

個人差を考慮したファジィアルゴリズムによる人工呼吸制御

非会員 徐 浩源 (横浜国立大学)
 正員 若松 秀俊 (東京医科歯科大学)
 正員 影井 清一郎 (横浜国立大学)
 非会員 宮里 逸郎 (東京医科歯科大学)

Control of Artificial Respiration with regard to Difference of Individuals using Fuzzy Algorithm

Haoyuan XU(Yokohama National University)
 Hidetoshi WAKAMATSU(Tokyo Medical & Dental University)
 Seiichirou KAGEI(Yokohama National University)
 Itsuro MIYAZATO (Tokyo Medical & Dental University)

It is aimed at in the present study to maintain a desired alveolar CO₂ concentration by giving appropriate ventilation. It is, however, difficult to synthesize an adequate control system of respiration, because of a complicated respiratory regulation system which is dependent on its chronic change and difference of individuals. Hereby, effect of metabolic rate change is regarded as a characteristic change of dynamics resulting from parameter change of the respiratory regulation system whose input and output are ventilation and alveolar CO₂ concentration, respectively. Based on the theoretical investigation of a simulation experiment, artificial respiration using fuzzy logic is proposed to maintain an alveolar CO₂ concentration within an appropriate range of value. It is confirmed with its satisfactory stability and controlling performance by physiological experiments on healthy subjects.

キーワード 肺胞気炭酸ガス濃度、人工呼吸制御システム、個人差、ファジィアルゴリズム

1. まえがき

呼吸調節系は化学性と神経性の二種の因子によって制御され、肺胞動脈血の炭酸ガス分圧が一定に保たれている。医療現場では、患者の個人差や経時変化を考慮しながら、人工呼吸の管理者が患者の状態の変化を常に監視し、換気量や換気頻度を変えている。しかし、呼吸管理者が適切な人工呼吸を施すためには医学の専門知識や経験と熟練が要求され、その従事者にとって大きな肉体的・精神的負担となる。また、救急医療現場では、人工呼吸の専門知識を持つ者が常にいるとは限らないので、患者の状況を的確に判断できないことが多い、このため、患者にマスクを装着するだけで、医学的に望ましい特性に従い、自動的に人工呼吸管理^{(1)~(14)}を行う人工呼吸制御システムを構築することが求められている。

本論文では、ファジィ推論を利用し、患者にとって負担が少ない人工呼吸管理を行う。そのために、患者の個人差を考慮し、制御対象である呼吸調節系の換気量を入力、肺胞気炭酸ガス濃度を出力としたファジィ推論によるフィードバックシステムを考える。このシステムの特徴は、個人の体格の違いによって肺胞換気量の算出法を変えることにより、無侵襲で効果的に肺胞気炭酸ガス濃

度を目標値に保つことにある。

2. 人工呼吸制御システム

2.1 人工呼吸制御システムの概略

呼吸調節系は外界から換気を受けて、体組織に酸素を運び、代わりに産生された炭酸ガスを再び肺胞を経て体外に放出する。入出力の経路が共通なので、入出力が分離できるような人工呼吸制御システムを図1のように構成する。

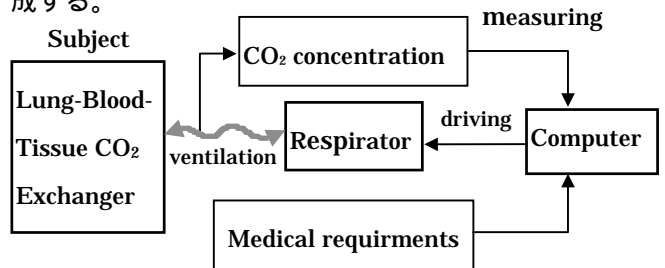


図1 人工呼吸制御の概念図

Fig.1 Concept of control of artificial respiration.

