

# プログラマブル人工呼吸装置を用いた肺胞気炭酸ガス濃度の自動制御

Automatic control of alveolar CO<sub>2</sub>-concentration using programmable respirator

高原 健爾<sup>\*</sup> 若松 秀俊<sup>\*</sup> 宮里 逸郎<sup>\*</sup> 石田 明允<sup>\*\*</sup>

K. Takahara, H. Wakamatsu, I. Miyazato, A. Ishida

<sup>\*</sup> 東京医科歯科大学 医学部 <sup>\*\*</sup> 同大 医用器材研究所

Tokyo Medical and Dental University

## 1. はじめに

器械的人工呼吸は17世紀に始まると言われている。その後、今世紀中葉に北欧でのポリオの流行を機に人工呼吸の重要性が認識された<sup>1)</sup> 2)。人工呼吸への関心が高まるとともに、人工呼吸装置に関する様々な研究・開発が進められ、今日に至っている。これら人工呼吸装置の多くは、呼吸管理者が常に患者の状態を監視しながら、換気量などを変化させているのが現状であり、彼らの精神的あるいは肉体的負担は少なくない。また、適切な人工呼吸を行うためには、多くの経験と熟練を要する。それゆえ、患者に関する予備知識や医学的な知識がそれほどなくても、患者にマスクを装着するだけで、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。

そこで、本研究ではマニュアル操作が可能であるばかりでなく、種々の動作パラメータがコンピュータにより設定可能な2-シリンダ方式の自動制御用人工呼吸装置を開発した。そして、本装置を用いて効果的な制御を行う準備として、制御対象である呼吸調節系の把握のために、換気量および肺胞気炭酸ガス濃度をそれぞれ入出力として選び、適応アルゴリズム<sup>10) 11)</sup>を用いて呼吸調節系のシステム同定を行った。さらに、その結果を基に、適応極配置法に基づく人工呼吸制御システムを構成し<sup>9)</sup>、健康者を対象に肺胞気炭酸ガス濃度の制御を行い、本装置および制御系の有効性を示した。

## 2. プログラマブル人工呼吸装置

従来、人工呼吸は、呼吸管理者が常に患者を監視し、患者の状態の変化に合わせて換気量、換気頻度などを変化させながら行われている。したがって、その過程をすべて自動化するためには、呼吸管理者が変化させるパラメータが自動的に設定されなければならない。

そこで、本研究では、呼吸管理者に代わってコンピュータにより制御可能な2-シリンダ方式の陽圧式人工呼吸装置を開発した。本研究者らは、過去に3度にわたって2-ダイヤフラム方式および2-シリンダ方式の人工呼吸装置を開発しており<sup>3) 4)</sup>、本装置はそれらを基礎に機構や特性の改善をはかり、新たな機能を付加したものである。その概略を図1に示した。

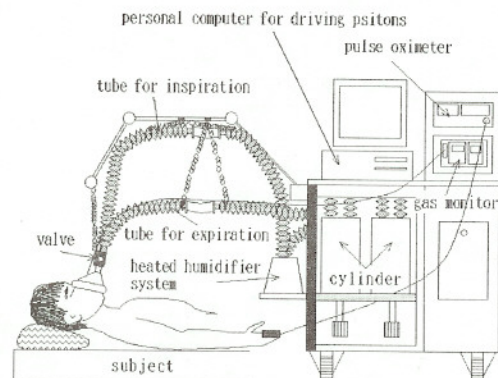


図1 人工呼吸装置の概略図

本装置は、2つのシリンダおよびピストン、ピストンを駆動するためのサーボモータ、制御用コンピュータからのデータに基づいてサーボモータを動作させるための駆動用コンピュータ、

呼気吸気分離弁、測定器、警報機から構成される。本装置の特徴は、第一に通常のマニュアル操作が可能であるのみでなく、駆動のために必要な種々のデータを制御用のコンピュータから送信することにより、所望の動作を行わせることができる点にある。制御用コンピュータから送信すべきデータは、一回換気量 [ $ml/stroke$ ]、換気頻度 [ $1/min$ ] およびサイクル% [%] の3つの基本動作パラメータである。特にサイクル%については、その内容を呼気動作・呼気動作後停止・吸気動作・吸気動作後停止の4つに分け、患者の呼吸パターンに応じた換気動作が可能ないようにした。

