

## 適応極配置法による人工呼吸制御

正員 高原 健爾<sup>†</sup>      正員 若松 秀俊<sup>†</sup>

### Control of Artificial Respiration by Adaptive Pole-Placement Method

Kenji TAKAHARA<sup>†</sup> and Hidetoshi WAKAMATSU<sup>†</sup>, *Members*

あらまし 生体は、個人差や経時変化に加え、そのシステム特有の非線形性をもつ複雑な系を構成している。その中で、呼吸調節系は換気量および代謝量を入力、肺胞気炭酸ガス濃度および混合静脈血中の炭酸ガス濃度を状態変数とする双線形システムで記述されることが知られている。また、そのパラメータは時変であり、特に血流量は代謝量の変動により大きく変化するなど、多くの非線形性を含んでいる。本論文では、こうした呼吸調節系に対して、換気量および肺胞気炭酸ガス濃度をそれぞれ入出力とする線形の数学モデルを用いて、適応極配置に基づく人工呼吸制御システムを構成した。本方法の特徴は、生体特有の個人差や経時変化に対応して、自動的に望ましい特性を与えることができることである。本論文では、ロバスト性を確かめるために、本来入力変数である代謝量を変動させ、その出力への影響を外乱とみなしてシミュレーション実験を行った。また、制御目的に合致するように開発した自動制御用の人工呼吸装置を用いて、健常者を対象に肺胞気炭酸ガス濃度の制御実験を行い、良好な結果を得た。

キーワード 適応極配置, 人工呼吸, 制御系, 肺胞気炭酸ガス濃度

## 1. ま え が き

近年、急速に進む高齢化社会に伴って呼吸器系に障害をもつ患者が増えており、人工呼吸のもつ重要性がますます高まっている。特に、それは急性呼吸不全に対しては血液のpHを正常化する最も有効な手段の一つである。しかしながら、呼吸管理者が適切な人工呼吸を施すためには多くの経験と熟練を要し、施術中の精神的あるいは肉体的な負担が少なくない。それ故、医学的な知識がそれほどなくても、患者に装着するだけで、自動的に望ましい特性を与える人工呼吸システムが求められている。

これに対応して、人工呼吸の自動制御の方法が種々研究されてきた<sup>(1)~(8)</sup>。その中で、患者の状態の変化に対応してシステム同定を行いながら制御入力を決定する線形<sup>(3),(7)</sup>あるいは非線形<sup>(6)</sup>のモデル規範形適応制御方式による人工呼吸制御が提案されている。しかしながら、線形あるいは非線形のモデル規範形適応制御理

論による制御では、そのコントローラの安定性が問題となり、安全で確実な人工呼吸制御を行うことは必ずしも容易ではない。

そこで、本研究では制御対象である呼吸調節系の入力量として換気量を、出力量として肺胞気炭酸ガス濃度をそれぞれ選んだ。これらの入出力量は、呼吸調節系の特性を的確に示し、かつ無侵襲に測定できるので、臨床応用上患者に与える負担は極めて少ない。上記の出力量を制御量として、ロバスト性に優れた適応極配置<sup>(10)</sup>による人工呼吸制御系を構成し、シミュレーション実験を行った。また、コンピュータにより制御可能な人工呼吸装置を開発し、シミュレーションの結果をもとにして、健常者を対象にした人工呼吸制御を行った。更に、線形のモデル規範形適応制御による人工呼吸制御の結果と比較して、本方法の優位性を確かめた。

## 2. 方 法

### 2.1 人工呼吸制御システム

本研究では、制御量および制御入力としてそれぞれ肺胞気炭酸ガス濃度および換気量を選び、一入出力系として扱った。制御対象である呼吸調節系は本来、時

<sup>†</sup> 東京医科歯科大学医学部, 東京都  
Faculty of Medicine, Tokyo Medical and Dental University,  
Tokyo, 113 Japan

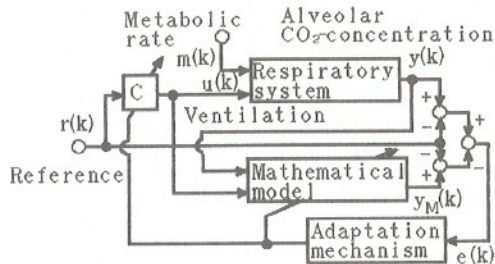


図1 モデル規範形適応制御による人工呼吸制御系  
Fig. 1 Control system of artificial respirator by model reference adaptive control.