2.2 人工呼吸制御装置とデータ処理系

本研究に用いた自動制御用の人工呼吸装置の概略を図2に示す。この装置は、若松ら⁽⁵⁾によって開発された2-シリンダ方式であり、それぞれ吸気および呼気のために独立に駆動できるピストンとサーボモータを備えている。また、制御器からのデータに従っ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、吸気呼気分離弁^{*1)}、測定器、モニターを備えている。

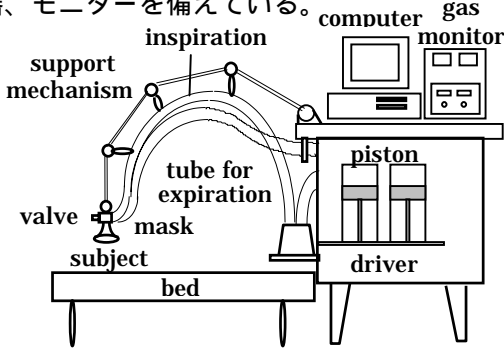


図2 人工呼吸装置の概略図

Fig.2 Outline of 2-cylindrical programmable respirator.

本装置の特徴は、通常のマニュアル操作が可能であるだけでなく、駆動のために必要なデータを呼吸管理者に代わってファジィ制御器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ことにある。外部からの信号により一回換気量 [ml/stroke]、換気頻度 [1/min] 及びサイクルパーセント [%] の三つの基本動作パラメータが設定できる。サイクルパーセントは送気、送気後停止、排気、

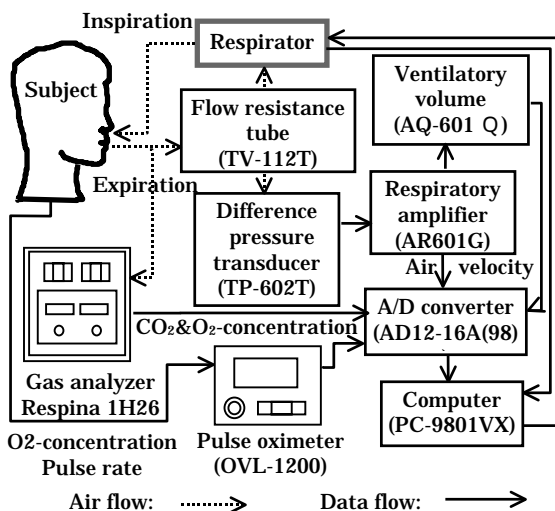


図3 データ処理系

Fig.3 Block diagram of data flow system.

排気後停止の時間配分を与えることによって、一回換気量の波形を定めるパラメータである。また、患者への送気動作と患者からの排気動作はそれぞれ二つのピストンで強制的に行う。強制的な排気動作により、積極的に換気を促し、呼吸における患者の負担を軽減することができる。すなわち、患者の吸気量と同じ量を次のサンプル時刻の換気時に吸引し、呼気を促すので、患者に無理な呼吸を強いることがない。また、これらの動作を調整するパラメータは人工呼吸装置の動作中に外部信号により変更可能である。

図3にデータ処理の概要を示す。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ー^{*2)}を用いた。換気量の測定には気流抵抗管、差圧トランスデューサ、呼吸用アンプ、換気量ユニット^{*3)}を用いた。また、生理的に安全に人工呼吸が行われているかどうかを確認するために、パルスオキシメータ^{*4)}を用いて、動脈血中の酸素飽和度および心拍数をモニタリングした。

3. 人工呼吸ファジィ制御システムの構成

3.1 システム構成

前述の人工呼吸装置を用いて、個人差を考慮した人工呼吸のファジィ制御システムの構成を図4に示す。このシステムはファジィ制御器⁽¹⁶⁾と個人係数を決定する機構を備えている。この機構により個人の体格に関する情報を用いて呼吸調節系に与える影響を算出し、ファジィ推論で用いるファジィラベルを変更することができる。

3.2 個体係数の算出

肺機能は、人間の年齢と肺容量の大きさおよび身長や体重と密接な関係がある⁽¹⁷⁻¹⁹⁾。体格の違いにより肺胞気炭酸ガス濃度と換気量との関係が異なるので、被験者の個々の身体的特徴を求めれば、より良い制御が可能であると考えられる。一方、人工呼吸装置を医療現場で用いるとき、とくに救急医療で用いる場合、患者の体格によって素早く適切な個体係数を算出して対応することが肝要である。したがって、使用可能な個人データとして、患者の年齢、性別、身長と胸囲を用い、これらの値から個人差を個体係数の形で表す。

本研究では、年齢については成人の場合しか考慮していないので、ファジィラベルの扱いはしていません。成人の基準としては、「日本人の体力標準値」の発育曲線により、高校生(15~17才)のときから発育がピークとなるので、15才を境として選びました。また、性別について、「日本人の体力標準値」のデータの試算により、肺活量や最大換気量は、女性のデータは男性データの幅の約70%ぐらいを示しています。ゆえに、男女別にファジィラベル

