

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*

高原 健爾**・若松 秀俊**・宮里 逸郎**・石田 明允***

1. はじめに

器械的人工呼吸は17世紀に始まるといわれている。その後、今世紀なかば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^{1,2)}。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。それらは、空気の流速や圧力^{3,4)}の自動制御から、肺胞気炭酸ガス濃度あるいは分圧を指標とした呼吸管理^{5,6,9~12)}まで多岐にわたっている。しかしながら、実際の臨床の場では、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、呼吸管理の自動化は十分な状況にあるとはいえない。というのは、制御に現時点での値のみを用いて、患者のそれまでの経過を考慮していないことや、医師が人工呼吸装置を使う論理の解明が不十分なことなどが理由としてあげられる²⁾。そして、なによりもまず、これまで行われてきた多くの研究により一定の成果が得られたものの、肺胞気炭酸ガス濃度の制御を行う場合には、患者の生命維持(方法の安全性を含む)に直接かかわる理論的な安定性の検討が不十分なためである。また、人工呼吸装置の性能がそれらの制御系を実現するのに不十分なためである。したがって、患者の個性や経時変化に十分に対応できない場合があり、人工呼吸装置を装着するうえで安全性に問題がないとはいえない。

そこで、個々の患者の呼吸器系に関する全体像が明確に把握できない場合や医学的な知識をそれほど持ち合わせていないヒトが操作する場合にでも、単に患者にマスクを装着するだけで、あらかじめ設定した医学

的に望ましい特性に従って、自動的に呼吸管理を行う人工呼吸自動管理システムの構築を行うことが望まれている。本論文ではこのようなシステムの実現を目指して、とくに肺胞気炭酸ガス濃度の自動制御を取りあげ、従来の研究では十分に明確にされていない以下のような問題点について研究を行った。

- 1) 自動制御を行うために、生物学的な対応はなくとも呼吸器系の全体像を記述するのに適した扱いやすいモデルをどのように構成するか。
- 2) 得られた数学モデルを用いて、どのように安定な制御を行うか。
- 3) 制御系を精度良く実現するのに適した人工呼吸装置の開発。

本論文では、まず、著者らが開発したコンピュータにより動作モードを自由に変更できる自動制御に適した人工呼吸装置について述べる。次に、制御対象である呼吸調節系の数学的な構造を把握する。そのために、入出力として換気量および肺胞気炭酸ガス濃度を選び、本装置を用いて呼吸調節系の特性を測定し、測定した入出力から適応アルゴリズム^{14,15)}を用いて呼吸調節系のシステム同定を行った。さらに、同定結果を用いて、適応極配置法¹⁾に基づく人工呼吸制御システムを構成し¹²⁾、健常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

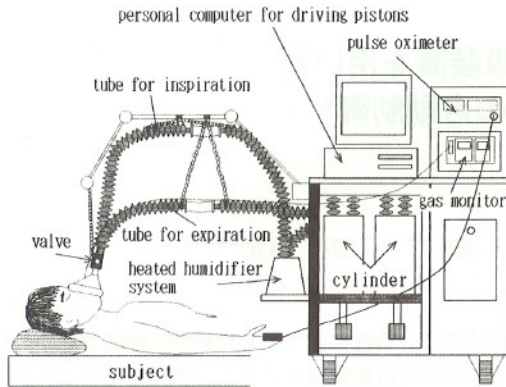
* 1993年3月9日受付, 1993年10月4日改訂, 以後1994年1月17日, 1994年3月15日, 1994年5月16日, 1994年7月8日, 1994年8月18日に改訂

** 東京医科歯科大学医学部

*** 東京医科歯科大学医用器材研究所

* 第10回呼吸管理のME研究会で発表

¹⁾ 制御系の特性は極によって左右される。適応極配置とは制御系全体の極を適応的に望ましい形で配置しながら制御する方法。



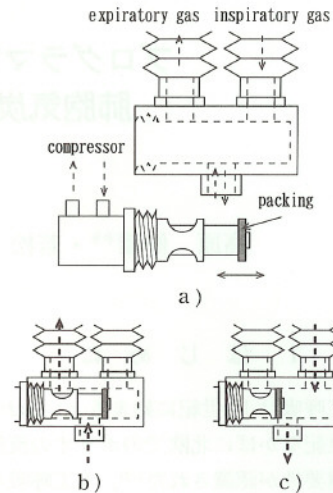
第1図 人工呼吸装置の概略図

Fig. 1 An outline of programmable respirator

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。著者らは、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^{6,7)}、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。その概略を第1図に示した。