変かつ非線形のシステムである<sup>(12)</sup>。モデル規範形適応制御では、制御対象を適当な数学モデルを用いて同定しながら制御入力を決する。図1に示すように、実際の出力と数学モデルとの誤差が漸的にゼロになるように適応機構を働かせて、数学モデルとコントローラのパラメータをそれぞれ変化させることができる。適応制御は制御対象が時間的に変化する場合にも、数学モデルのパラメータを逐次変化させることにより、数学モデルと実際の制御対象との誤差を減少させることができるという点で有効な制御方法の一つである。従って、呼吸調節系を制御対象としたときに、代謝量が変動して血流量などのパラメータが変化したとしても、数学モデルによる同定は可能である。しかしながら、線形のモデル規範形適応制御を用いる際には、連続時間系<sup>†</sup>では安定なシステムであっても、離散時間化する際のサンプリング周期や数学モデルの選び方によっては零点が不安定になる場合があり<sup>(9)</sup>、コントローラが安定に構成できないことがある。一方、非線形のモデル規範形適応制御については安定性に関する問題が一部を除いて未解決<sup>(6)</sup>であり、安全な人工呼吸制御を行うことは容易ではないと考えられる。これらの諸問題に対して、特に線形の数学モデルを用いる場合にはロバスト性に優れた適応極配置の適用が有効である<sup>(10)</sup>。本章では、人工呼吸制御に用いるために開発した人工呼吸装置の特徴を述べると共に、適応極配置系を構成するための数学的準備を行う。

### 2.1.1 自動制御用人工呼吸装置

本研究には、筆者らが開発した自動制御用の人工呼吸装置を用いた<sup>(11)</sup>。この人工呼吸装置の特徴は、通常のマニュアル操作が可能であるのみでなく、制御用のコンピュータから装置を駆動するのに必要な種々のデータを送ることにより、設定した動作を行わせることができる点にある。人工呼吸装置の概略図を図2に示す。

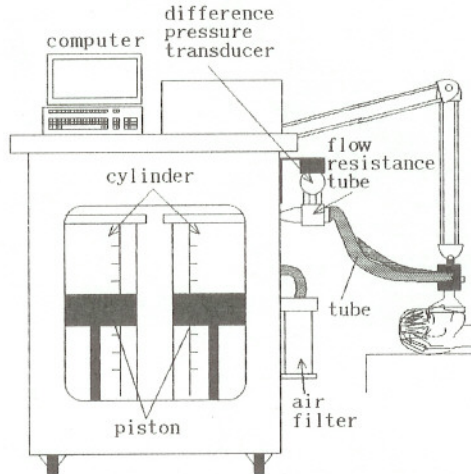


図2 人工呼吸装置の概略図  
Fig. 2 An outline of respirator.

図からわかるように、本装置は二つのシリンダ内にそれぞれ独立して動かすことのできるピストンを備えている。これらのピストンの一方は患者へ送気する(送気動作)ためのものであり、他方は患者から呼吸を吸引する(排気動作)ためのものである。また、換気動作ごとに制御用のコンピュータにより、1回換気量[m $l$ /stroke]、換気頻度[l/min]およびサイクルパーセント[%]の三つの動作パラメータが設定可能である。特にサイクルパーセントについては、その内容を送気・送気後停止・排気・排気後停止の四つに分け、その変更ができるようにした。従って、ピストンを駆動させるソフトウェアを変更することにより患者の呼吸パターンに応じた換気動作を実現することも可能である。また、二つのピストンをそれぞれ独立に動かすことができることから、患者が吸気した量と同じだけの呼気量を取りつけた。これにより、肺胞気炭酸ガス濃度(呼気終末炭酸ガス濃度)を正確に測定することができる。

