

□原 著□

圧補助人工呼吸のファジィ制御システム

手島 一憲* 高橋 英嗣** 赤間 洋一*** 田勢 長一郎***
小西 晃生*** 管 桂一*** 奥 秋 晟***

ABSTRACT

A Fuzzy Control System for Pressure Support Ventilators

Kazunori TEJIMA^{*1}, Eiji TAKAHASHI^{*2}, Yoichi AKAMA^{*3}, Choichiro TASE^{*3},
Akio KONISHI^{*3}, Kei-ichi KAN^{*3}, and Akira OKUAKI^{*3}

^{*1} *Division of Biomedical Systems Engineering, Faculty of Engineering, Hokkaido University, Sapporo, 060 Japan*

^{*2} *Department of Physiology, Yamagata University School of Medicine, Yamagata, 990-23 Japan*

^{*3} *Department of Anesthesiology, Fukushima Prefectural Medical College, Fukushima, 960-12 Japan*

In the present paper, we proposed a new automatic control system for pressure support (PS) ventilators. Based on the fuzzy inference logic, the system determines the level of PS and inspired PO_2 from both arterial PCO_2 and the mean airway pressure, and arterial PO_2 , respectively. Since the system was specifically designed for PS ventilators, a mechanism which regulates the PS level to optimize the patient's work of breathing was combined hierarchically with the blood gas control logic. The performance of the present system was evaluated by way of the computer simulation of PS ventilation in patient models with respiratory failure, where the outputs of the controller (the level of PS and inspired PO_2) were compared with those determined by an anesthesiologist. The present fuzzy PS ventilator controller successfully mimicked the performance of a trained anesthesiologist and, hence, we conclude that the present system could be used as an aid for determination of the optimum ventilator setting.

はじめに

ICUでの人工呼吸器による呼吸管理中は、人工呼吸器接続時から離脱まで刻々と変化する患者の状態に応じ、人工呼吸器の駆動モードおよび駆動パラメータを常に最適なものに制御するのが望ましい。そのためには豊富な経験を有し、数多く

の患者情報を基に最適な人工呼吸器設定を決定できる能力を持つ医師を常駐させる必要があるが、これはICUの省力化の観点から得策とは言えない。従って、もし熟練した医師の意志決定過程をコンピュータ上に模擬し、人工呼吸制御を自動化することが可能ならば、医師の負担をより少なくしつつも、患者はよりよい人工呼吸管理を受けることが可能と思われる。本研究では、このような人工呼吸器の自動制御システムを実現するために、人間の思考過程を容易に制御系構築に利用で

* 北海道大学工学部生体システム工学講座

** 山形大学医学部生理学第一講座

*** 福島県立医科大学麻酔科学教室

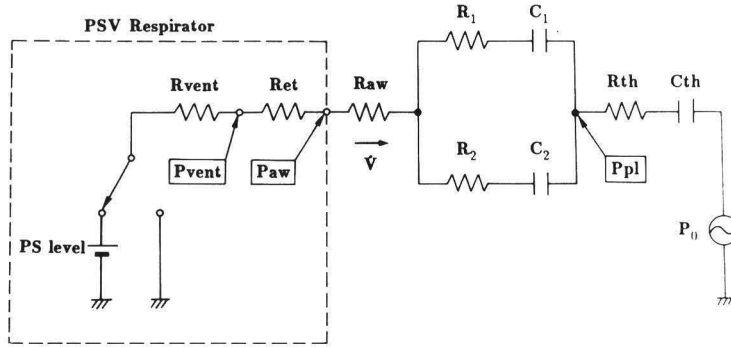


図1 圧補助人工呼吸器—患者モデルの電氣的等価回路

R_{vent} , 人工呼吸器回路抵抗； R_{ret} , 気管内チューブ抵抗； R_{aw} , 気道抵抗； R_1 , R_2 , 肺組織抵抗； R_{th} , 胸郭抵抗； C_1 , C_2 , 肺胞コンプライアンス； C_{th} , 胸郭コンプライアンス；PS level, 圧補助レベル； P_0 , 呼吸中枢出力を表す可変電圧源。ここでは気管内チューブ遠位端における圧を気道内圧 (P_{aw}) と定義した。

きるファジィ制御法を用い、Pressure support ventilation (PSV) の制御を試みた。

ここで用いたファジィ制御は、一般に言語型制御と呼ばれるように、言語表現に随伴するあいまいさをうまく取り扱える制御法である。つまりファジィ制御では、かなり高い、少し下げる、などの必ずしも厳密に定義されていない日常言語と対応がつくように、制御アルゴリズムを記述することができるため、必ずしも体系化されていない、経験に基づく人間の知識をコンピュータに移植することが可能で、多入力多出力変数の非線形制御システムを容易に構築できる¹⁾²⁾。

