

# モデル誤差を用いた回転型補助人工心臓の心拍同期拍動制御

## Heartbeat-synchronous pulsatile control of rotary blood pumps using model error

○幡谷 原太\*, 田中 明\*, 吉澤 誠\*\*, 白石 泰之\*\*\*, 三浦 英和\*\*, 山家 智之\*\*\*

Genta Hataya\*, Akira Tanaka\*, Makoto Yoshizawa\*\*,  
Yasuyuki Shiraishi\*\*\*, Hidekazu Miura\*\*\*, Tomoyuki Yambe\*\*\*

\*福島大学, \*\*東北大学 サイバーサイエンスセンター,  
\*\*\*東北大学 加齢医学研究所

\* Fukushima University, \*Cyberscience Center, Tohoku University  
\*\*\*Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University

Keyword : 心室補助人工心臓(Ventricular assist device), 心拍同期制御(Heartbeat-synchronous control)  
拍動制御(Pulsatile control), システム同定(System identification)

連絡先: 〒960-1248 福島県福島市金谷川 1 福島大学共生システム理工学類 田中研究室 幡谷 原太,  
TEL/FAX : 024-548-5258 E-mail : hataya@me.sss.fukushima-u.ac.jp

### 1. 諸言

現在まで、日本国内における心臓移植は 185 例であり、先進国と比べると圧倒的に少ない。このため、自然心臓の機能を人為的に補助・代替し、血液循環を行うための医療用装置である、人工心臓の装着が不可欠な患者が少なくなく、上記 185 例中 134 人に補助人工心臓(VAD)が装着されていた。また、これらの補助人工心臓の平均装着期間は 896 日という長期間であった<sup>1)</sup>。これらのことから、補助人工心臓を長期間、安全かつ快適に運用する事が求められている。

従来の補助人工心臓は、生存が第一の目的であり、心臓移植非適合患者のための最終治療(DT: Destination Therapy)や、臓器提供者を待つ間のつなぎとしての使用(ブリッジ使用)としての役割が主であった。しかし最近では、小型化や高性能化が進み、体内への埋め込みや長期運用が可能になった。これにより、患者が病院外でも活動できるようになり、循環状態や血液要求量が大きく変化する状況下での運用の機会が増えることが

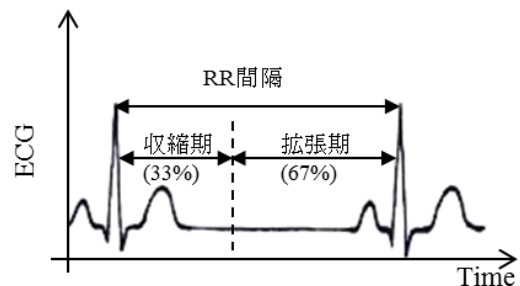


Fig.1 心電図信号と収縮期の決定

予想される。また、新薬や再生医療が発達するとともに、心機能回復の可能性も報告されており<sup>2)</sup>、このような場合には心筋を休ませること(負荷軽減)による治療や、適度な負荷によるトレーニング効果が有効である可能性がある<sup>3)</sup>。

一方、これまでの補助人工心臓では、回転数や制御電圧を一定に保つ制御が一般的であり、上述したような様々な状況においては、動的な制御をすることが望ましいとする議論もある。

新たな補助人工心臓の制御法の一つとして、拍動同期制御の実現と評価に注目が集まっている。拍動同期制御とは、自己心の拍動における収

縮期と拡張期とでポンプの出力を変更する制御のことであり、その代表的なものとして、収縮期に高回転、拡張期に低回転にする co-pulse モードと、収縮期に低回転、拡張期に高回転にする counter-pulse モードがある。Ando ら<sup>4)</sup>は、心電図 (ECG) を計測することで、心臓の拍動に同期した制御を実現し、counter-pulse モードにおいて心筋への流量増加を確認したと報告している。この制御方法では、Fig.1 に示すように、一拍前の RR 間隔の 33% を収縮期、67% を拡張期と定義し、心電図の R 波を起点として回転数を変化させている。ECG を用いることのメリットは、心電図信号が計測できれば、容易に収縮開始時期が検出できることである。しかし、心電図計測用のセンサが必要であること、拡張期開始のタイミングが具体的に分からないこと、心周期の急激な変化に対応できないことが課題である。