*2) 日本電気三栄社製レスピーナ 1H26。

*3) それぞれ日本光電社製の TV-112T、TP-602T、AR-601G、AQ-601Q である。

*4) 日本電光社製 OLV-1200。

*1) 入出力の経路が共通なので入出力を分離するために必要。

を設けました。通常成人の場合、患者の体格（身長、皮膚の表面積）が大きければ、肺機能（肺活量など）の計算値

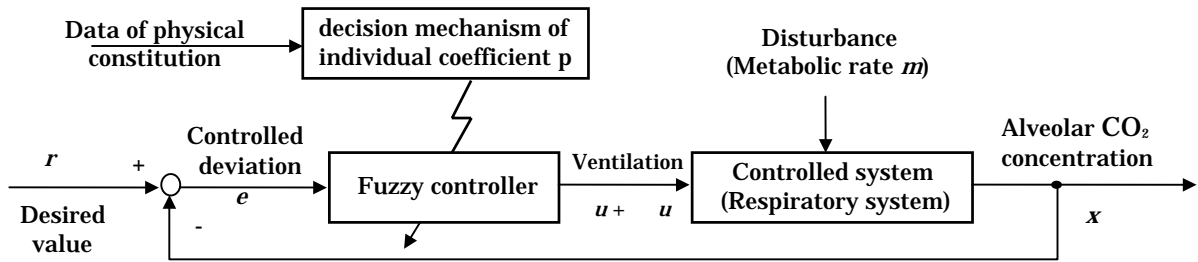


図4 人工呼吸のファジィ制御システム

Fig. 4 Outline of control system of artificial respiration using fuzzy method.

表1 個体係数の推論規則

Table 1 Inference rule of individual coefficient

Individual data	Girth of chest			
	S	M	B	
Height	VS	NB	NM	
	S	NM	NS	
	M		ZO	
	B		PS	PM
	VB		PM	PB

性能を変える。表1に示すように、個体係数の推論規則の前件部は身長と胸囲の2変数から、また後件部は個体係数の1変数からなる。図5、図6はそれぞれ身長と胸囲のファジィラベル^{*)}を示し、図7は個体係数の範囲を[0.5,1.5]にしたファジィラベルを示している。なお、Mamdaniの方法と重心法による非ファジィ化を行って、個体係数を算出している⁽¹⁶⁾。個体係数pは実数である。

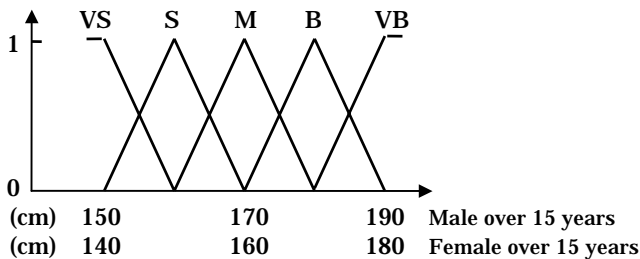


図5 前件部身長のファジィラベル(15歳以上)
Fig.5 Antecedent fuzzy label for height.

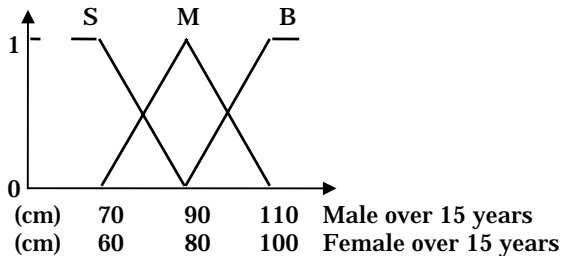


図6 前件部胸囲のファジィラベル(15歳以上)
Fig.6 Antecedent fuzzy label for girth of chest.

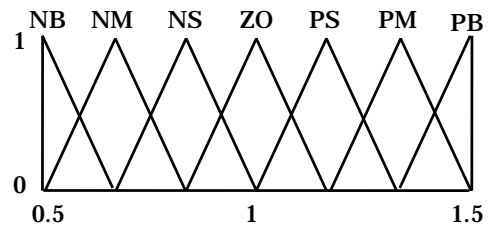


図7 後件部個体係数pのファジィラベル
Fig.7 Consequent fuzzy label for individual coefficient p.