本装置は、二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、呼吸気分離弁、測定器、警報器から構成される。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呼吸管理者に代わって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% (%) の三つの基本動作パラメータである。とくにサイクル%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・吸気動作後停止の四つに分け、患者の吸気・呼気のリズムに応じた換気動作が可能のようにした。また、ピストンを動作させるサーボモータ駆動のためのソフトウェアを変更することによって、患者の呼吸波形に合わせて換気することも可能である。

第二に、患者の吸気の送出用 (送気動作) と患者の呼気の吸引用 (排気動作) の二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。これら二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



第2図 弁の概略図

a) 弁の構造 b) 呼気動作中 c) 吸気動作中

Fig. 2 An outline of valve structure of valve b) during expiration c) during inspiration

き、患者に無理な呼吸を強いることがない。また、呼吸回路にエア・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。

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 STC 2000) 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。弁の概略図を第2図に示した。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、異常を察知した場合には警報音によりその異常を呼吸管理者に知らせることができる。したがって、危険な場合には、呼吸管理者はコンピュータ制御から直ちにマニュアル操作に切り替えることができる。

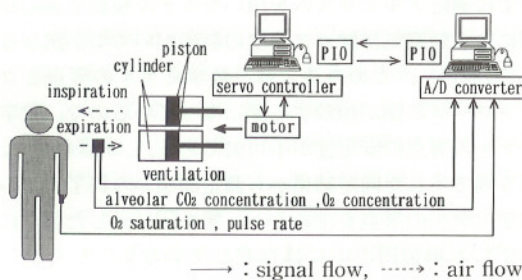
3. 適応アルゴリズムによる呼吸調節系の同定

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^{6,9-12)}。著者らは、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^{9,12)}。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。これは、本来非線形系である呼吸調節系を線形の数学モデルで記述するのに必要な構造的対応関係を与えることができないからである。しかしながら、呼吸調節系の特性を制御に十分な範囲で記述するための数学モデルが得られれば、生体機能としての一般性を表すことができ、個別性もパラメータの値によって記述できると考えられる。そこで、本研究では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安静な状態にある健康者(男性3人、女性3人、年齢23~27歳、被験者のうち喫煙者3人、延べ人数9人)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、次のような方法で入力信号を発生させた。実験の年月日および時刻から種を作り、double型の変数で乗算合同法を用いて0.0~1.0の間で疑似一様乱数を発生させ、その乱数の値が0.5より小、あるいは0.5以上のそれぞれの場合に-1および+1として2値信号を発生させた。2値信号の値に従って、換気量を500(ml/stroke)を中心に±100(ml/stroke)だけ変化させた。測定システムを第3図に示した。



第3図 呼吸調節系の特性測定と肺胞気炭酸ガス濃度制御のためのシステム

Fig. 3 System for measurement and control of respiration

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(日本光電製TP-602T)、呼吸用アンプ(日本光電製AR-601G)、換気量ユニット(日本光電製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スモニタ(日本電気三栄製レスピーナ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。

3・2 呼吸調節系の同定

3・1節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、種々の記憶長を持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⁸⁾。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⁶⁾。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。

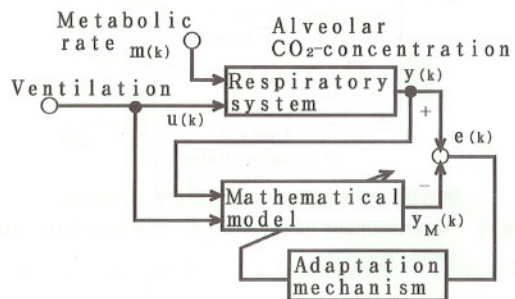
$$A(z^{-1})y(k) = B(z^{-1})u(k)$$

ただし、

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

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

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



第4図 システム同定のブロック線図
Fig. 4 Block diagram of system identification

†† 記憶長により、どれだけ過去の入力あるいは出力が現在の出力に影響を及ぼすかを示す。

$u(k)$: 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合せについて同定した。システム同定は第4図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うる固定トレース方式^{13)†††} (付録1参照) を用いた。