### 2.1.2 人工呼吸制御システムの構成

先に述べた人工呼吸装置を用いて、人工呼吸制御システムを図3のように構成した。

換気量の測定には気流抵抗管(日本光電製

<sup>†</sup> 連続時間系と離散時間系<sup>(14)</sup>: 一般に、取り扱われる現象の大部分は時間的に連続なシステム(連続時間系)によるものである。これに対して、一定時間で間欠的に動作する(あるいはそうみなす)ようなシステムを離散時間系と言う。

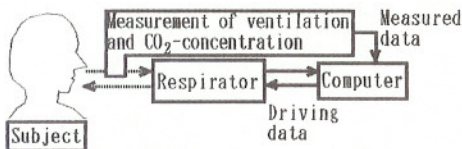


図3 人工呼吸制御システムの概略図  
Fig. 3 An outline of control system of artificial respiration.

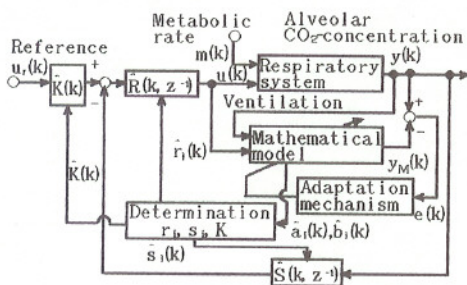


図4 適応極配置法による人工呼吸制御系  
Fig. 4 Control system of artificial respiration by adaptive pole placement method.

TV-112T), 差圧トランスデューサ(同社製 TP-602T), 呼吸用アンプ(同社製 AR-601G), 換気量ユニット(同社製 AQ-601Q)を用いた。また, 肺胞気炭酸ガス濃度および酸素濃度の測定には呼吸ガスモニタ(日本電気三栄社製レスピーナ 1H26)を用いた。更に, モニタリング用として, パルスオキシメータ(日本光電社製 OLV-1200)を用いて, 動脈血中の酸素飽和度および心拍数を測定し, 人工呼吸が安全に行われていることを確かめた。

### 2.2 適応極配置による人工呼吸制御系の構成

モデル規範形適応制御では制御対象の零点がコントローラの極により相殺されるという形になっているので, 非最小位相系<sup>†</sup>に対しては適用することはできない。先に述べたように, 連続時間系では制御対象が安定であっても, サンプリングの周期や数学モデルの選び方によっては離散時間モデルの零点は不安定になる場合がある。このような非最小位相系の適応制御には, 適応極配置が有効である。本節では, 図4に従って<sup>(10)</sup>人工呼吸の適応極配置による制御系を構成した。

#### 2.2.1 適応アルゴリズム

本研究では, 呼吸調節系を次式で表されるような線形システムと仮定した。

$$A(z^{-1})y(k) = B(z^{-1})u(k)$$

ここで,

$$A(z^{-1}) = 1 + \sum_{i=1}^{n_a} a_i z^{-i}$$

$$B(z^{-1}) = \sum_{i=d}^{n_b} b_i z^{-i}$$

このとき数学モデルの出力は次の式で表される。

$$y_M(k) = -\sum_{i=1}^{n_a} \hat{a}_i(k)y(k-i) + \sum_{i=d}^{n_b} \hat{b}_i(k)u(k-i) = \hat{\theta}^T(k)\zeta(k) \quad (1)$$

但し,

$$\hat{\theta}^T(k) = [-\hat{a}_1(k) \cdots -\hat{a}_{n_a}(k) \hat{b}_d(k) \cdots \hat{b}_{n_b}(k)] \quad (2)$$

$$\zeta^T = [y(k-1) \cdots y(k-n_a) u(k-d) \cdots u(k-n_b)]$$

であり, それぞれ時刻  $k$  における推定パラメータベクトルおよび状態変数ベクトルを示す。また,

$y_M(k)$ :  $k$  時点における数学モデルの出力 [Vol %]

$y(k)$ :  $k$  時点における肺胞気炭酸ガス濃度 [Vol %] の平衡点からの変化分

$u(k)$ : 肺胞気炭酸ガス濃度の平衡点を与える換気量 [ml/min] からの変化分

$\hat{a}_i(k)$ : 未知パラメータ ( $1 \leq i \leq n_a$ )

$\hat{b}_i(k)$ : 未知パラメータ ( $d \leq i \leq n_b$ )