3.3 ファジィ制御器の構成

ここでは、代謝量の変化による出力への影響分をパラメータの変化による出力変化分とみなし、肺胞換気量により肺胞気炭酸ガス濃度を制御する。ファジィ制御器は、出力である肺胞気炭酸ガス濃度の目標値からの制御偏差eとその変化分eを用いて、入力である肺胞換気量の変動分uを決定する。ところで、比例動作即ちeとuの関係を用いると、実際の呼吸では肺胞気炭酸ガス濃度が脈動し、不安定な状況に陥ることが筆者らの以前の研究結果⁽¹³⁾より分かっている。従って、医療上の安全面を考え、本制御では外乱の影響が少ない積分動作つまりeとuの関係だけを用いた。表2はファジィ制御器の制御則を示したものである。なお、ファジィ推論は、Mamdaniの推論法と重心法による非ファジィ化を用いた⁽¹⁶⁾。

本研究では、表2のファジィ制御器の推論規則の前件部のファジィラベルをpの値に依存して、図8のように変化させる。ここで、f1(p)はラベルPMの中央値であり、また、PSの台の最大値およびPBの台の最小値でもある。さらに、-f1(p)がNMの中央値であるように、正

も大になる⁽¹⁷⁾⁽¹⁸⁾。このように、体格によって個体係数が変化するようにファジィ推論を行っている。この推論で求められる個体係数を用いて、ファジィ制御器の

*) 本論文では年齢が15才以上の成人のみ扱っている。また、男女別にファジィラベルを設けた。

負のラベルは対称に選んでいる。f2(p)も同様である。なお、f1(p)、f2(p)は次のように与えた。

$$f1(p) = 1/6 (5-p)$$

$$f2(p) = 1/3 (2-p)$$

表2 ファジィ制御則
Table 2 Fuzzy control rules

if <i>e</i> is	NB	then <i>u</i> is	PB
	NM		PM
	NS		PS
	ZO		ZO
	PS		NS
	PM		NM
	PB		NB

図8に示すように、pが大きいき、前件部のファジィラベルを中央に寄せるように、逆に小さくなるときには、両側に広がるように調整している。

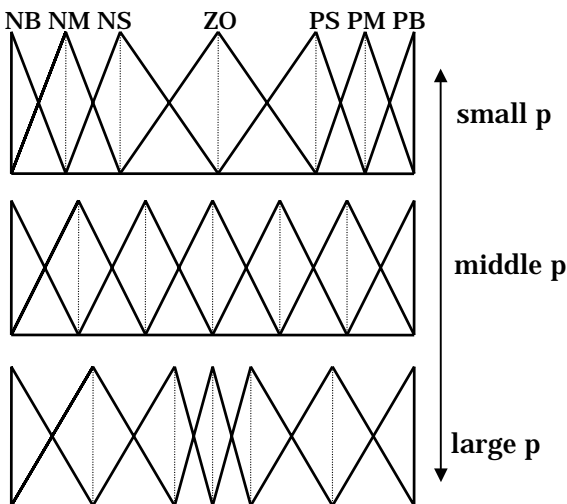


図8 制御偏差eのファジィラベル
Fig.8 Fuzzy label for controlled deviation e.

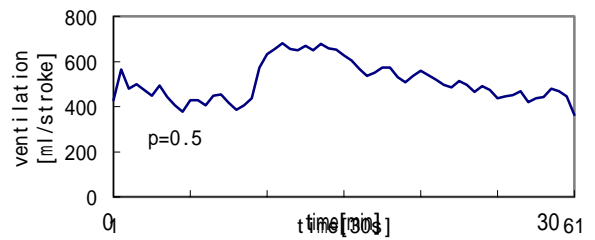
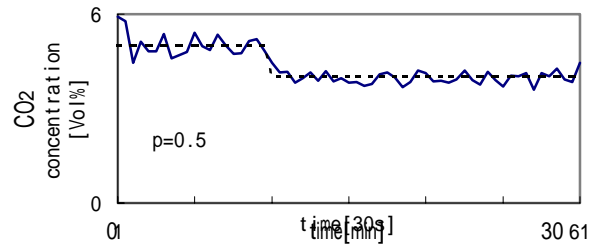
4. 健常者に対する人工呼吸制御実験