そこで、本研究では、生体側に追加のセンサを必要とせず、モータの回転数や消費電流の変化から、収縮及び拡張開始時期を推定し、自己心の拍動に同期した制御を実現することを目的とする。

## 2. 方法

### 2.1 自己心の拍動タイミングの推定と同期制御

Fig.2 の破線で囲んだ部分に示すように、一般的な遠心型補助人工心臓では、ポンプ内のモータコントローラによってポンプの回転数  $N$  がその目標値  $N_r$  となるように調節されている。また、ポンプの消費電力はポンプの仕事、すなわちポンプ差圧と流量の積と相関することが知られている。ポンプが左心室脱血大動脈送血で装着されている場合、ポンプの目標回転数が一定であっても、実際の回転数は自己心の拍動を含む外乱 (図中の  $HB$ ) などによって揺らいでいる。したがって、回転数が一定に制御されている時は消費電流や回転数の変化によって拍動のタイミングを容易に知ることができる。しかし、回転数を動的に変化させる制御の場合には電流および回転数は拍動と回転数制御の双方によって変化するため拍動のタイミングを把握することは困難である。

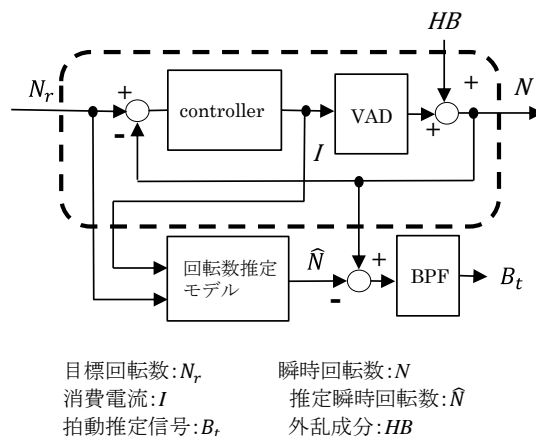


Fig.2 VAD の信号モデル及び拍動推定の概略

そこで本研究では、制御によって回転数変化が生じているときの、目標回転数  $N_r$ 、モータ電流  $I$  および回転数  $N$  の間の関係をモデル化し、拍動成分がそのモデルに対する外乱であるとみなすことで、外乱の推定から得られる拍動情報を用いて自己心の拍動に同期して回転数を変化させる制御法を提案する。

まず、Fig.2 に示すように、 $N_r$  と  $I$  を入力とし、回転数の推定値  $N$  を出力とする回転数推定モデルを構成する。本方法では、回転数推定モデルを (1) 式に示すような ARX (AutoRegressive with eXogenous inputs) モデルで表現した。

$$N(n) = \sum_{i=1}^L a_i N(n-i) + \sum_{i=1}^{M_1} b_i N_r(n-k_1-i) + \sum_{i=1}^{M_2} c_i I(n-k_2-i) + e(k) \quad (1)$$

ここで、 $n$  は離散時間、 $L$ 、 $M_1$ 、 $M_2$  は次数であり、 $k_1$ 、 $k_2$  は遅れ、 $e(k)$  は外乱項である。本モデルは、人工心臓の運用前に拍動を含まない信号を用いて同定する。

人工心臓の運用時には、実際の回転数変化に含まれている自己心の拍動情報を抽出するためにモデルの出力である推定回転数  $\hat{N}$  と実際の回転数  $N$  との差として表される推定誤差を算出し、さらに  $0.05 - 3$  [Hz] を通過帯域とするバンドパスフィルタ (BPF) を適用することによって拍動以外の不要な成分を取り除き、自己心の拍動によって生じつと考えられる拍動推定信号  $B_t$  を算出した。

さらに、拍動に同期した制御を行うために、 $B_t$  の傾きを算出し、その傾きに対して適当な閾値を

設けることで自己心の収縮開始時期および拡張開始時期を推定し、そのタイミングで回転数を変化させた。

## 2.2 模擬循環系を用いた実験

提案手法の基本的な特性を評価するために、模擬循環系を用いた実験を行った。構築した模擬循環系の概要図を Fig.3 に示す。使用した補助人工心臓は Medtronic 製 Gyro pump であり、制御用のマイコンを内蔵したコントローラによって制御される。ポンプの下流側にはポンプの上方約 136cm の位置に開放容器を設置し、およそ 100mmHg の後負荷を与えている。また、心臓の拍動を模擬するために、手動ポンプを人工心臓の上流に直列に配し、手動で拍動を生成した。