$d \geq 1$ : むだ時間

である。

数学モデルのパラメータは実際の出力  $y(k)$  と数学モデルの出力  $y_M(k)$  の誤差

$$e(k) = y(k) - y_M(k) \quad (3)$$

が漸近的に零になるように調整される。パラメータ調整則としては, 以下に示す時変系・非線形系についても適応性を発揮し得る固定トレース方式<sup>(13)</sup>を用いた。

$$\hat{\theta}(k) = \hat{\theta}(k-1) + \Gamma(k-1)\zeta(k)\varepsilon(k)$$

$$\Gamma'(k) = \Gamma(k-1) - \frac{\Gamma(k-1)\zeta(k)\zeta^T(k)\Gamma(k-1)}{1 + \zeta^T(k)\Gamma(k-1)\zeta(k)}$$

$$\Gamma(k) = \frac{1}{\lambda(k)}\Gamma'(k) \quad (4)$$

$$\lambda(k) = \frac{\text{tr}\Gamma'(k)}{\text{tr}\Gamma(0)}, \text{tr}\Gamma(0) > 0$$

$$\varepsilon(k) = \frac{y(k) - \hat{\theta}^T(k-1)\zeta(k)}{1 + \zeta^T(k)\Gamma(k-1)\zeta(k)}$$

#### 2.2.2 適応極配置の方法

本制御系の目的は有界な肺胞気炭酸ガス濃度の目標値である規範入力  $u_r(k)$  に対して, 肺胞気炭酸ガス濃度  $y(k)$  が漸近的に次の関係を満足するように, 制御入

<sup>†</sup> 伝達関数の極(分母多項式の根)および零点(分子多項式の根)が不安定領域に存在しないものを最小位相系と言い, そうでないものを非最小位相系と言う。

力である換気量  $u(k)$  を適応的に決定することである。

$$C(z^{-1})y(k) = KB(z^{-1})u_r(k) \quad (5)$$

ここで、 $C(z^{-1})$  は規範入力  $u_r(k)$  から出力  $y(k)$  までの閉ループ系が安定となるようにあらかじめ設計者が与える多項式、 $K$  は定常偏差を零にするためのゲインであり、それぞれ

$$C(z^{-1}) = 1 + c_1z^{-1} + \dots + c_{n_c}z^{-n_c}$$

$$K = C(1)/B(1) \quad (6)$$

である。

制御入力  $u(k)$  は次の式(7)より決定される。

$$R(z^{-1})u(k) = Ku_r(k) - S(z^{-1})y(k) \quad (7)$$

但し、

$$R(z^{-1}) = 1 + r_1z^{-1} + \dots + r_{n_r}z^{-n_r}$$

$$S(z^{-1}) = s_0 + s_1z^{-1} + \dots + s_{n_s}z^{-n_s} \quad (8)$$

である。式(1)および式(5)より、

$$(A(z^{-1})R(z^{-1}) + B(z^{-1})S(z^{-1}))y(k) = KB(z^{-1})u_r(k) \quad (9)$$

が得られるので、

$$C(z^{-1}) = A(z^{-1})R(z^{-1}) + B(z^{-1})S(z^{-1}) \quad (10)$$

を満たすように多項式  $R(z^{-1})$ 、 $S(z^{-1})$  を決定すればよい。このとき、制御対象のパラメータ  $a_i$  および  $b_i$  は未知であるので、 $R(z^{-1})$  および  $S(z^{-1})$  のパラメータは、推定パラメータ  $\hat{a}_i(k)$ 、 $\hat{b}_i(k)$  を用いて決定される。