4.1 呼吸調節系の双線形モデルによるシミュレーション実験

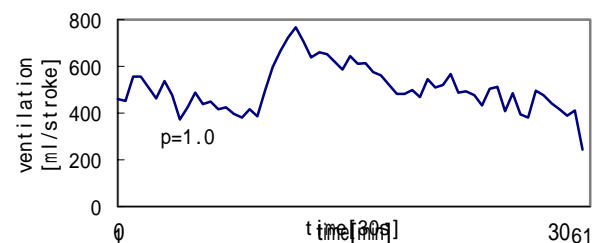
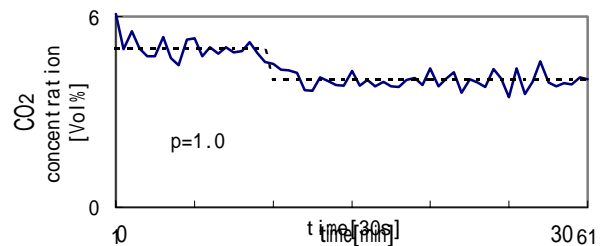
個体係数 p の効果を検討するため、シミュレーション実験を行った⁽¹⁵⁾。呼吸調節系として双線形モデル⁽⁶⁾を用いた。代謝量の変化は血流量など呼吸調節系のパラメータに影響を与え、肺胞気炭酸ガス濃度の脈動は生理的な現象であるので、それぞれパラメータ外乱と出力外乱とみなした。代謝量は、一様乱数を用いて平衡点

$m_0=0.263[l/min]$ から±10%だけ変動させた⁽⁶⁾。また、肺胞気炭酸ガスの脈動は、炭酸ガス濃度の出力振幅の最大幅5%の一様乱数として表現した。サンプリング周期を30秒として、30分間のシミュレーションを行った。pを0.5, 1.0, 1.5としたときのシミュレーション実験結果を図9に示す。炭酸ガス濃度の目標値は、最初に5[Vol%]とし、10分経過後ステップ状に1[%]だけ減少するように設定した。図より、炭酸ガス濃度が目標値にほぼ追従していることを確認できる。

図9では、個体係数 p が大きくなれば、一回換気量も大きくなるので、換気量の変化も大きくなる。これらのシミュレーション結果から実際の制御を行うとき、患者にとって負担とならないような個体係数 p の範囲を選ぶことができる。



(a) p=0.5 の場合



(b) p=1.0 の場合

*6) R.Mohler の双線形モデルに血流量の変化のモデルを加えて、得られた若松らによる数学モデルを用いた³⁾。

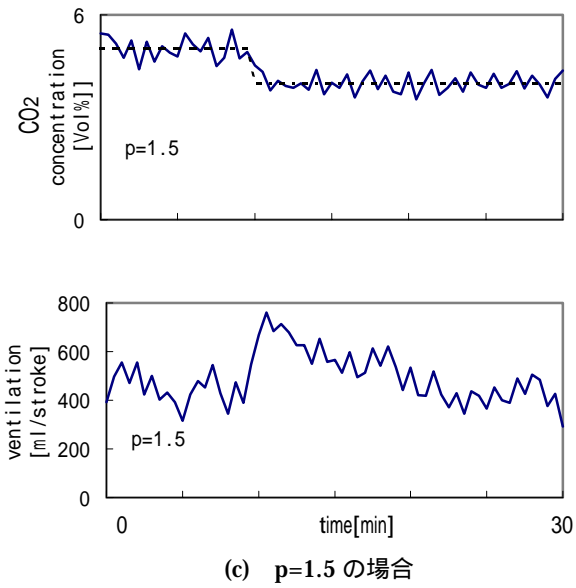


図9 同一数学モデルに対する個人係数 p の効果の検討例

Fig.9 An experiment using the same mathematical model for different coefficients p .

