

定常流人工心臓の推定と制御

Estimation and Control for a Continuous-flow Artificial Heart

○山田智行*, 吉澤 誠*, 田中 明*, 阿部健一*, 小野寺弘晃**,
竹田 宏**, 山家智之***, 仁田新一***

○T. Yamada*, M. Yoshizawa*, A. Tanaka*, K. Abe*, H. Onodera**,
H. Takeda**, T. Yambe***, S. Nitta***

*東北大学 大学院 工学研究科, **東北学院大学 工学部,
***東北大学 加齢医学研究所

*Graduate School of Engineering, Tohoku University,

*Faculty of Engineering, Tohoku-Gakuin University,

**Institute of Development Aging and Cancer, Tohoku University

キーワード: 完全置換型人工心臓(total artificial heart), 定常流ポンプ(continuous flow blood pump),
差圧・流量推定(estimation of pressure head and flow), ARXモデル(ARX model),
左右心バランス制御(cardiac balance control)

連絡先: 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05 東北大学 大学院 工学研究科 電気・通信工学専攻 阿部研究室
山田智行, Tel.: (022)217-7074, Fax.: (022)263-9290, E-mail: yamada@abe.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

人工心臓用血液ポンプは、拍動流ポンプと定常流ポンプの2つに分類される。自然心臓は収縮と拡張を繰り返すことから、人工心臓はこれまで拍動流ポンプを用いた開発が中心になされてきた^{1),2)}。一方、定常流ポンプは、定常流が生体に及ぼす影響の解明が十分でないこと、血液の逆流、心房壁の吸着、シーリングの難しさ、溶血が生じやすいことなどのさまざまな医学的・技術的課題を持っている反面、拍動流ポンプに比較してサイズが小さく、効率がよく、人工弁が不要であるという長所がある。また最近では、磁気浮上式軸受け等の開発によるシーリングの改善やインペラの改良による溶血の軽減などが図られつつあることなどに

より、定常流型人工心臓の実現に期待が集まるようになってきた^{3),4)}。

一方、人工心臓の制御や監視には圧力や流量の計測が必要である。しかし、体内においてこれらを直接計測するセンサには血栓形成や長期使用における精度低下の問題がある。このため、定常流人工心臓の体内埋め込み化を図る場合、このようなセンサの使用はできるだけ避ける必要がある。

そこで本研究では、特別なセンサを用いることなく計測可能なポンプの駆動モータへの供給電力と回転数から、差圧(揚程)と流量を推定し、その推定値に基づいて左右心バランス制御を行なう方法を提案するとともに、本方法の有効性を、定常流ポンプを2つ用いた完全置換型人工心臓で駆動

される模擬循環系において検討する。

2. 方法

2.1 定常状態における推定

定常状態における定常流ポンプの拍出流量 Q [L/min]と駆動モータへの供給電力 VI [W]の関係は、回転数 N [k(r.p.m)]をパラメータとしてFig.1のように表される。同様に、差圧(揚程) P [mmHg]と VI の関係も、 N をパラメータとしてFig.2のように表される。すなわち、拍出流量 Q または差圧 P を y で表すとき、 N が一定の場合、 VI の変化に対し y は

$$y = \alpha(N) \cdot VI + \beta(N) \quad (1)$$

のような直線で近似できる。ここで、この直線の傾き $\alpha(N)$ と切片 $\beta(N)$ は N の関数であり、実験的に

$$\alpha(N) = a \cdot N^2 + b \cdot N + c \quad (2)$$

$$\beta(N) = d \cdot N^2 + e \cdot N + f \quad (3)$$

のような N の2次式で近似することができる。ここで $a \sim f$ は定数である。(2)と(3)を(1)へ代入すると、

$$y = a \cdot N^2 \cdot VI + b \cdot N \cdot VI + c \cdot VI + d \cdot N^2 + e \cdot N + f \quad (4)$$