### 3. 適応極配置の人工呼吸への応用

#### 3.1 シミュレーション実験による人工呼吸制御

図4で、呼吸調節系にはよく知られている双線形モデル<sup>(6),(12)</sup> (付録1参照)を、同定のための数学モデルには式(1)をそれぞれ用いてシミュレーション実験を行った。この際、一様に分布する雑音を用いて代謝量をその定常値から±10%程度変動させた。代謝量の変化は血流量など呼吸調節系のパラメータに影響を及ぼし<sup>(15)</sup> (付録2参照)、システムの特性を変化させることから、これを外乱とみなした。サンプリング周期を30秒として、30分間制御したシミュレーション実験の結果を図5に示す。このとき、数学モデルの自己回帰部分および移動平均部分の記憶長をそれぞれ  $n_a=2$ 、 $n_b=2$  とし、むだ時間を  $d=1$  とし、ゲイン行列の初期値を  $\Gamma(0)=I$  (単位行列) とした。また、極を与える多項式を

$$C(z^{-1}) = 1 \quad (11)$$

とし、極を配置するための多項式  $R(z^{-1})$  および  $S(z^{-1})$  の次数をそれぞれ  $n_r=n_s=1$  とした。

図5で、肺泡気炭酸ガス濃度は制御開始後5分で既

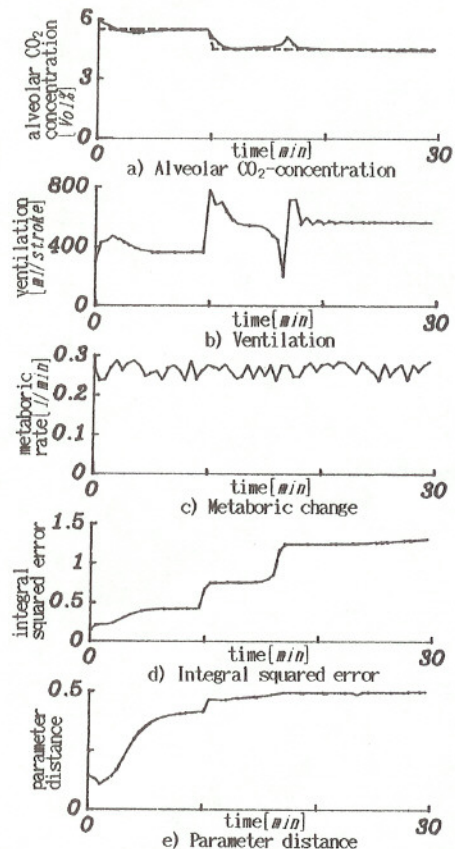


図5 適応極配置法による人工呼吸制御系の応答(シミュレーション実験)

Fig. 5 Responces of respiratory control system by adaptive pole placement method. (simulation experiment)

に目標値に追従している。その後、15分程度で目標値から一時的にずれが生じたが、代謝量の変動に伴う呼吸調節系のパラメータの変化にも対応して適応機構が十分に働いており、再び目標値に完全に追従していることがわかる。また、同図(d)は用いた数学モデルの各パラメータの2乗和の平方根を示すパラメータ距離であり、規範入力に変化する制御開始10分以降一定値に落ちついていることがわかる。従って、実際の呼吸調節系を、本方法を用いて十分に制御できる可能性がある。

#### 3.2 実際の人工呼吸制御

2.で述べた制御システムを用いて、健康者10人を対象に人工呼吸制御を行った。サンプリング時間を30秒として、30分間制御した。このとき、シミュレーション実験と同様にゲイン行列の初期値を  $\Gamma(0)=I$  とし、極を与える漸近安定多項式を  $C(z^{-1})=1$  とした。規範