4.2 換気特性による制御則の前件部の調整

前述のシミュレーション結果に基づいて、健常者を対象にして実際に人工呼吸制御を行った。被験者数は 5 名で

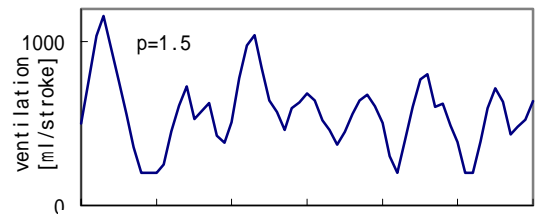
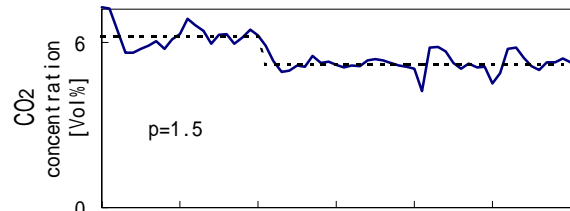
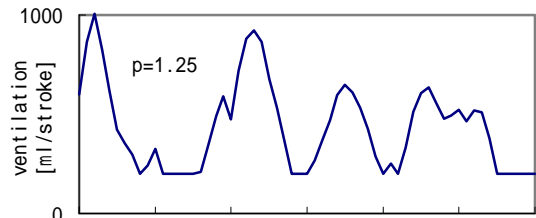
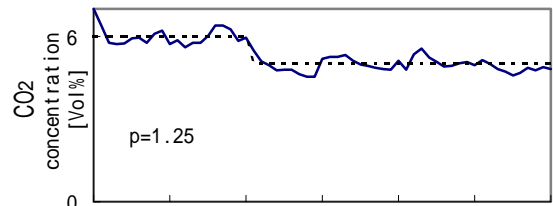
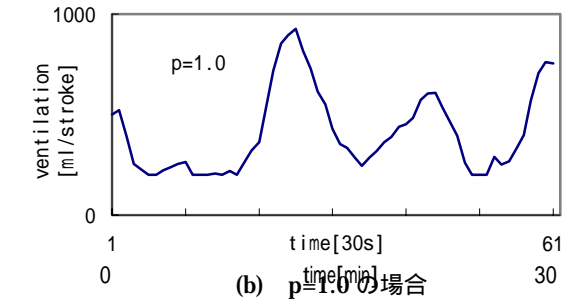
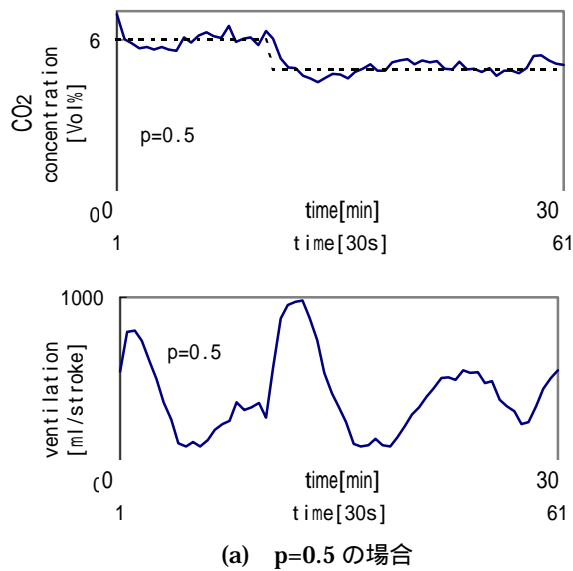


図10 異なる個体係数を与えた場合の同一被験者に関する実験結果

Fig.10 Experiment on the same subject for different individual coefficients.

うち男性 3 名、女性 2 名（年齢 20~38 才）である。実験は延べ 30 回行った。被験者をベットに安静横臥させ、同一被験者について個体係数を段階的に増やして実験を行った。

結果の一例を図 10 に示す。実験開始後 10 分の時点で

目標値をステップ状に 1%下げる。図からわかるようにそれぞれの肺胞気炭酸ガス濃度は、概ね目標値に追従しているが、個体係数 p の大きさによって換気量の与え方は大きく違っている。 $p=0.5$ の場合、一回換気量の変化分が小さいので、肺胞気炭酸ガス濃度の降下が鈍く、換気量が上昇している。 $p=1.0$ の場合は一回換気量が多くなるので肺胞気炭酸ガス濃度は目標値に速く追従し、最大換気量もさほど上昇しなかった。一方、 $p=1.25$ になると、換気量の変化は一段と大きくなり、 $p=1.5$ の場合は更に激しくなり被験者に不快感をもたらすようになった。このように、実験結果から、制御のパフォーマンスの達成と被験者に不快感を生じないような個体係数の範囲を求めた。このようにして選び直した係数範囲を用いて、患者に適切な個体係数 p を求める推論器を構成した。