### 2.2.1 回転数推定モデルの同定と拍動の推定

まず、モデル同定用のデータを取得するために、模擬循環系において、拍動がない状態で、ポンプの回転数を 1000rpm と 1400rpm の 2 値とし、時間間隔を 0.1-1.0 秒のランダムで変化させた時の目標回転数  $N_r$ 、回転数の実測値  $N$ 、モータ電流  $I$  をサンプリング周期 5ms で計測した。

計測したデータを利用して(1)式の係数パラメータを最小2乗法によって算出し、得られたモデルを(2)式の Fit 率と(3)式の RMSE (平均二乗平方根誤差)で評価した。

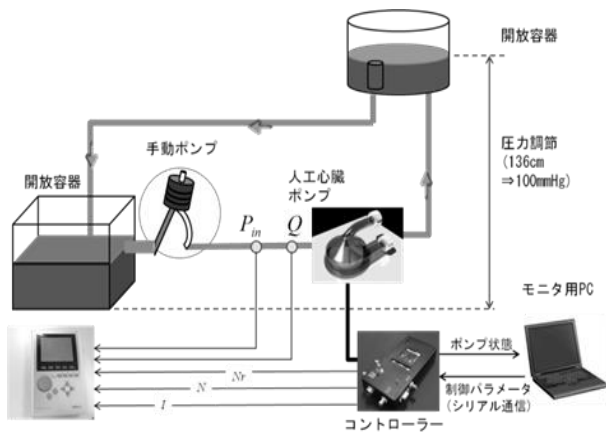


Fig.3 模擬循環系を用いた実験の概要

$$\text{Fit率} = \left\{ 1 - \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^M (y - \hat{y})^2}}{\sqrt{\sum_{i=1}^M (y - \bar{y})^2}} \right\} \times 100 \quad (2)$$

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^M (y - \hat{y})^2}{M}} \quad (3)$$

次に、手動ポンプで拍動を加えた拍動推定用信号を計測した。拍動推定用信号は、同定用信号と同様のランダム2値信号による回転数変化を行っている最中に約 1beat/s の拍動を手動ポンプによって加え、拍動の有無をわかりやすくするために 5 秒毎に拍動の有無を切り替えた。この拍動推定用信号を用いて、拍動推定を行った。

### 2.2.2 収縮開始時期および拡張開始時期の推定と拍動同期制御

本研究では、推定された拍動推定信号  $B_t$  の傾きに閾値を設けて、収縮開始時期及び拡張開始時期を推定した。閾値は経験的に決定し、本研究では  $1.0 \times 10^4 [\text{rpm}/\text{ms}]$  を超えた点を推定収縮開始時期  $\hat{t}_s$  とし、 $\hat{t}_s$  を検出してから傾きが負になった点を推定拡張開始時期  $\hat{t}_d$  と定義した。推定された点において、収縮期に高回転 (1400rpm)、拡張期に低回転 (1000rpm) にする co-pulse 及び収縮期に低回転 (1000rpm)、拡張期に高回転 (1400rpm) にする counter-pulse モードの拍動同期制御を行い、動作確認と実際の収縮および拡張開始時期と得られた推定値との間の遅れ時間の評価を行った。ただし、実際の収縮および拡張開始時期はポンプの流入側に配した圧力センサーによって計測されたポンプ流入圧  $P_{in}$  の波形より見積もった。