第二に、患者の吸気の送出力（送気動作）と患者の呼気の吸引用（排気動作）の2つのシリンダを備えていることである。強制的な排気動作は、積極的な換気のためであり、呼吸における患者の負担を軽減することができる。これら2つのシリンダ内のピストンは、駆動用のコンピュータによりそれぞれ独立して動かすことができる。したがって、患者が吸気した量と同じだけの呼気量を、次の換気の際に吸引することができ、患者に無理な呼吸を強いることがない。また、マスクからエア・リークが起こったときには、リークした分を差し引いて排気させることも可能である。

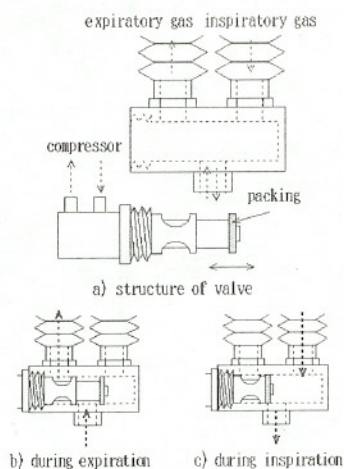


図2 弁の概略図

送気用のピストンによって送り出された空気は、加温・加湿器 (Aika SCT2000) を通ってマスクから肺の中へ入る。呼気は吸引用のピストンによって肺から呼吸装置へ吸引される。この際、

呼気吸気分離弁が送気・排気チューブとマスクの接続部分にあって、換気動作に同期して動作する。弁の概略図を図2に示した。この弁は、コンプレッサにより吸気の際には呼気側を、呼気の際には吸気側をそれぞれ閉じることができる。したがって、マスク付近での吸気と呼気の混合を防ぎ、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。また、患者の安全のために吸気の圧力、湿度、温度を常に患者の口元で監視しており、警報音によりその異常を呼吸管理者に知らせ、危険な場合には直ちにマニュアル操作に切り替えることができる。

### 3. 適応アルゴリズムによる呼吸調節系の同定

本研究で制御対象とする呼吸調節系は、本来時変かつ非線形である。さらに、実際には患者の個体差や状態の経時変化によって、そのパラメータを正確に把握することが困難であることが少なくない。それゆえ、患者の状態に適切に対応して制御入力を決定する適応制御の方法に基づく肺胞気炭酸ガス濃度の制御が提案されている<sup>3) 6) 9)</sup>。本研究からは、すでに非線形の適応制御および線形の適応極配置の手法を用いて肺胞気炭酸ガス濃度の制御が可能であることを示した<sup>6) 9)</sup>。しかしながら、その用いるべき数学モデルの構造については定量的な議論には至らなかった。そこで、本研究では適応極配置による肺胞気炭酸ガス濃度の制御をより確実なものとするために、呼吸調節系の全体像を記述するのに最も適当な線形の数学モデルの記憶長に関する検討を行った。

#### 3.1 換気量および肺胞気炭酸ガス濃度の測定

まず、2章で述べた人工呼吸装置を用いて健康者を対象に、換気量と肺胞気炭酸ガス濃度の測定を行った。サンプリング時間を30秒として、30分間測定した。また、入力信号の一次独立性を保つために、換気量を500 [ $ml/stroke$ ] を中心に乱数を用いて  $\pm 100$  [ $ml/stroke$ ] だけ変化させて入力した。測定システムを図3に示した。

換気量の測定には気流抵抗管 (日本光電製 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気ガ

モニタ（日本電気三菱社製レスピーナ 1H26）を用いた。さらに、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、被験者が問題ない実験環境にあることを確かめた。