4.3 個体係数に基づく人工呼吸制御

調整後の制御器を用いて、人工呼吸制御の実験を行った。図 11 は図 10 と同じ被験者について、安静横臥の状態で行った実験の結果である。被験者は、年齢 38 才、身長 174cm、胸囲 95cm で、個体係数 $p=0.86$ である。同図から、個体係数を用いたファジィ制御器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。

さらに、同じ条件で実験を行い、再現性を確認した。他の被験者についてもほぼ同じ傾向を示す結果が得られ、

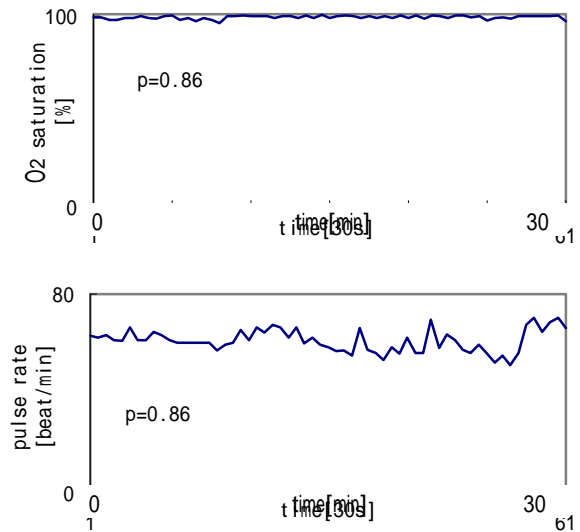
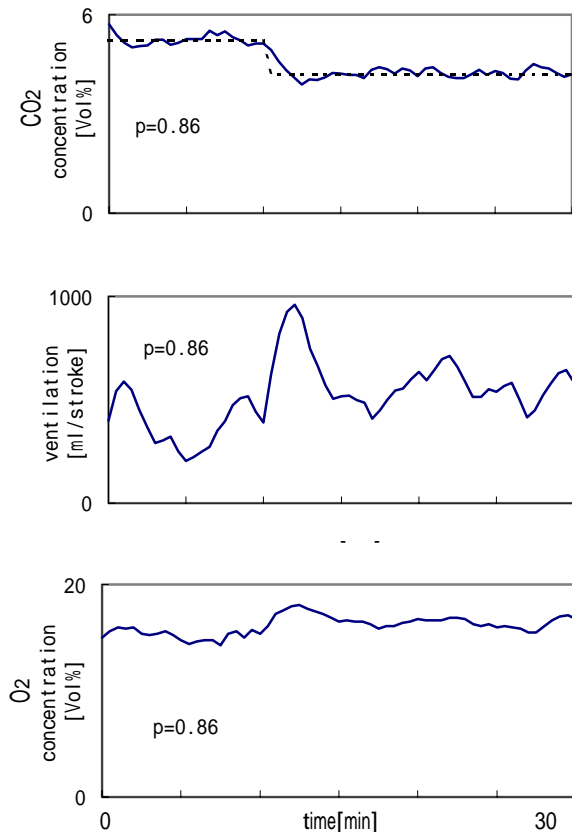


図 11 調整後の個体係数を与えたときの実験結果 (図 10 の場合と同じ被験者について)

Fig.11 Experiment based on modified individual coefficients (the same subject is used as in the case of Fig.10).

安定で安全な制御を行っていることを確認した。また、制御入力の換気量の変動幅が小さく緩やかに変化しているので、被験者に無理な呼吸を強いることはない。モニターで記録した呼吸の酸素濃度、末梢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いることから、人工呼吸が安全に行われていることが分かった。

5 あとがき

呼吸調節系を制御対象とみなし、体組織中の代謝量に変動があっても肺胞気炭酸ガス濃度を一定に保つような人工呼吸制御系を構成し、シミュレーションおよび実際の人工呼吸制御実験を行った。本論文では、フィードバック制御系の制御器として積分動作のみからなるファジィ制御器を採用した。さらに、患者から容易に取得できる個人データから個体係数を求める機構を加えた。これにより患者に適した人工呼吸制御をするための条件を速やかに推定することができる。これは救急の場合、特に有用である。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呼吸調節系の入出力データとして制御を行っているので、患者に負担が少なく、臨床応用上、より安定で十分に実用的あることを確かめることができた。