本研究では、呼吸調節および疾患肺を含む生体呼吸系の数学モデル (患者モデル) に PSV の数学モデルを結合し、呼吸不全患者に対する人工呼吸のシミュレーションを行った。ファジィ制御システムはモデルから計算される動脈血酸素分圧 (PaO_2)、炭酸ガス分圧 ($Paco_2$) および吸気相での平均気道内圧 (\overline{Paw}) から、患者の病態に適した PSV 制御パラメータ、すなわち吸入気酸素分画 (FI_{O_2}) ならびに圧補助 (PS) レベルを決定した。また、今回の研究では上記シミュレーションに加えて、患者モデルより得られたデータを医師 (麻酔科医) に提示し、医師の判断により決定した PSV 制御パラメータ (FI_{O_2} , PS レベル) をファジィ制御システムから得られた値と比

較することで、本ファジィ制御システムの妥当性を検討した。

方法

1. 患者モデル³⁾

換気メカニクスを非線形気道抵抗、肺胞インピーダンス (肺胞コンプライアンス、肺組織抵抗)、胸郭インピーダンス (胸郭コンプライアンス、胸郭抵抗) および呼吸筋を表す可変電圧源から構成した電氣的等価回路で表し、人工呼吸中の患者の気流速 (\dot{V})、肺容量、気道内圧 (P_{aw})、肺胞内圧、胸腔内圧 (P_{pl}) を決定した (図1)。気道抵抗 (R_{aw}) は気流速依存性を考慮した Rohrer の式で表し、閉塞性肺疾患モデルではこれを正常時の5倍とした⁴⁾。また、気管支の第二分岐以降の抵抗が全気道抵抗の88%を占めることから⁵⁾、気管内挿管中は、上記の抵抗値の88%に実測より得た内径8mm、長さ30cmの気管内チューブの抵抗を加え全気道抵抗とした。

肺胞は2個の肺胞インピーダンスを並列結合し、それぞれの肺胞のインピーダンスおよびそれぞれの肺胞を灌流する血流量を独立に設定することで、換気血流比の不均等が表現できるようにした。本モデルにおける正常肺コンプライアンスは0.265 l/cmH₂O、低肺胞コンプライアンスとして0.112 l/cmH₂O または0.036 l/cmH₂O と設

定した。また、これらの場合の機能的残気量はそれぞれ 2.45 l, 2.17 l, 1.92 l であった。

上記の換気力学モデルに解剖学的死腔, ショント血流, および体循環を表すコンパートメントからなる肺ガス交換モデル³⁾を結合し, 換気力学モデルで決定した瞬時肺容量と混合静脈血ガスレベルより Fick の式を用い肺胞気ガスレベルを決定した後, ショント血流を考慮し動脈血ガスレベルを決定した。

呼吸中枢出力を表す可変電圧源 (P_0) を三角波 (漸増波) で表し, その波高および持続時間を次に記す呼吸化学調節モデルにより変化させることで, 一回換気量 (V_T) ならびに呼吸数 (f) を決定した。呼吸化学調節モデルは, まず PaO_2 および $Paco_2$ から分時呼吸中枢出力 (\dot{V}_N) を式 (1) で決定する。

$$\dot{V}_N = 0.216 \cdot (Paco_2 - 36.3) \cdot (1 + 363 / (PaO_2 - 32)) \quad (1)$$

次に経験式⁶⁾に基づき f および吸気時間 (T_I) を以下の式で決定した。

$$f = \begin{cases} 11.24 & (\dot{V}_N \leq 9.47) \\ 4.16 \cdot \sqrt{\dot{V}_N} - 1.484 & (\dot{V}_N > 9.47) \end{cases} \quad (2)$$

$$T_I = -0.667 \cdot (\dot{V}_N / f) + 1.83 \quad (4)$$

各種の呼吸器疾患で呼吸筋疲労の存在が知られており, 人工呼吸管理中, 特に人工呼吸器離脱期に重要な意味を持つと考えられる⁷⁾。呼吸筋疲労は, 呼吸中枢からの神経信号と実際の呼吸筋出力の間に解離を生ぜしめる可能性があるが, 本モデルではその効果をパラメータ K_F ($0 \leq K_F \leq 1$) で表し, 呼吸筋出力 (P_0) を次式で決めた。

$$P_0 = K_F \cdot (\dot{V}_N / f) \quad (5)$$

2. 人工呼吸器モデル

前述の自発呼吸を含む疾患肺モデルを PSV 人工呼吸器の数学モデルと接続した。人工呼吸器モデルは人工呼吸器回路抵抗 (R_{vent}), 気管内チューブ抵抗 (R_{et}) および定圧源より構成した (図 1)。人工呼吸器モデルは, 患者の吸気努力をトリガとして (トリガレベル $-2 \text{ cmH}_2\text{O}$) デマンドバルブを開放し, 設定圧 (PS level) を加える。その後シーメンス・エレマ社サーボ 900 C にならない, 吸気流速が最大吸気流速の 25% 以下になると回路への圧付加を停止して, 気道を大気に

