

と、近似できることがわかっている。<sup>1)</sup> ここで  $\alpha(N)$ ,  $\beta(N)$  は静特性において回転数が  $N$  のときの傾きと切片である。しかし、このモデルでは定常状態の平均流量を推定できるが、過渡的な変化を推定することはできない。

### 2.2 制御方法

一般にポンプ流量を制御する場合、Fig.1 のようなフィードバック制御をおこなうことが多い。ここで、実際の流量は計測できないため、Fig.2 のように、推定流量を制御することを考える。本研究では制御方法として PI 制御を採用した。

人工心臓の制御では、実際に生体への運用を考えた場合に、即応性をそれほど必要とはせず、安定性を重要視するべきであると考えられるため、PIパラメータの導出には、CHR法(Chen, Hrones and Reswick の調

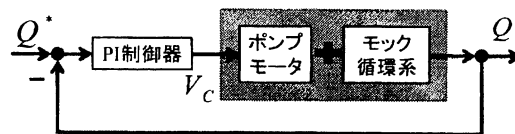


Fig.1 実流量による流量定値制御

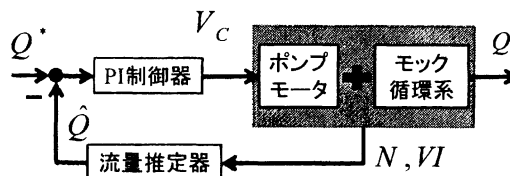


Fig.2 推定流量による流量定値制御

節法)を採用した。この方法は、行き過ぎ量を 0 とすることができる、制御対象のステップ応答から容易にパラメータが導出できる、という利点がある。

## 3. 実験方法

### 3.1 実験装置の概要

実験は生体の循環系を模した Fig.3 のようなモック循環系で行った。血液ポンプは BCM-NEDO PI Gyro pump を使用した。なお、モータ供給電圧は 15V の定電圧である。消費電流の計測には電流計測 IC (Linear Technology, LTC6102) により行い、ポンプ回転数の制御と回転数の計測、流量の推定値の計算は小型マイコンボード (OLIMEX, MSP430-4619LCD) にておこなった。計測量は、ポンプ回転数、推定流量、電流とモータ制御電圧、および超音波流量計 (Transonic systems inc, T101) で計測したポンプ流量であり、PC にて記録した。

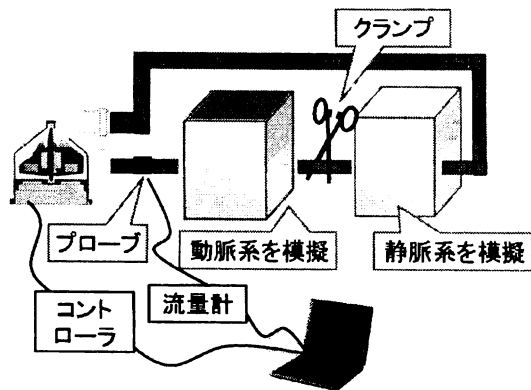


Fig.3 モック循環系の構成

### 3.2 ポンプの静特性の計測

様々な回転数における、ポンプの消費電流とポンプ流量との関係を得るために、静特性試験を行った。

まず、ポンプの回転数を一定とし、クランプによって流路抵抗を変化させたときの、定常状態における、電流値と流量を計測した。これを回転数 1470rpm から 1970rpm まで 100rpm 刻みで行った。

得られた静特性から、(1)式の $\alpha(N)$ および $\beta(N)$ を求めた。

### 3.3 PI制御

PI 制御をおこなうためのパラメータを算出するために、回転数のステップ状の変化に対する推定流量の応答を計測した。CHR 法を用いて、得られた無駄時間、時定数、ゲインからそれぞれの $K_p$ と $K_I$ を求めた。

次に、得られたPIパラメータを用いて流量の推定値を用いて人工心臓の流量を制御する実験を行った。このとき、回転数一定の状態から、ステップ状に目標流量をあげた場合と、下げた場合での推定流量と実測流量、回転数を測定した。また、流量制御が安定している状態から断続的にクランプした場合に