が得られる。

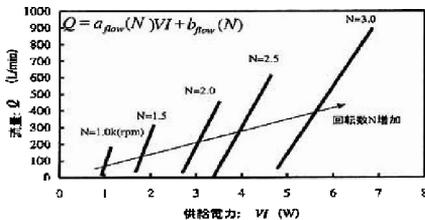


Fig. 1 供給電力 VI と流量 Q の関係

2.2 過渡状態における推定

過渡状態での推定を行うために、定常状態での推定式(4)の右辺の各項の変数を入力とする次のよ

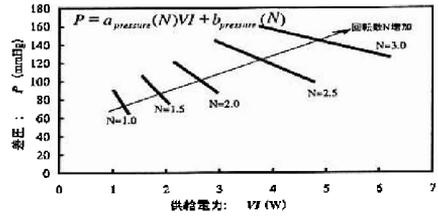


Fig. 2 供給電力 VI と差圧(揚程) P の関係

うなARXモデル(ARXモデル I)を用いる。

$$y(k) + \sum_{i=1}^K a_i y(k-i) = \sum_{j=1}^{M_j} \sum_{i=1}^6 b_{ij} u_j(k-i) + w(k) \quad (5)$$

ここで、 k は離散時間、 $w(k)$ は残差、 $u_j(k)$ は(7)~(12)で表される6種類の入力、 $y(k)$ は1種類の出力である。

$$y(k) = Q \text{ or } P(\text{流量または差圧}) \quad (6)$$

$$u_1(k) = N^2 \cdot VI \quad (7)$$

$$u_2(k) = N \cdot VI \quad (8)$$

$$u_3(k) = VI \quad (9)$$

$$u_4(k) = N^2 \quad (10)$$

$$u_5(k) = N \quad (11)$$

$$u_6(k) = 1 \quad (12)$$

(バイアスを推定するためのダミーデータ)

また、 M_j は入力の次数であり、 K は出力の次数である。 M_6 については $u_6(k) = 1$ (定数)なので $M_6 = 1$ である。それ以外の M_j は簡単のためみな等しいとし、推定誤差を最小とするものとして選ぶ。(5)式の係数は最小2乗法を用いて同定することができる。本研究ではMatlabの関数`arx()`を用いた。このモデルをARXモデル I としてFig.3に模式図を示す。

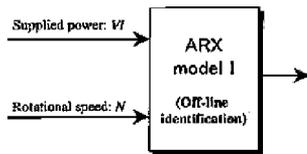


Fig. 3 ARXモデル I による推定システム

しかし、このモデルは定係数モデルであるため、係数同定時と出力推定時で入出力関係が異なる場合には出力の推定誤差が大きくなる。例えば、血液の粘性が変化した場合や同定に用いた出力の計測位置と推定すべき出力が異なる場合などである^{5), 6)}。そこで、係数同定時と出力推定時の状況変化を補償するために、ARXモデルIに新たな入力

$$w_I(k) = K \quad (13)$$

を追加し、Fig. 4の右のようなARXモデルIIを考える。ここで、(13)式の右辺の K は、供給電力 VI から回転数 N までのシステムの定常ゲインであり、モータの回転のしやすさに関する情報を含む。したがって、血液の粘性、駆動系の効率、血行力学的特性等が変化すると、 K がそれに応じて変化することが予想される。 K は次のARXモデルIII(Fig.4の左)

$$\begin{aligned} N(k) + a_1 N(k-1) + a_2 N(k-2) \\ = b_{11} VI(k) + b_{21} VI(k-1) \\ + b_{12} + w(k) \end{aligned} \quad (14)$$

から、

$$K = \frac{b_{11} + b_{21}}{1 + a_1 + a_2} \quad (15)$$

のように決定する。 N と VI は、人工心臓埋め込み後にも計測できるので、 K は常に入手できる。

2.3 左右心バランス制御

左右心バランス制御は、体循環系と肺循環系に貯留する血液量を動的にバランスさせることを目

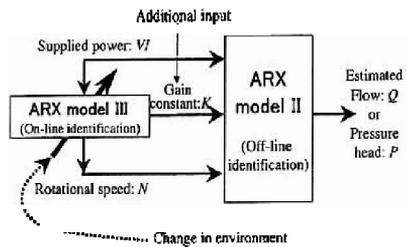


Fig. 4 状況変化を補償するARXモデルII, III

的とするものである。添字の k を時刻 k における各変数の値とすると、本制御法では右心のモータ電圧指令値 V_{Rk} [V]を、 LAP_k と RAP_k の差 e_k を0にするようなPI制御則