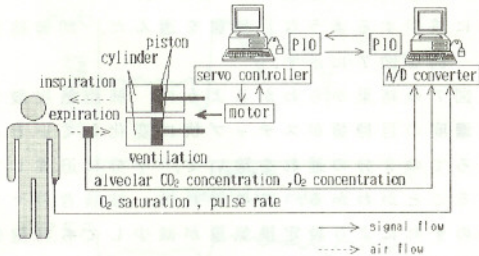


図3 呼吸調節系同定のための換気量および肺胞気炭酸ガス濃度測定システム

### 3.2 呼吸調節系の同定

3.1 で得られた換気量と肺胞気炭酸ガス濃度のデータを用いて、種々の記憶長をもつ数学モデルについて適応アルゴリズムにより呼吸調節系の同定を行った。呼吸調節系は、代謝量の変動などがシステムの特性に大きな影響を及ぼす系であることが知られており、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出力とする非線形の2入力2出力系とみなせる<sup>5)</sup>。しかしながら、ここでは呼吸調節系自身の特性の変化や代謝量の変動による出力への影響をすべてパラメータの変化によるものとみなし、呼吸調節系を1入力1出力系と仮定した。測定した肺胞気炭酸ガス濃度の平均値を平衡点とみなして、その平衡点からの変化分を出力として、肺胞気炭酸ガス濃度の平衡点を与える換気量からの変化分を入力としてそれぞれ選び、次式で表されるような線形システムを仮定した。

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

ただし、

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

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

$y(k)$  :  $k$ 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/stroke] からの変化分

である。

数学モデルの自己回帰部分の記憶長を  $n_a=1\sim 4$ 、移動平均部分の記憶長を  $n_b=1\sim 4$ 、むだ時間を  $d=1\sim 2$  として、それらのすべての組み合わせについて同定した。システム同定は図4に示した直並列式同定法に従い、パラメータ調整則としては、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>10)</sup>（付録1参照）を用いた。

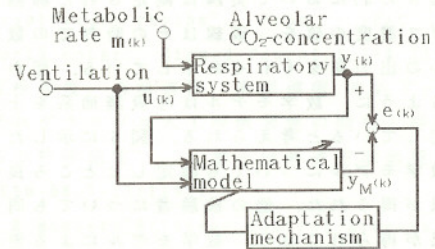


図4 直並列式同定法

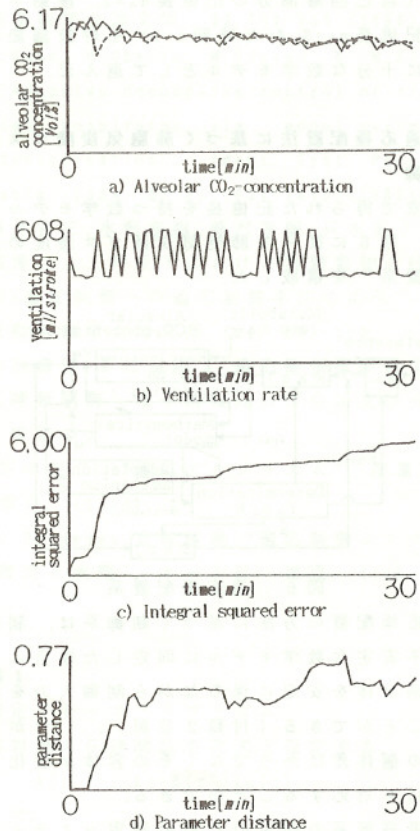


図5 呼吸調節系の特性測定と同定結果

図3に従って測定した換気量と肺胞気炭酸ガス濃度の測定結果と、それらのデータを用いてシステム同定して結果の一例を図5に示した。なお、実際には加温・加湿器により呼気に含まれる水分が多いため、気流抵抗管による換気量の測定は誤差を伴うので、人工呼吸装置へ送信するデータとして設定した換気量の値を用いた。なお、シリングからは設定換気量が正確に送出されることはすでに確かめてある。

図5のa)において実線は測定された肺胞気炭酸ガス濃度の値を、破線はその時刻での数学モデルの出力値をそれぞれ示している。図からわかるように、数学モデルは呼吸調節系を十分に同定していると考えられる。図5に示した以外の数学モデルについても同定したところ良好な結果が得られた。他の被験者についても同様の結果が得られており、数学モデルによる差異はそれほどないと考えられる。したがって、本研究では、一般によく用いられる2次系の数学モデル(自己帰帰部分の記憶長 $n_a=2$ , 移動平均部分の記憶長 $n_b=3$ , むだ時間 $d=1$ )を呼吸調節系の近似に十分な数学モデルとして選んだ。