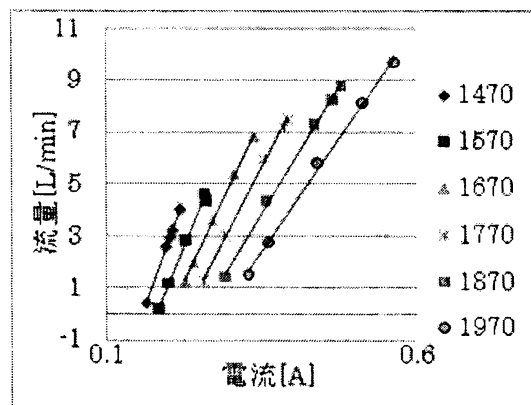


Fig.4 実流量による流量定値制御

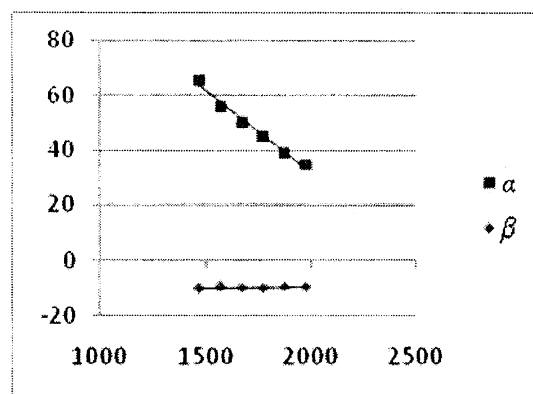


Fig.5 推定流量による流量定置制御

についても検討した。

## 4. 結果

Fig.4 は本研究で使用したポンプの静特性試験の結果である。横軸を消費電流、縦軸をポンプ流量であり、同一の回転数において両者が一時式で近似できることがわかる。Fig.5 はFig.4において各回転数毎の近似直線を示したものである。Fig.5 より、(1)式の $\alpha$ および $\beta$ を算出し、(2)式のような流量推定式を得た。

$$\hat{Q} = (-6.06 \cdot 10^{-2} N + 152.65) I + 6 \cdot 10^{-4} N - 10.9 \quad (2)$$

Table 1 PIパラメータ導出結果

回転数変化[rpm]	1470-1520	1570-1620	1620-1670	1720-1770
無駄時間[sec]	0.031	0.018	0.027	0.031
時定数[sec]	0.015	0.013	0.018	0.015
ゲイン	0.011	0.015	0.0132	0.0085
$K_p$	13.20	14.44	15.15	17.08
$K_i$	0.0176	0.0152	0.0211	0.0176

(2)式から得られる推定流量のステップ応答の結果を Table 1 に示す。各回転数で異なる  $K_p$ ,  $K_i$  を得られたが、制御の安定性を考慮し、 $K$  が最も小さいパラメータを採用した。

Fig.6, は回転数一定の状態から、ステップ状に目標流量をあげた場合の結果を、Fig.7 は目標流量を下げた場合の結果を示す。一定時間経過後には、目標値に流量が収束しているのがわかる。しかし、CHR 法により、行き過ぎ量無しでパラメータを決定したにもかかわらず、どちらの場合でも行き過ぎが生じている。

Fig.8 は流量制御が安定している状態からチューブを 1 秒おきに 3 回クランプした場合の推定流量と実流量の変化をプロットした。その際に推定誤差が一時的に大きくなっているものの、時間経過後には目標流量に戻っていることがわかる。