$$e_k = RAP_k - LAP_k \quad (16)$$

$$s_k = s_{k-1} + e_k \quad (17)$$

$$V_{Rk} = K_P e_k + K_I s_k \quad (18)$$

に従って決定する。ここで K_P と K_I は定数である。

2.4 推定値を用いた制御

完全置換型人工心臓の制御に必要な計測量は、

A) 左右心バランス制御

左心房圧 LAP 、右心房圧 RAP

B) 末梢血管抵抗依存型制御⁷⁾

大動脈圧 AoP 、右心房圧 RAP 、左心流量 Q_L のように、圧力3つと流量1つの合計4つである。上述の方法により、左心の差圧(揚程) P_L [mmHg]と流量 Q_L [L/min]、右心の差圧(揚程) P_R [mmHg]と流量 Q_R [L/min]が推定可能であると考え、電流 I 、電圧 V 、回転数 N に加え、

a) 大動脈圧 AoP と肺動脈圧 PAP の圧較差

$$D_H = AoP - PAP \quad \text{か、あるいは、}$$

b) 左心房圧 LAP と右心房圧 RAP の圧較差

$$D_L = LAP - RAP$$

のどちらかの計測だけで、A)とB)の両方の制御が可能となる。すなわち、必要なセンサ数を4つから

2つに減らすことが可能となる。以下では各制御法について具体的に説明する。

A) 左右心バランス制御

a) $D_H = AoP - PAP$ が実測できる場合

ポンプの差圧の定義より、

$$P_L = AoP - LAP \text{ i.e. } LAP = AoP - P_L$$

$$P_R = PAP - RAP \text{ i.e. } RAP = PAP - P_R$$

であるから、両心房圧の差は、

$$\begin{aligned} LAP - RAP &= (AoP - PAP) + P_R - P_L \\ &= D_H + P_R - P_L \end{aligned}$$

である。したがって、左右心バランス制御は、

$$D_H + P_R - P_L \rightarrow 0$$

となるように右心モータの駆動電圧 V_R を操作することで可能である。

b) $D_L = LAP - RAP$ が実測できる場合

左右心バランス制御は、

$$D_L \rightarrow 0$$

となるように右心モータの駆動電圧 V_R を操作することで可能である。

B) 末梢血管抵抗依存型制御

Q_L を操作量とする末梢血管抵抗依存型制御には、(19)式のような末梢血管抵抗 R が必要である。

$$R = \frac{AoP - RAP}{Q_L} \quad (19)$$

a) $D_H = AoP - PAP$ が実測できる場合

(19)式の分子は、

$$\begin{aligned} AoP - RAP &= AoP - PAP + PAP - RAP \\ &= D_H + P_R \end{aligned}$$

と表される。

b) $D_L = LAP - RAP$ が実測できる場合

(19)式の分子は、

$$\begin{aligned} AoP - RAP &= AoP - LAP + LAP - RAP \\ &= P_L + D_L \end{aligned}$$

と表される。左右心バランス制御が行われていれば、 $D_L \rightarrow 0$ となるので

$$AoP - RAP \approx P_L$$

が成り立つ。

2.5 実験方法

密閉容器で動脈系コンプライアンスを、開放容器で静脈系リザーバを、バルブで末梢血管抵抗を模擬したFig.5のようなモック循環系を用いて実験を行った。本研究では、TERUMO製CAPIOX遠心ポンプを2つ使い、Fig.5の対応する位置において、大動脈圧 AoP 、肺動脈圧 PAP 、左心房圧 LAP 、右心房圧 RAP 、左心流量 Q_L 、右心流量 Q_R を計測した。また、CAPIOX専用コントローラ内部で左心電流 I_L 、右心電流 I_R を計測し、これを10Hzの低域通過フィルタに通した。これらの信号をA/Dコンバータを介して10ms毎にコンピュータに取り込んだ。左心回転数 N_L 、右心回転数 N_R はCAPIOX専用コントローラからRS232C経由で200ms毎にコンピュータに取り込んだ。これらの計測量に基づき、バランス制御のアルゴリズム(16)~(18)に従って右心のモータ制御電圧 V_R を決定した。左心では任意にモータ制御電圧 V_L を決定し、0.5s毎にRS232C経由で専用コントローラに指令値を送った。