一般的に、肺胞気炭酸ガス濃度を目標値に精度良く追従させるために制御入力である換気量を急に変化させなければならないことがある。本研究では個体係数の推定と積分動作からなるファジィ制御器の採用によって、緩やかな換気量の変化により出力精度の達成とともに、換気量の急激な変化が患者に与える不快感を軽減することができた。しかしながら、同じ個人データが得られても

必ずしも生理的には同じ呼吸機能をもつとは限らないので、個人係数を適応的に算出できることが望ましい。それについての対応は現在検討中である。

最後に、本研究に有意義な討論をいただいた明希産業の車谷了一氏と東京医科歯科大学医学部の高原健爾氏に感謝の意を表す。

文 献

- (1) Wakamatsu H. : "Control of respiratory system using Volterra series", *Biomed.Meas. Inform. Control.*, 2, 1, pp.25-35 (1988).
- (2) 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).
- (3) 若松秀俊、野城真理、影井清一郎 : "非線形逆系を用いた肺胞炭酸ガス濃度の定値制御", *ME 誌*, 19, pp. 438-441(1981).
- (4) 影井清一郎、大里有生、若松秀俊 : "人工呼吸による肺胞気炭酸ガス濃度の定値制御", 昭和63年度電気関係学会北陸支部連合大会予稿, pp. 78.
- (5) 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器系の特性測定", *信学技報*, MBE91-74(1991).
- (6) 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).
- (7) 神山守人、橘直也、山村秀夫 : 調節呼吸の自動制御について、*麻酔*, 17, 1047/1048(1968).
- (8) 三田村好矩、三上智久、菅原宏見、吉本千禎 : 最適呼吸制御装置による呼吸の自動管理、*医用電子と生体工学*, 9-6, 397/405(1971).
- (9) G.H.Holloman, H.T.Milhorn & T.G.Coleman: A sample-data regulator for maintaining a constant alveolar CO₂, *J, Appl. Physiol.*, 25, 463/468(1968).
- (10) 高原健爾、若松秀俊、宮里逸郎、石田明允 : "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", *医用電子と生体工学*, 32-3, 173-179(1994).
- (11) Wakamatsu, H : "Comparison of control performances in artificial respiration by different adaptive methods using programmable respirator", *Proc. Worl Congr. IFAC Biomed. Control.* 467-472 (1993).
- (12) 嘉本光雄、若松秀俊、影井清一郎 : "プログラマブル人工呼吸器による階層型ファジィ制御". 電気学会全国大会、東京、1994年3月(同講演会論文集 4, 22-23).
- (13) H.Wakamatsu, S.Kaguei and M.Kamoto: "Fuzzy control of human artificial respiration

using

programmable respirator". *World Congr. Med. Phys. Biomed. Eng.* '94, Rio de Janeiro, August 1994 (Abstract 886)

- (14) 影井清一郎、大里有生、若松秀俊 : "人工呼吸による肺胞気炭酸ガス濃度の定値制御(ファジィ推論を用いたPIコントローラ)", 電気関係学会北陸支部連合大会、(1988).
- (15) Mohler R. R.: "Bilinear control processes", *Acad. Press, New York* (1973).
- (16) 菅野道夫 : "ファジィ制御", *日刊工業* (1988).
- (17) 椎名晋一、本間伊佐子、宮里逸郎 : "臨床生理学17", 医歯薬出版、東京 (1987).
- (18) 飯塚鉄雄、日丸哲也、永田請 : "日本人の体力標準値", 不昧堂出版(1975).
- (19) 鈴木玲三 訳 : "呼吸管理マニュアル", 中外医学社、(1985).

あらまし 人工呼吸の目的は適切な換気により、望ましい動脈血炭酸ガス濃度を実現することである。しかし、呼吸調節系は個人差や経時変化など複雑な特性を持ち、その制御には実用上様々な困難がある。本論文では、代謝量と肺胞気炭酸ガス濃度分布の不均衡性による脈動を外乱とみなし、換気量を入力、肺胞気炭酸ガス濃度を出力とする人工呼吸制御システムを構成する。主として、個人差に対応するために、身体的特徴を基にして算出した個人係数により、ファジィ則の中のファジィラベルの形を変化させ制御の効果を変えるファジィ制御系を構成した。まず、シミュレーション実験で制御特性を検討した後、健常者を対象に肺胞気炭酸ガス濃度の制御実験を行い、良好な安定性と制御特性を確認した。