## 3. 結果及び考察

### 3.1 回転数推定モデルの同定と拍動の推定

Fig.4 にシステム同定の結果を示す。RMSE は 23.1rpm, Fit 率は 90.6% であり、十分な精度で推定できたと考えられる。

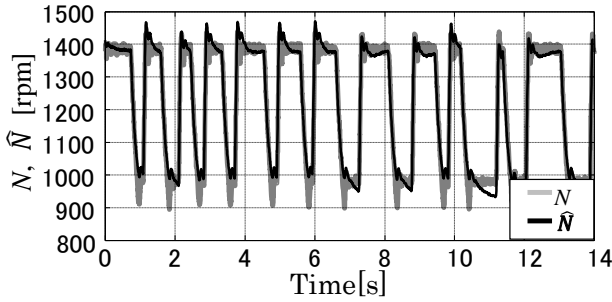


Fig.4 モデル出力と回転数の実測値

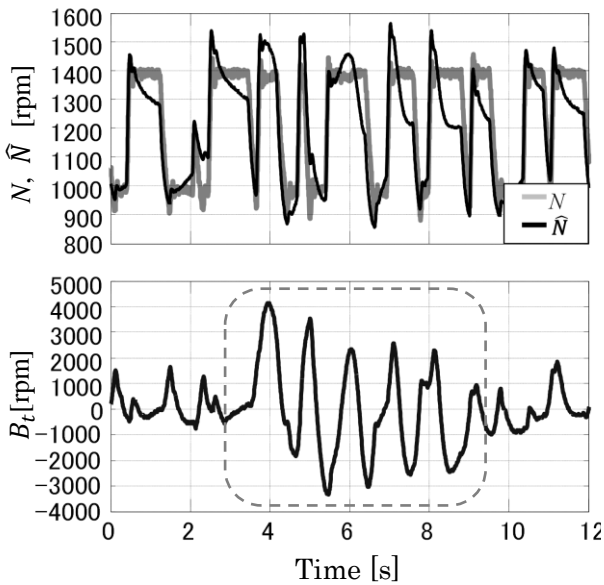


Fig.5 回転数推定の結果および拍動推定信号の変化

Fig.5 は同定された回転数推定モデルに対して、拍動推定用のデータを入力した際の、回転数推定の結果とその推定誤差を基に算出された拍動推定信号 $B_t$ の結果である。回転数をランダムに変化させているにも関わらず、約 3~9 秒(破線で囲んだ部分)の部分に手動ポンプの拍動によると思われる大きな振動成分を抽出できている。

上記の結果は、提案手法によって人工心臓の回転数を動的に変化させている場合であっても自己心の拍動の情報を抽出できる可能性を示唆している。しかし、実際の運用を考慮した場合、人工心臓を装着した生体において拍動を止めて同定用信号を取得することは困難である。したがって、模擬循環系においてほぼ粘性が血液に等しい流体を用いて作成したモデルが人工心臓を生体に装着した状態でも十分な精度を維持できるか

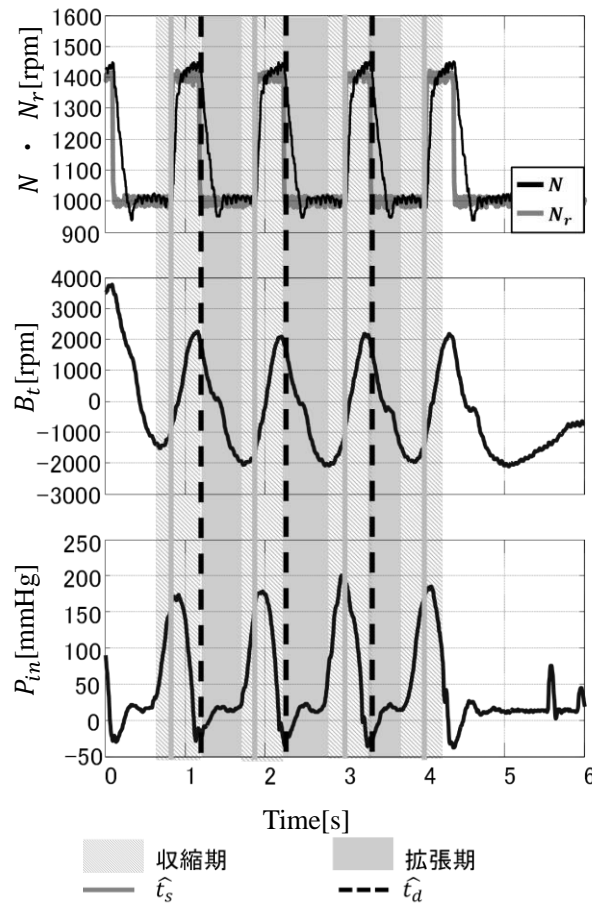


Fig.6 co-pulse モード制御の結果

については今後検討を行う必要がある。

### 3.2 拍動同期制御

Fig.6 および Fig.7 に co-pulse モード制御および counter-pulse モード制御を行った結果を示す。双方のモードにおいて同期制御が実現できることが確認された。