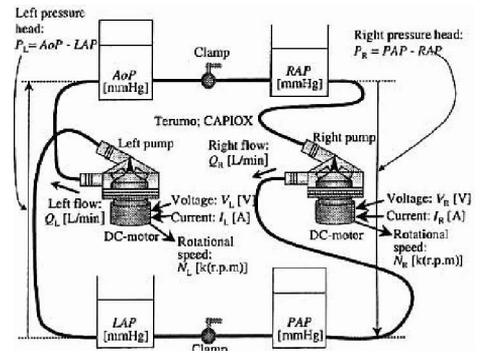


Fig. 5 モック循環系

3. 結果

Fig.6とFig.7にARXモデルIによる差圧(揚程) P の推定結果を示す。各図では、左心ポンプと右心ポンプのそれぞれの P の実測値(実線)と推定値(点線)のデータが単純に結合され、ひとつのデータとして表示してある。各図の左半分が左心ポンプに対応し、右半分が右心ポンプに対応する。左心では、同定精度を確保する持続的励振条件を満足するように、 V_L を2値の間でランダムに変化させることにより回転数を変化させた。右心ではバランス制御を行ったため、左心の変動に応じて変化する LAP と RAP のずれをなくすように V_R が自動的に操作され、それに応じて差圧が変化した。

Fig.6は左心のデータでARXモデルIの係数を同定し、その係数で両心の推定を行った結果である。反対にFig.7は、右心のデータで同定し、その係数で両心の推定を行った結果である。どちらの結果を見ても、同定を行った方のポンプの推定は精度よくできているが、推定だけを行なった反対側のポンプの誤差は大きくなっていることがわかる。

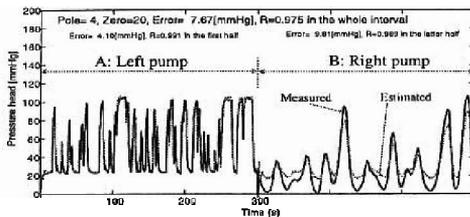


Fig. 6 ARXモデル I による推定結果(左心で同定し全体を推定したもの)

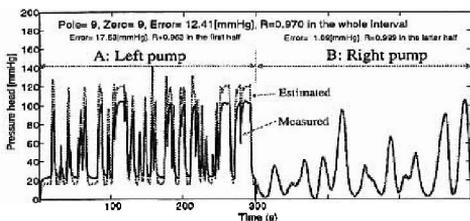


Fig. 7 ARXモデル I による推定結果(右心で同定し全体を推定したもの)

Fig.8は ARXモデル II, IIIにより、新たな入力として定常ゲイン K を導入した場合の差圧の推定結果である。 K の値は、左心ポンプで $K = 0.857$ 、右心ポンプで $K = 1.488$ であった。同様の方法で流量を推定した結果がFig.9である。差圧および流量の推定は、左心ポンプと右心ポンプの両方で誤差が小さいことがわかる。