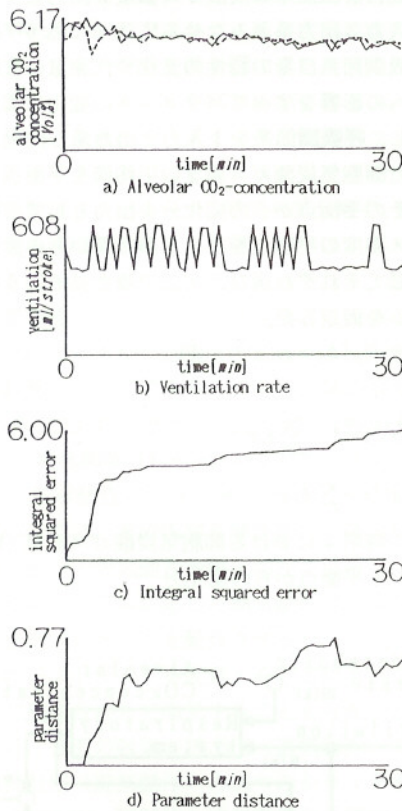
第3図に従って測定した換気量と肺胞気炭酸ガス濃度の測定結果と, それらのデータを用いて, $n_a=2$, $n_b=3$, $d=1$ としてシステム同定した結果の一例 (24歳女性, 非喫煙者) を第5図に示した。なお, 実際には加温・加湿器により呼気に含まれる水分が多いために気流抵抗管による換気量の測定は誤差を伴うので, 同

図b)には, 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。この際シリンダからは設定換気量が正確に送出されることをすでに確認してある。

第5図の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。同図c)からわかるように, 評価関数である積分2乗誤差はほぼ平坦になったことから, 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。また, 同図b)において入力である換気量は, システム同定に十分な周波数成分を含んでおり, 持続的励振条件(P.E.性)^{††††}を満たしている。さらに, 同図d)において数学モデルのパラメータが逐次変化しながらも, a)においては出力誤差が小さく保たれているので適応アルゴリズムを用いることの有効性が確認できる。同じ入出力を用いて, 第5図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 (自己回帰部分の記憶長 $n_a=2$, 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。次章では, 得られた数学モデルを用いて肺胞気炭酸ガス濃度の制御を行う。

4. 適応極配置法に基づく肺胞気炭酸ガス濃度の制御

3章では, 刻々と変化する被験者の状態に対応しながら, 呼吸調節系を同定するために適応アルゴリズムを用いることが有効であることを示した。実際に, これまでに適応アルゴリズムを用いたモデル規範型適応制御による肺胞気炭酸ガス濃度の制御がいくつか試みられている^{9,11)}。この方法では, 数学モデルの零点とコントローラの極が相殺する形になっているので, 数学モデルの零点の安定性が不可欠である。しかしながら, 第5図で示した同定結果から測定開始から終了までの数学モデルの零点を求めると, 第6図に示したように必ずしも単位円の中には存在していない。したがって, 安定かつ安全な制御を行うことが難しい。これに対して, 本研究で用いた適応極配置の手法は零点が不安定になる場合にも, 制御系の安定性が保証されておりロバスト性に優れている¹³⁾。そこで, 3章で得ら

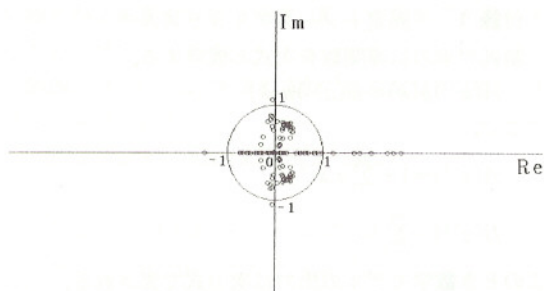


第5図 呼吸調節系の特性測定と同定結果

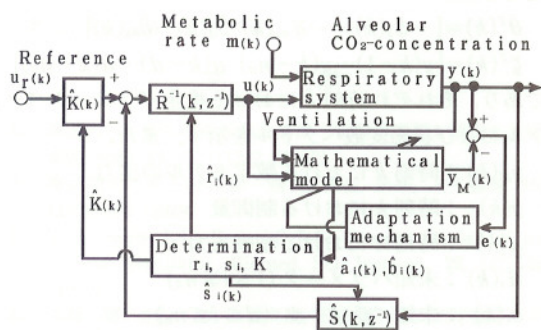
Fig. 5 Measurement of respiratory characteristics and identification