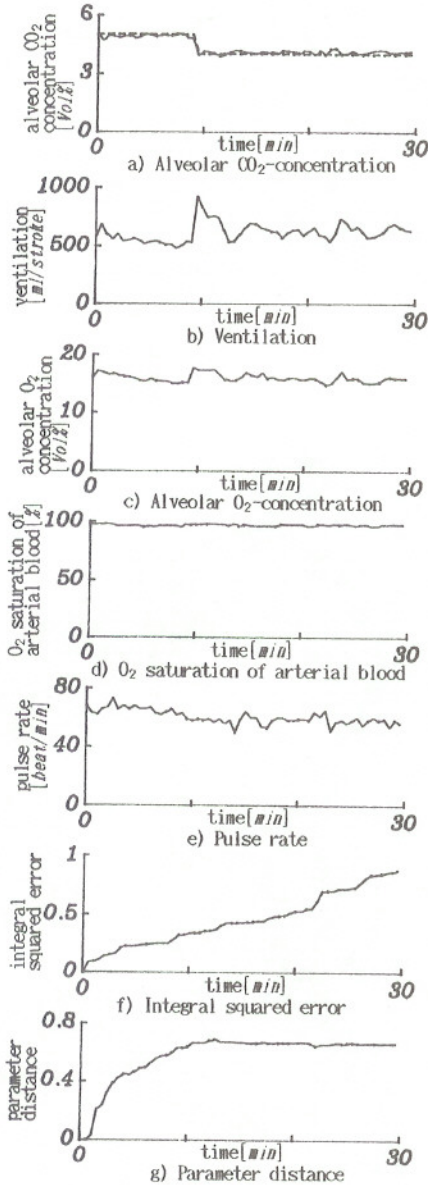


図6 適応極配置法による実験結果

Fig. 6 Experimental results by adaptive pole placement method.

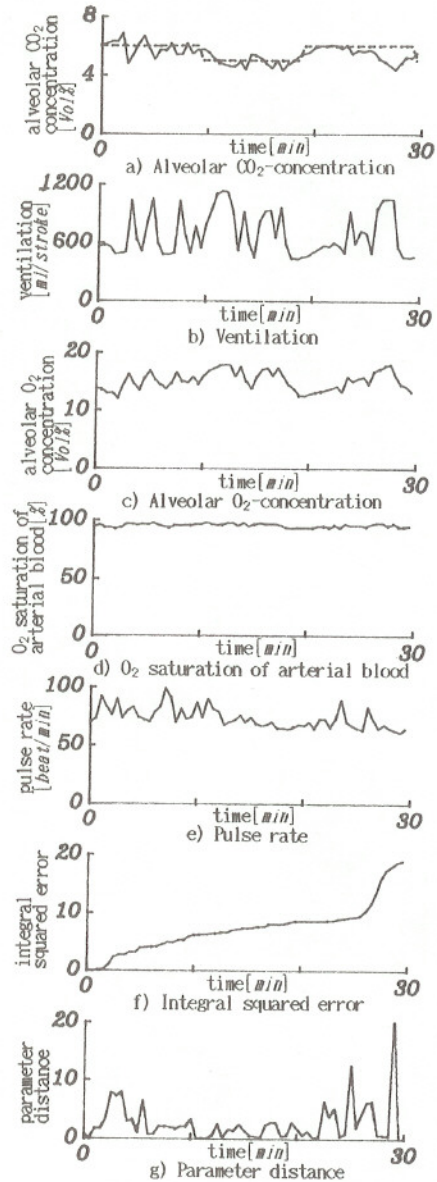


図7 モデル規範形適応制御による実験結果

Fig. 7 Experimental results by model reference adaptive control.

入力としては、被験者の制御開始直前の肺胞気炭酸ガス濃度の平均値から制御開始後10分に1.0[Vol%]ステップ状に減少するものを選んだ。また、数学モデルは自己帰帰部分および移動平均部分の記憶長をそれぞれ  $n_a=2$ ,  $n_b=2$ , むだ時間を  $d=1$ , 極を配置するための多項式  $R(z^{-1})$  および  $S(z^{-1})$  の次数を  $n_r=n_s=1$  とした。制御結果の一例を図6に示す。比較のために、

同じ記憶長およびむだ時間をもつ数学モデルを用いてモデル規範形適応制御を行った結果を図7に示す。但し、ここでは目標値となる規範出力を制御開始後10分と20分とにそれぞれ1.0[Vol%]ずつステップ状に変化させた。

モデル規範形適応制御では、肺胞気炭酸ガス濃度の目標値に追従する傾向を示してはいるが、十分ではな

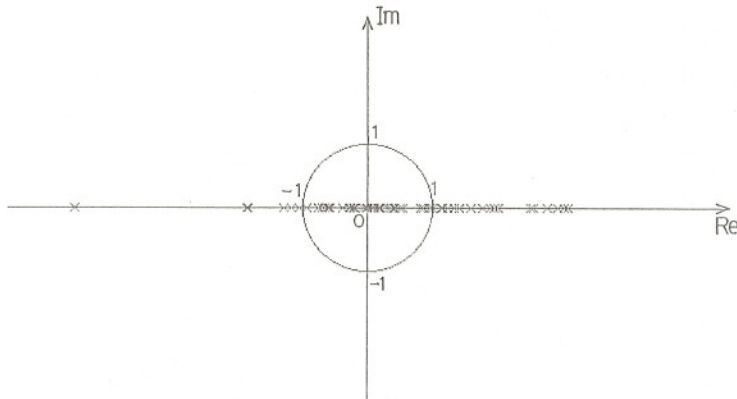


図8 モデル規範形適応制御に用いた数学モデルの零点の分布  
Fig. 8 Zero-distribution of mathematical model used for model reference adaptive control.