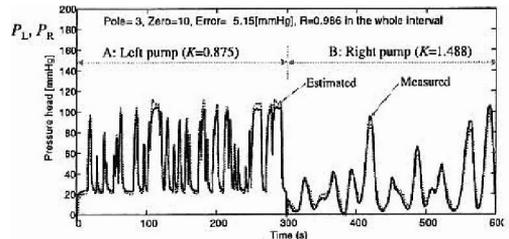


Fig. 8 ARXモデル II, IIIによる差圧(揚程)の推定結果

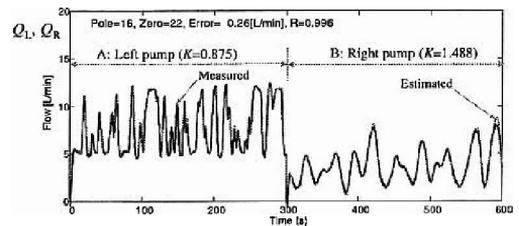


Fig. 9 ARXモデル II, IIIによる流量の推定結果

Fig.10は、 $D_H = A_oP - PAP$ が実測できるものと仮定し、ARXモデル II, IIIにより求めた係数を用いて、左心および右心ポンプの差圧 $\dot{P}_L = A_oP - LAP$ および $\dot{P}_R = PAP - RAP$ をリアルタイムで推定した結果(\dot{P}_L および \dot{P}_R)である。実験開始から75秒までは、実測した LAP と RAP を用いて $LAP - RAP$ を0にするような左右心バランス制御を行い、75秒から93秒までは、実測値ではなく $LAP - RAP$ の推定値である $D_H + \dot{P}_R - \dot{P}_L$ を0にするような左右心バランス制御を行なった。

右心ポンプの差圧の推定値 \dot{P}_R は速やかに実測値に近づいているが、実験開始から75秒までは定常偏差が約5mmHg程度残った。ただし、 $LAP - RAP$

の推定値による左右心バランス制御を開始した75秒以降、10秒ほどでこの偏差が急速に拡大しはじめた。一方、左心ポンプの差圧の推定値 \hat{P}_L は20秒程度かかって実測値に近づき、推定値によるバランス制御を開始した75秒以降でも定常偏差は約1mmHg以下であった。80秒付近からの \hat{P}_R の誤差の急速な拡大は、 $LAP - RAP$ の推定値が真値から大幅に離れ、これが右心ポンプの電圧指令値の絶対値を異常に大きくし、最終的にバランス制御が破綻した。

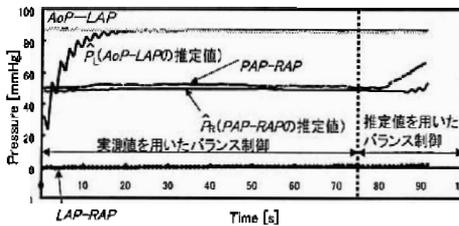


Fig. 10 推定値を用いたバランス制御

4. 考察

ARXモデルIで推定を行ったFig.6, 7の推定結果は、同定を行ったポンプの方では当然良い推定ができるが、その係数で反対側のポンプの推定を行うと誤差が大きくなることを示している。媒質の粘性は両心で不変であり、ポンプとそれを駆動するモータも両心とも全く同一形式のものを用いたので、推定能力に差が出た理由は、ポンプおよび駆動モータの動特性が両心で異なっていたためではなく、

- ポンプの流入口あるいは流出口から圧力計測位置までのカニューレの長さ、管径、材質の違い
- 圧力計測位置より先の生体の血行力学的特性(血管抵抗やコンプライアンス)の違い
- 左心より右心の流量が少なく圧力が低いという動作点の違い

などがあったからであると考えられる。上記の差は、模擬循環系でポンプ系を同定し、それを生体に埋め込んだポンプ系で推定する場合にも生じるし、人工心臓埋め込み手術において同定し、埋め込み手術後に推定する場合にも生じる。

一方、Fig.6, 7の同定したポンプの反対側での推定した波形は、真値からは離れているが形自体は真値にかなり似ている。このような誤差は、動的推定はある程度正しく行われているが、定常ゲインあるいはバイアス部分だけがうまく合わないために生じたものと考えられる。そこで、定常ゲインあるいはバイアス部分の違いによって生まれる誤差を補償するために、ARXモデルIIIによってVIからNまでのシステムの同定を行い、それから得られる定常ゲイン K を付加的入力とするARXモデルIIで推定を行った結果がFig.8, 9である。 K を加えたことによりゲイン部分が調節されて良い推定ができていることがわかる。すなわち、供給電力から回転数までの定常ゲイン K を付加的入力とするARXモデルにより、圧力計測位置・血行力学的特性・動作点の相違による推定誤差の増加をある程度補償することができる可能性があることがわかる。