#### 4. 適応極配置法に基づく肺胞気炭酸ガス濃度の制御

3章で得られた記憶長を持つ数学モデルを用いて、図6に従って肺胞気炭酸ガス濃度の適応極配置系<sup>9)</sup>を構成した。

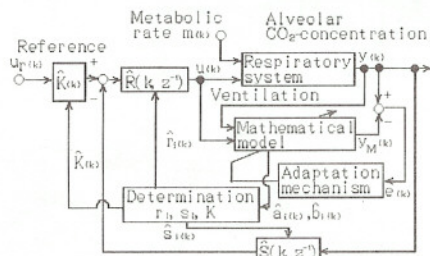


図6 適応極配置系

適応極配置の方法に基づく制御系は、制御対象を不安定な数学モデルに同定した場合にも、制御系全体を安定に保ちながら制御入力を決することができる(付録2参照)。したがって、患者の個性差ばかりでなくその容体が変わった場合にも対応することができる。

呼吸調節系の同定のための測定システムと同様の構成で、健常者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、同定アルゴリズムには3.2で用いた固定トレースアルゴリズムを用いた。また、制御系全体を安定にする極を与える漸近安定多項式を $C(z^{-1})=1$ とした。そして、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10分後に1.0[%]だけステップ状に減少するような目標値を選んだ。制御結果の一例を図7に示す。

図7の結果からわかるように、肺胞気炭酸ガス濃度の目標値がステップ状に変化しているところでの2分の遅れを除いて、十分に追従していることがわかる。この遅れは、被験者のマスクのずれにより設定換気量が減少しても肺胞気炭酸ガス濃度が増加しなかったために、呼吸調節系の同定モデルのパラメータが変化したことによるものである。しかしながら、その後速やかに目標値に追従する制御入力を発生させることができ、安定な制御が行えることがわかる。また、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、人工呼吸が問題なく行われていることを示している。他の被験者についても、男女あるは喫煙の有無にかかわらず同様の傾向を示しており、本人工呼吸制御システムが有効であり、応用上有意義であることを確認した。

#### 5. おわりに

本研究では、コンピュータにより制御可能なプログラマブル人工呼吸装置を開発し、それを用いた肺胞気炭酸ガス濃度の制御を行い、良好な結果を得た。また、マスクがずれたり、嚔下や咳などの被験者の状態が変化する場合にも、その変化した状態に速やかに対応して制御することができることも確かめた。しかしながら、嚔下や咳などによりファイティングが起こった場合には被験者に不快感を与えることがあり、その対応は十分ではない。さらに、吸気の圧力・温度・湿度などの異常検出の際の自動的な回避システム、マスクのずれなどの検出法はまだ完成しておらず現在検討中である。