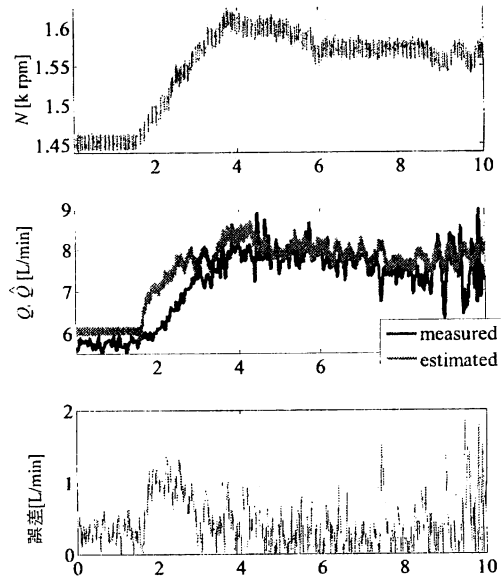


Fig.6 目標流量をステップ状に増加させた時の制御結果

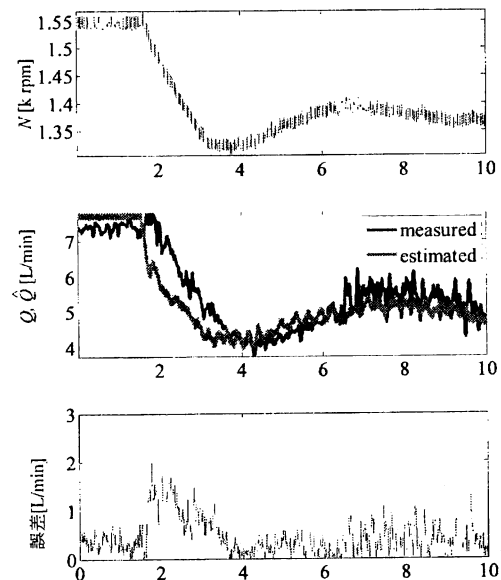


Fig.7 現在の流量よりも、目標流量を少なくした場合のグラフ

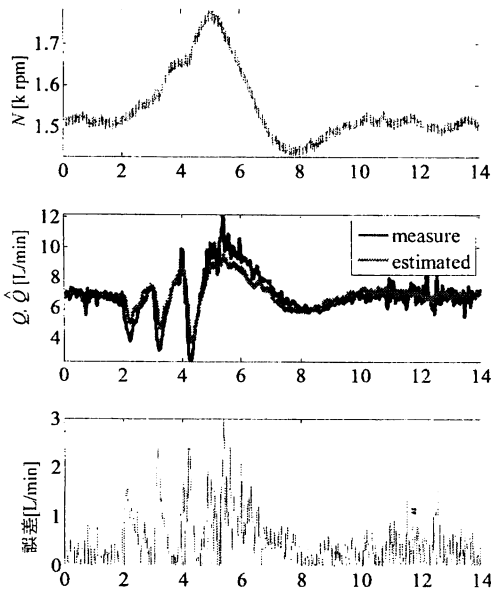


Fig.8 流慮抵抗を断続的に変化させた時の制御結果

## 5. 考察

流量制御の結果より、いずれの場合も安定的に目標値に収束することが確認された。しかし、目標値のステップ状の変化に対してオーバーシュートが確認された。これは、回転数の急激な変化に伴う電流変化の動特性が大きな要因であると考えられる。また、過渡状態において回転数が大きく変化する場や、急激な流路抵抗の変化が生じた場合には推定誤差が増大する結果となった。これは、推定モデルが電流、回転数およびポンプ流量の間の動特性を考慮していないことに起因すると考えられる。したがって、より厳密な制御を行う場合や、制御系の安定性を考慮するためには、実測流量と推定流量との間の動特性を考慮した設計が必要になる。その反面、複雑な流量推定モデルの

導入は系全体の安定性の評価を困難にする等の問題もあるため注意が必要である。

## 6. おわりに

本研究では、ポンプ流量の推定値を利用した補助人工心臓の流量制御を試みた。

その結果、流量の計測を行うことなく、推定値によって人工心臓の流量を目標値に近づける制御が可能であることが示唆された。

しかし、流量推定における動特性の考慮や自己心臓の拍動が含まれる場合の評価の必要性などの課題も残されている。今後は、これらの問題点の改善を行うとともに、臨床応用を考慮した流量推定および制御のパラメータ決定法の検討、および動物実験による制御特性の評価を行う予定である。

## 参考文献

- 1) Daisuke Ogawa, Makoto Yoshizawa, Akira Tanaka, Ken ichi Abe, Paul Olegario, Tadashi Motomura, and Yukihiro Nos'e. Evaluation for accuracy of flow rate estimation in nedo gyro pump. In *13th Congress of the International Society for Rotary Blood Pumps*, p. 108, Tokyo, Japan, Sep 2005.
- 2) P J Ayre, N H Lovell, J C Woodard, Non-invasive Flow estimation in an implantable rotary blood pump: a study considering non-pulsatile and pulsatile flows, *Physiol.Meas*,2003;24:179-189
- 3) A. Funakubo, S. Ahmed, I. Sakuma, Y. Furuki, Flow rate and pressure head estimation in a centrifugal blood pump,

Artificial Organs,2002;24;589-593

- 4) M.Yoshizawa, T.Sato. A.Tanaka, K.Abe, H.Takeda, T.Yambe, S.Nitta, Y.Nose, Sensor less estimation of pressure head and flow of a continuous flow artificial heart based on input power and rotational speed, ASAIO Joutnal, 2002;48;443-448