††† 適応則実現の一つの方法で, 行列ゲインのトレースを一定とする方法。

†††† 適応同定のために, 入力満たすべき条件のこと, persistently exciting の略。



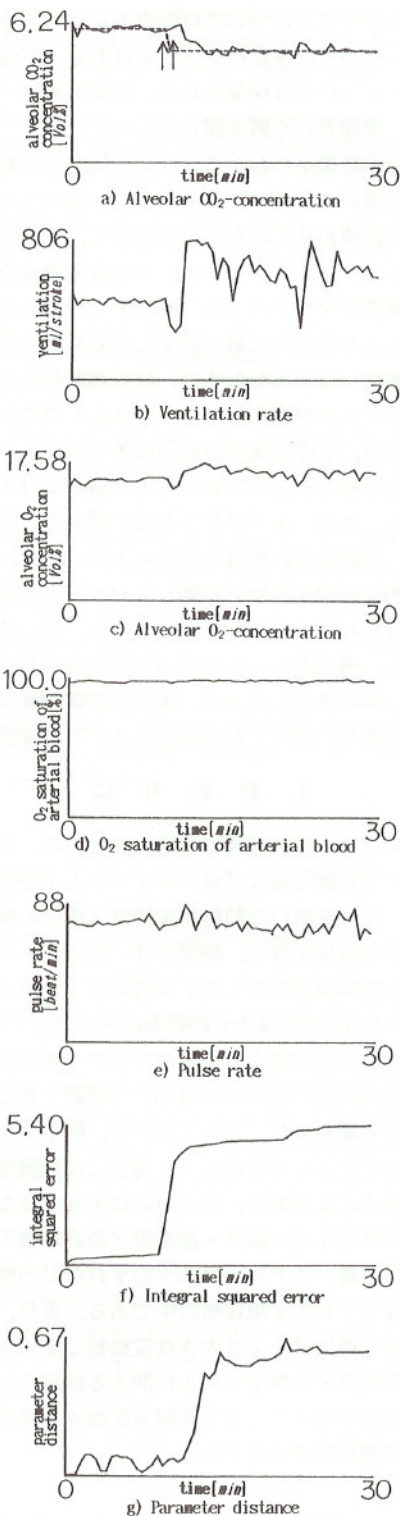
第6図 同定に用いた数学モデルの零点の分布
Fig.6 Zero-distribution of mathematical model for identification



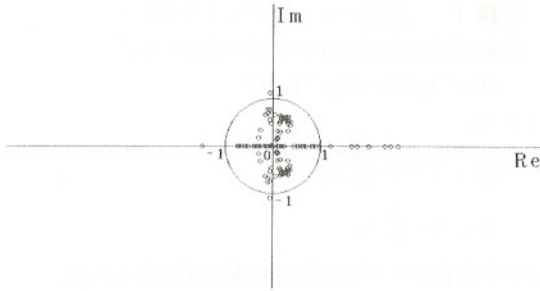
第7図 適応極配置系
Fig.7 Blockdiagram of adaptive pole placement

れた記憶長を持つ数学モデルを用いて、第7図に従って肺胞気炭酸ガス濃度の適応極配置系¹²⁾を構成した。先に述べたように、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入力量を決定することができる(付録2参照)。したがって、患者の個体差や経時変化に対応して、安全に制御することができる。

呼吸調節系の同定のための入出力測定システムと同様の構成で、安静な状態にある健常者(男性3人、女性7人、年齢23~27歳、被験者のうち喫煙者3人、延べ人数20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、同定アルゴリズムには3・2節で採用し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(Vol%)だけステップ状に減少するような目標値を選んだ。一般に、入力のP.E.性は規範入力(目標値)がP.E.である場合に保証されるといわれる¹³⁾が、本研究ではステップ状関数なので必ずしもこれが保証されない。しかしながら、