い。特に、制御開始後25分以降では目標値から大きくずれており、不安定な状態になっている。図8に制御開始から終了までの数学モデルの零点の分布の様子を示す。これより、数学モデルの零点が不安定領域に多く分布していることがわかる。それらは、制御開始後20分以降に多く存在しており、そのために不安定な状態に陥ったと考えられる。一方、図6からわかるように、適応極配置による制御結果は肺胞気炭酸ガス濃度の目標値に十分に追従していることがわかる。制御入力である換気量もそれほど大きく変動しておらず、被験者に無理な呼吸を強いていない。モニタリング用に測定した呼気の酸素濃度、動脈血中の酸素飽和度および心拍数についても生理的に正常な範囲で変動しており、人工呼吸が安全に行われていることがわかる。パラメータ距離についても、適応制御では制御開始から終了まで大きく変動し続けているのに対して、適応極配置ではシミュレーションと同様に規範入力に変化した後でほぼ一定値に落ちついている。他の被験者についても同様の傾向を示す結果が得られた。また、実験の最中に咳込むなど、数学モデルのパラメータが大きく変動し、モデル規範形適応制御では対応しきれなかった現象についても、十分に制御できることを確認した。

#### 4. むすび

以上、時変かつ非線形の呼吸調節系を対象として線形の適応極配置によるシミュレーションおよび実際の人工呼吸制御系を構成し、実験を行った。適応極配置による人工呼吸制御系は、モデル規範形適応制御では

制御が事実上不可能な場合にも、極を望ましい位置に配置することによって制御可能となることを確認した。このことは、モニタリング用に測定したデータからも明らかであり、本方法は临床上より確実に安全なものと考えられる。また、無侵襲かつ容易に測定できる換気量と肺胞気炭酸ガス濃度を入出力とした単純な数学モデルを用いて安定な制御を行えることは、実際に患者に適用する際にも患者の負担が小さく、より望ましいと考えられる。

本論文では、望ましい特性を与える極として  $s$ -平面上の原点を選んだが、原点以外の極では必ずしも望ましい制御ができないことがあった。極の配置の仕方は制御の特性を決定する上で重要である。しかしながら極の配置と非線形である呼吸調節系との定量的な関係は未解決であり、今後の課題とするところである。また、数学モデルの次数についても定量的な決定法が定まっておらず検討を要する。

最後に、人工呼吸装置の開発に御協力頂いた明希産業株式会社に感謝の意を表します。

#### 文 献

- (1) Frumin M. J., Berman N. A. and Holady D. A. : "Carbon dioxide and oxygen blood levels with a carbon dioxide controlled artificial respirator", *Anesthesiology*, **20**, pp. 313-320 (1959).
- (2) 若松秀俊, 野城真理, 影井清一郎 : "非線形逆系を用いた肺胞気炭酸ガス濃度の定値制御", *ME 誌*, **19**, pp. 438-441 (1981).
- (3) Sano A., Ohmori H., Yazawa M. and Kikuchi M. : "Adaptive decoupling control of artificial respirator