しかし、 $P_{in}$  の変化から推定される実際の収縮開始時期 $t_s$ と推定収縮開始時期 $\hat{t}_s$ の間には平均で 0.26 秒の遅れが生じた。同様に実際の拡張開始時期 $t_d$ と推定拡張開始時期 $\hat{t}_d$ の間にも、平均で 0.055 秒の遅れが生じた。とくに収縮開始時の遅れは大きいので、今後改善が必要である。

## 4. 結言

本研究では、生体側にセンサを装着することなく、自己心の収縮および拡張に同期させてポンプ回

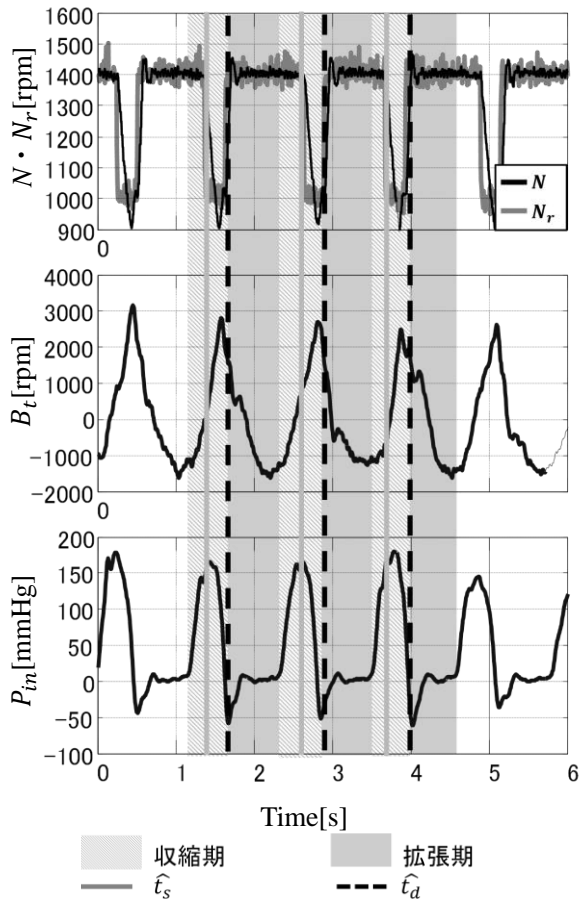


Fig.7 counter-pulse モード制御の結果

回転数を変化させる制御を実現することを目的として一般的な血液ポンプを駆動するために用いている目標回転数, 瞬時回転数, 消費電流の変化から瞬時回転数を推定するモデルを構築し, そのモデル誤差から自己心の拍動を推定する手法を提案した.

その結果, 同定用の信号取得には課題が残されているものの回転数が動的に変化している場合であっても自己心の拍動のタイミングを推定できる

可能性が示唆された. また, この情報を利用して拍動同期制御を行ったところ, co-pulse モード制御および counter-pulse モード制御双方が実現できた. しかし, 実際の拍動のタイミングと推定した拍動のタイミングとの間に遅れが生じており, 特に収縮開始時期については実際の運用に向けてできる限り遅れを減らす改善が必要であることが明らかとなった. また, 心拍同期制御を行った際, このような拍動タイミングの遅れが生体に及ぼす影響についても考慮していく必要がある. 今後は, より生体に近い状態を実現できる模擬循環系を用いた検証および動物実験による検討を行う予定である.

#### 参考文献

- 1) 2013 臓器移植ファクトブック, 日本移植学会, <http://www.asas.or.jp/jst/>
- 2) Hata H, Matsumiya G, Miyagawa S, Kondoh H, Kawaguchi N, Matsuura N, Shimizu T, Okano T, Matsuda H, Sawa Y, Grafted skeletal myoblast sheets attenuate myocardial remodeling in pacing-induced canine heart failure model., J Thorac Cardiovasc Surg., 132(4), 918-924, 2006.
- 3) Soucy KG1, Koenig SC, Giridharan GA, Sobieski MA, Slaughter MS, Rotary pumps and diminished pulsatility: do we need a pulse?, ASAIO J., 59(4), 2013.
- 4) Ando M, Takewa Y, Nishimura T, Yamazaki K, Kyo S, Ono M, Tsukiya T, Mizuno T, Taenaka Y, Tatsumi E, A novel counterpulsation mode of rotary left ventricular assist devices can enhance myocardial perfusion., J Artificial Organs, 14(3), 185-91, 2011.