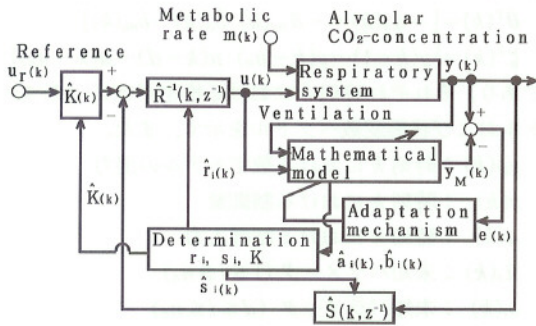


第8図 適応極配置法による肺胞気炭酸ガス濃度の制御結果
Fig.8 Control result of alveolar CO₂-concentration by adaptive pole placement method



第6図 同定に用いた数学モデルの零点の分布

Fig.6 Zero-distribution of mathematical model for identification

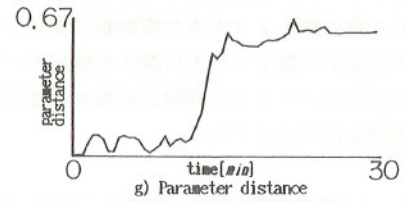
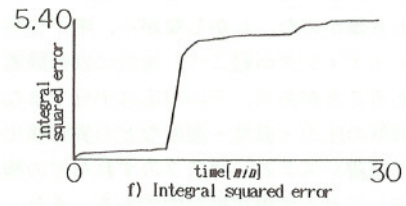
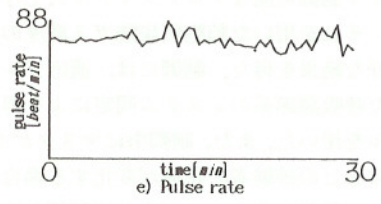
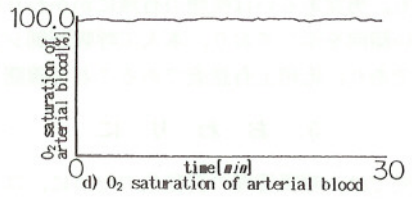
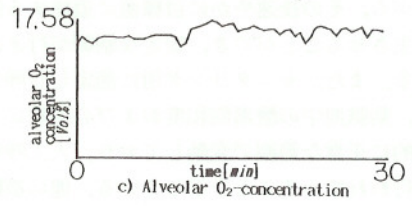
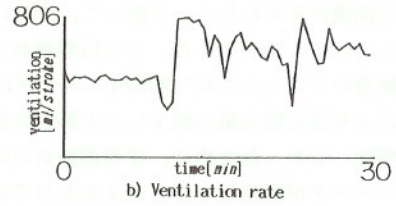
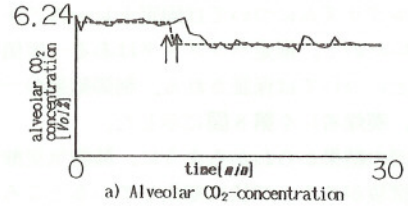


第7図 適応極配置系

Fig.7 Blockdiagram of adaptive pole placement

れた記憶長を持つ数学モデルを用いて、第7図に従って肺胞気炭酸ガス濃度の適応極配置系¹²⁾を構成した。先に述べたように、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入力量を決定することができる(付録2参照)。したがって、患者の個体差や経時変化に対応して、安全に制御することができる。

呼吸調節系の同定のための入出力測定システムと同様の構成で、安静な状態にある健常者(男性3人、女性7人、年齢23~27歳、被験者のうち喫煙者3人、延べ人数20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、同定アルゴリズムには3・2節で採用し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(Vol%)だけステップ状に減少するような目標値を選んだ。一般に、入力のパ.E.性は規範入力(目標値)がP.E.である場合に保証されるといわれる¹³⁾が、本研究ではステップ状関数なので必ずしもこれが保証されない。しかしながら、



第8図 適応極配置法による肺胞気炭酸ガス濃度の制御結果

Fig.8 Control result of alveolar CO₂-concentration by adaptive pole placement method

同定アルゴリズムについては固定トレースアルゴリズムを用いたので、推定パラメータはある一定値に収束することについては保証される。制御結果の一例 (26歳男性, 喫煙者) を第8図に示した。