- via model param identification", Ident. Syst. Param Estim. 1985, 2, pp. 1607-1612 (1985).
- (4) 野城真理: "人工呼吸による動脈血炭酸ガス分圧制御系の設計", ME誌, 21, pp. 20-26 (1983).
- (5) Giard M. H., Bertrand F. O., Perniar J. and Robert D.: "An algorithm for automatic control of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> in artificial ventilation", IEEE Trans. Biomed. Eng., 32, pp. 658-667 (1985).
- (6) Wakamatsu H.: "Control of respiratory system using Volterra series", Biomed. Meas. Inform. Control., 2, 1, pp. 25-35 (1988).
- (7) 藤井省三, 水野直樹, 熊沢孝朗, 只木英子, 江口国博: "人工呼吸下における実験動物の呼気中 CO<sub>2</sub> 濃度制御への適応制御手法の応用", 計測自動制御学会論文集, 24, pp. 201-203 (1988).
- (8) Shah V. K., Enderle J. D. and Greene J. G.: "Design of an optimal ventilator", Biomed. Sci. Instrum., 26, pp. 121-126 (1990).
- (9) Åström K. J., Hagander P. and Sternby J.: "Zeros of sampled systems", Proc. 19th IEEE CDC, Albuquerque, pp. 1077-1081 (1980).
- (10) 鈴木 隆, 新中新二, 田中幹也: "適応極配置系の一構成法", 計測自動制御学会論文集, 19, pp. 28-35 (1983).
- (11) 若松秀俊, 梅垣育裕, 高原健爾: "プログラマブル人工呼吸装置の開発と呼吸器系の特性測定", 信学技報, MBE91-74 (1991).
- (12) Mohler R. R.: "Bilinear control processes", Acad. Press, New York (1973).
- (13) 新中新二: "適応アルゴリズム", 産業図書 (1990).
- (14) 高橋安人: "システムと制御上・下", 岩波書店 (1978).

## 付 録

### 1. 呼吸調節系の双線形モデル<sup>(2),(6),(12)</sup>

一般に, 呼吸調節系は平衡点の周りで次のような双線形微分方程式<sup>(6)</sup>で表されることが知られている.

$$dx/dt = Ax + uN_1x + Bu$$

但し,

$$A = \begin{bmatrix} (Q\alpha + u_0)/V_1 & Q/V_1 \\ Q\alpha/V_2 & -Q/V_2 \end{bmatrix}, N_1 = \begin{bmatrix} -1/V_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} (F^i(\text{CO}_2) - x_0)/V_1 & 0 \\ 0 & 1/V_2 \end{bmatrix}$$

である.

以下の定数を用いた.

$F^i(\text{CO}_2) = 3.95 \times 10^{-2}$  [Vol %]: 大気中の炭酸ガス濃度

$V_1 = 2.6$  [l]: 肺胞の全容量

$V_2 = 40$  [l]: 体組織の等価全容量

$Q = 5.5$  [l/min]: 血流量

$x_0 = 5.89$  [Vol %]: 肺胞気炭酸ガス濃度の平衡点

$y_0 = 54.6$  [Vol %]: 混合静脈血炭酸ガス濃度の平衡

点

$u_0 = 4.5$  [l/min]: 平衡点を与える単位時間当りの肺胞換気量

$m_0 = 0.2632$  [l/min]: 平衡点を与える炭酸ガス体積に換算した単位時間当りの体組織中の代謝量としてあり,  $x_0, y_0, u_0, m_0$  からのそれぞれの変動量を  $x, y, u, m$  として, 状態変数を  $x^T = [x, y]$ , 入力変数を  $u^T = [u, m]$  とみなしている.

### 2. 代謝量の変動に伴う血流量の変化<sup>(2)</sup>

血流量  $Q$  は, 代謝量の変動に対して次の線形微分方程式で表されると仮定した.

$$\frac{dQ}{dt} = aQ + b(m - m_0)$$

但し,  $a = -0.3$  [l/min],  $b = 7.5$  [l/min] は定数である. また,  $m_0$  は定常状態における代謝量であり, 血流量の初期値を  $Q_0$  とし, それぞれの値は付録 1. に示した値を用いた.

(平成 4 年 7 月 9 日受付, 5 年 2 月 15 日再受付)



高原 健爾

平 4 福井大大学院修士課程了. 現在, 東京医科歯科大学大学院博士課程在学中. 日本 ME 学会会員.



若松 秀俊

昭 47 横浜国大修士課程了. 同年東京医科歯科大学助手, 足利工業大学, 福井大学工学部を経て, 現在東京医科歯科大学医学部教授. 昭 48~50 年, ドイツ連邦共和国学術交流会 (DAAD) 給費により留学. Erlangen-Nürnberg 大学医学部客員研究員. 工博.