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。

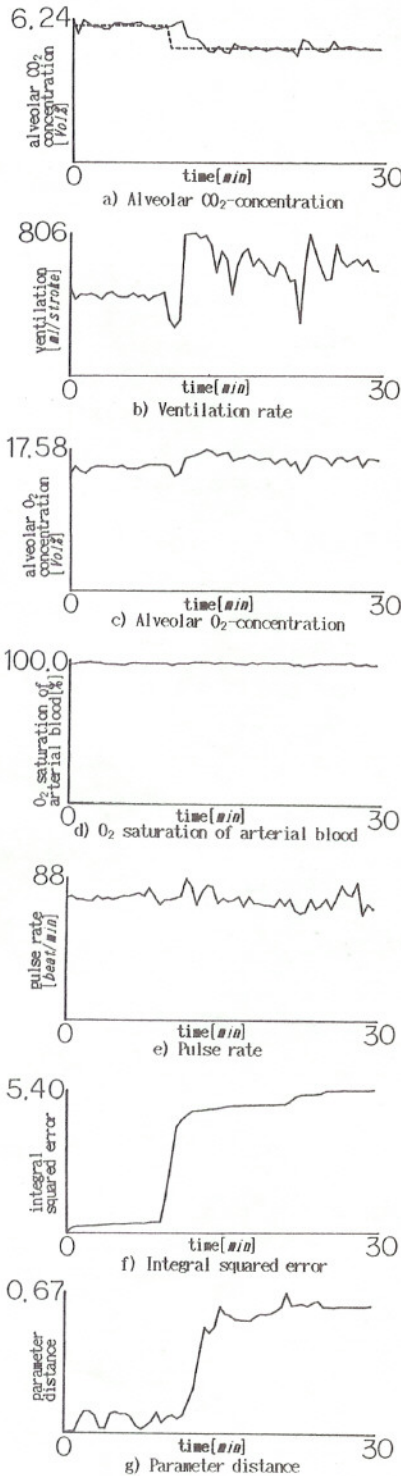


図7 適応極配置法による肺胞気炭酸ガス濃度の制御結果

#### 参考文献

- 1) 黒須吉夫: "慢性呼吸疾患の治療・管理の変遷と現況 人工呼吸器", 治療, 64, 1277-1282 (1982).
- 2) 諏訪邦夫: "人工呼吸器 - 過去, 現在, 未来" 人工臓器, 18, 1467-1473 (1989).
- 3) Wakamatsu H.: "Nonlinear adaptive control of human respiration using newly developed respirator with variable respiratory rhythm", Proc. IFAC 11th World Congr., Biomed. Control, 1, 1-6 (1990).
- 4) 若松秀俊, 梅垣育裕, 高原健爾, 車谷了一: "プログラマブル人工呼吸装置の開発と呼吸系の特性測定", 電子情報通信学会報告, IE90-58, 7-13 (1991).
- 5) R. R. Mohler: "Bilinear control processes", Acad. Press, New York, (1973).
- 6) 若松秀俊: "モデル規範型適応制御によるボルトラ級数を用いた呼吸制御系の設計", 計測自動制御学会論文集, 22, 791-793 (1986).
- 7) A. Sano, H. Ohmori, M. Yazawa & M. Kikuchi: "Adaptive decoupling control of artificial respirator via model parameter identification", Ident. Syst. Parameter Estim. 1985, 2, pp. 1607-1612, (1985).
- 8) 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, 201-203, (1988).
- 9) 高原健爾, 若松秀俊: "適応極配置法による人工呼吸制御", 電子情報通信学会論文誌分冊D II 投稿中.
- 10) 新中新二: "適応アルゴリズム", 産業図書, 東京, (1990).
- 11) I. D. Landau, 富塚誠義: "適応制御システムの理論と実際", オーム社, 東京, (1981).

#### 付録 1

固定トレースアルゴリズム

制御対象の伝達関数を次式と仮定する.

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

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。

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

ただし、

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

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

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

$y(k)$  :  $k$  時点における制御量

$u(k)$  :  $k$  時点における制御入力

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

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

$n_a, n_b$  : 記憶長

$d \geq 1$  : 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

$$e(k) = y(k) - y_M(k)$$

が漸近的に零になるように調整される。

パラメータ調整則は次の通りである。

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

$$\Gamma'(k) = \Gamma(k-1)$$

$$- \frac{\Gamma(k-1) \zeta(k) \zeta^T(k) \Gamma(k-1)}{1 + \zeta^T(k) \Gamma(k-1) \zeta(k)}$$

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

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

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

本研究では、ゲイン行列の初期値を  $\Gamma(0) = I$  とした。

## 付録 2

### 適応極配置

規範入力  $u_r(k)$  に対して、制御対象の出力  $y(k)$  が漸近的に次の関係を満足するように、制御入力  $u(k)$  を適応的に決定することである。

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

ここで、 $C(z^{-1})$  はあらかじめ設計者が決定する望ましい極を与える漸近安定多項式、 $K$  は定常偏差を零にするためのゲインである。

制御入力  $u(k)$  は、多項式  $R(z^{-1})$ 、 $S(z^{-1})$  を用いて次式より決定される。

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

ただし、

$$R(z^{-1}) = 1 + r_1 z^{-1} + \cdots + r_{n_r} z^{-n_r}$$

$$S(z^{-1}) = s_0 + s_1 z^{-1} + \cdots + s_{n_s} z^{-n_s}$$

である。そして、多項式  $R(z^{-1})$ 、 $S(z^{-1})$  は

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

を満たすようには決定される。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、

推定パラメータ  $\hat{a}_i(k)$ 、 $\hat{b}_i(k)$  を用いる。