第8図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、一時的に目標値からずれたことを除いて、十分に目標値に追従していることがわかる。この目標値からのずれは、被験者のマスクのずれ (同図中二つの矢印で示した間) 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、安定な制御が行えたことがわかる。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、男女あるいは喫煙の有無にかかわらず同様に良い傾向を示しており、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、呼吸管理の自動化のために、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。制御には、適応アルゴリズムを用いた呼吸調節系のシステム同定により得られた数学モデルを用いた。また、制御中にマスクがずれたり、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。また、今後は入力である換気量をより大きな変動幅で変化させたときの呼吸調節系の数学モデルに関する検討や、被験者に軽い負荷を与えたときの肺胞気炭酸ガス濃度の制御性能の確認を行う予定である。

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

付録1 固定トレースアルゴリズム¹⁴⁾

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。

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

ただし、

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

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

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、

$y_M(k)$: 時刻 k における数学モデルの出力

$y(k)$: 時刻 k における制御量

$u(k)$: 時刻 k 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とおりである。

$$\hat{\theta}(k) = \hat{\theta}(k-1) + \Gamma(k-1)\xi(k)e(k)$$

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

$$\Gamma(k) = (1/\lambda(k))\Gamma'(k)$$

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

$$e(k) = (y(k) - \hat{\theta}^T(k-1)\xi(k)) \\ / (1 + \xi^T(k)\Gamma(k-1)\xi(k))$$

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¹³⁾

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。

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

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、

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

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

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。

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) V. K. Shah, J. D. Enderl & J. G. Greene: Design of an optimal ventilator, Biomed. Sci. Instrum., **26**, 121/126 (1990)
- 4) 手島一憲, 立石 勲, 高橋英嗣, 三上智久：人工呼吸時のガス流速パターンとガス交換および肺内圧. 電気学会医用・生体工学研究会資料, **MBE-89** [42-51], 9/16 (1989)

- 5) M. J. Frumin, N. A. Berman & D. A. Holady: Carbon dioxide and oxygen blood levels with a carbon dioxide controlled artificial respirator, Anesthesiology, **20**, 313/320 (1959)
- 6) H. Wakamatsu: 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)
- 7) 若松秀俊, 梅垣育裕, 高原健爾, 車谷一：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, 電子情報通信学会報告, **IE90-58**, 7/13 (1991)
- 8) R. R. Mohler: Bilinear control processes, Academic Press, New York (1973)
- 9) 若松秀俊：モデル規範型適応制御によるボルテ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)
- 10) A. Sano, H. Ohmori, M. Yazawa & M. Kikuchi: Adaptive decoupling control of artificial respirator via model parameter identification, Ident. Syst. Parameter Estim. **1985**, **2**, 1607/1612 (1985)
- 11) 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_2 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)
- 12) 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, **J76-D-II**, 2126/2132 (1993)
- 13) 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**, 28/35 (1983)
- 14) 新中新二：適応アルゴリズム, 産業図書, 東京 (1990)
- 15) 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)

Automatic Control of Alveolar CO_2 -concentration Using Programmable Respirator*

Kenji TAKAHARA,** Hidetoshi WAKAMATSU,** Itsuro MIYAZATO,** Akimasa ISHIDA***

For an automatic supervision of respiration, the following themes are mainly investigated to synthesize a stable and safe control system of respiration: 1) To find appropriate a mathematical model for the description of a respiratory system which is readily applicable to the synthesis of its control system, 2) To determine an appropriate method for the assurance of stability of the control system, 3) To develop an appropriate programmable respirator which is suitable for its automatic manipulation. For the effective study of the above themes, a new type of programmable respirator is first developed, which can be controlled by outside signals. Secondly, an appropriate mathematical model of input-output relation about ventilation and alveolar CO_2 -concentration is determined. Thirdly, to overcome an occasional emergence of its instability in the controlling process, the control system is designed according to an adaptive pole placement method. Then, healthy young students are subjected to control experiments to clarify the feature of the proposed method, resulting in good control of alveolar CO_2 -concentration even when air mask is not tight enough or when a subject has a cough during its control process.

* Received on March 9 th 1993, Revised on October 4 th 1993, on January 17 th 1994, on March 15 th 1994, on May 16 th 1994, on July 8 th 1994, on August 18 th 1994

** Faculty of Medicine, Tokyo Medical and Dental University

*** The Institute of Medical and Dental Engineering, Tokyo Medical and Dental University