左右心バランス制御の結果であるFig.10は、 LAP と RAP を実測する限りバランス制御はうまくいく可能性があるが、後負荷同士の差圧 $AoP - PAP$ を実測し、これに基づき LAP と RAP を推定して行なうバランス制御は実現性が乏しいということを示している。 $P_L = AoP - LAP$ の推定値 \hat{P}_L を見るとわかる通り、推定値が実測値に近づくには数十秒の時間がかかるため、推定値を利用した末梢血管抵抗依存型制御をすぐに開始すると制御が破綻する恐れがある。したがって実際には、推定値の収束を十分待ってから制御を開始しなければならないと思われる。

5. おわりに

本研究では、定常流完全置換型人工心臓において、特別なセンサを必要とせずに計測できる駆動モータの電流、電圧、回転数から差圧(揚程)および流量を推定するシステムをパソコンによって構成し、同定時と推定時で諸条件が異なる場合にも本システムが有効かどうかについて検討した。その結果、供給電力から回転数までの定常ゲイン K を付加的入力とするARXモデルを用いれば、圧力計測位置・血行力学的特性・動作点の相違などによる推定誤差の増加をある程度補償することができる可能性があることが明らかとなった。

また、本システムによって推定した値を用いた制御法として、大動脈圧と肺動脈圧の差のみを実測し他は推定値を用いる場合と、左心房圧と右心房圧の差のみを実測し他は推定値を用いる場合の2通りがあることを示した。さらに、推定値に基づくバランス制御を実行した結果、実用上、大動脈圧と肺動脈圧の差のみを実測する方法より左心房圧と右心房圧の差のみを実測する方法の方が有効であることが実験的に明らかとなった。

今回の実験は模擬循環系においてのみ行ったが、今後は、動物実験において、この推定・制御システムが実現可能かどうかを検討するとともに、推定値を用いた左心系の制御として、末梢血管抵抗依存型制御の実現、および心房壁の吸着を考慮した制御システムの開発等が必要であると考えられる。

参考文献

- 1) 阿部裕輔, 鎮西恒雄, 磯山 隆, 満洲邦彦, 松浦弘幸, 馬場一憲, 河野明正, 小野俊哉, 望月修一, 孫 艶萍, 今西 薫, 吉澤 誠, 田中 明, 内山賢一, 藤正 廣, 瀧美和彦, 井街 宏: 完全置換型人工心臓1/R制御による532日生存ヤギの長期血行動態と病態生理, 21/26, 人工臓器26(1997)
- 2) Y. Abe, T. Chinzei, K. Mabuchi, A. J. Snyder, T. Isoyama, K. Imanisi, T. Yonezawa, H. Matuura, A. Kouno, T. Ono, K. Atsumi, I. Fujimasa, and K. Imati: Physiological control of a total ar-

tificial heart: conductance- and arterial pressure-based control, 868/876, J. Appl. Physiol. (1998)

- 3) T. Akamatu, T. Tsukiya, K. Nishimura, Park CH, T. Nakazeki: Recent studies of the Centrifugal Blood Pump with a Magnetically Suspended Impeller, 631/634, Artificial Organs:19(1995)
- 4) 大橋義男: 長期補助を目的とした定常流ポンプの開発の現状と展望, 924/933, 人工臓器26(1997)
- 5) 築谷朋典, 赤松映明, 西村和修: 磁気浮上式遠心ポンプの流量測定法, 98/102, 人工臓器26(1997)
- 6) 脇坂住成, 奥苗康輝, 妙中義之, 近成賢一, 増澤 徹, 中谷武嗣, 巽 英介, 西村 隆, 武輪能明, 大野孝, 高野久輝: 循環補助用遠心ポンプの血液流量推定法の開発と評価, 103/106, 人工臓器26(1997)
- 7) 田中明, 吉澤 誠, 阿部健一, 竹田 宏, 山家智之, 仁田新一, 阿部裕輔, 井街 宏: 人工心臓用適応制御系の同定能力と安定性の評価, 114/118, 人工臓器26(1997)