開放し呼吸相に移る。

3. ファジィ PSV 制御システム

PSV は気管内チューブなどの人工気道系に由来する, 本来患者がする必要のない吸気負荷を軽減するために開発された。従って, PSV 人工呼吸器の主要な調節パラメータは, FI_{O_2} , トリガレベルの他に減負荷の程度を決定する圧補助レベル (PS レベル) である。一般に過小な圧補助は人工気道系に起因する外部負荷を十分除去することができず, 呼吸筋疲労を引き起こす可能性⁸⁾⁹⁾がある一方, 過剰な減負荷が長期に及んだ場合は, 患者の呼吸筋萎縮を引き起こすこともありえ, どちらの場合も人工呼吸器からの離脱を困難とする要因となる¹⁰⁾¹¹⁾。従って十分な肺胞換気を維持しつつも, 患者の呼吸仕事量を最適化するように PS レベルを制御する必要がある¹²⁾。ここでは, Fiastro ら¹³⁾が提案する外部呼吸仕事をゼロとする PS レベルを, 過剰な加負荷・減負荷のない最適 PSV と考え, 気管内チューブ遠位端で測定した吸気時平均気道内圧を 0¹⁴⁾ とするように PS レベルを制御することで, 煩雑な外部呼吸仕事量の計算なしに呼吸仕事量の最適化をはかった。また十分な肺胞換気を保証するために, 制御には階層性をもたせ, 血液ガス ($Paco_2$) に関する制御を呼吸仕事量の制御の上位においた。すなわち人工呼吸の本来の目的である血液ガスレベルに対する制御が達成された後に, PSV の特徴である呼吸仕事量に対する制御を実行した。また, 血液酸素化補助は FI_{O_2} で制御した。以上より本ファジィ制御システムの入力 PaO_2 , $Paco_2$, \overline{Paw} であり, 出力は PS レベルと FI_{O_2} である (図 2)。

はじめに, 入力情報である PaO_2 , $Paco_2$, \overline{Paw} がどの程度の“満足度”を示すかを図 3 のメンバーシップ関数により定義し, ファジィ化した。図中 NL (Negative Large), NS (Negative Small), N (Negative), ZO (Zero), PS (Positive Small), PL (Positive Large) はそれぞれ入力変数の値が“低すぎる”, “少し低い”, “低い”, “ちょうど良い”, “少し高い”, “高すぎる”を意味する。メンバーシップ関数から入力変数 (PaO_2 , $Paco_2$, \overline{Paw}) の適合するカテゴ

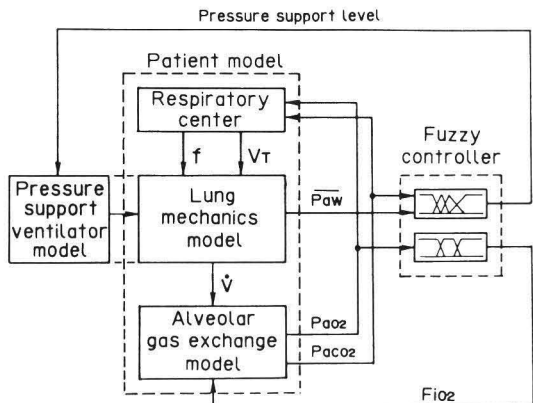


図2 ファジィ PSV シミュレーションのブロック図
 f, 呼吸数; V_T , 一回換気量; \dot{V} , 気流速

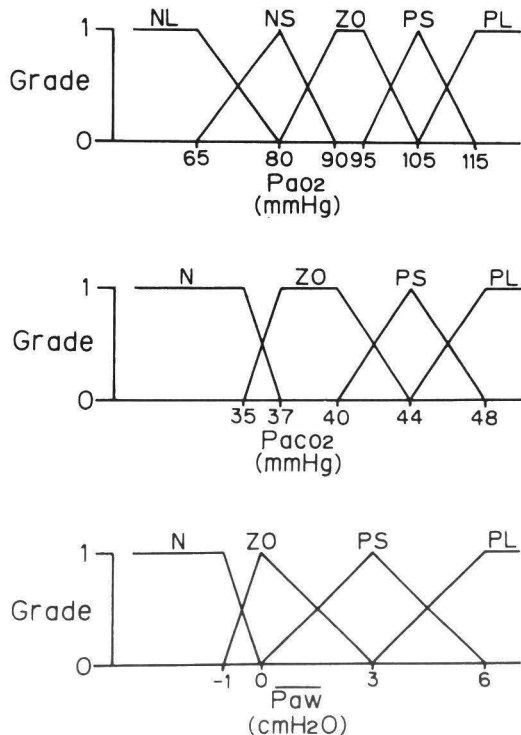


図3 P_{aO_2} , P_{aCO_2} , $\overline{P_{aw}}$ をファジィ化するためのメンバーシップ関数
 図の縦軸は適合度を意味する。

(A)

		$\overline{P_{aw}}$			
		N	ZO	PS	PL
P_{aCO_2}	N	ZO	NS	NS	NL
	ZO	ZO	ZO	ZO	NS
	PS	PL	PL	PS	ZO
	PL	PL	PL	PL	PL

(B)

P_{aO_2}				
NL	NS	ZO	PS	PL
PL	PS	ZO	NS	NL

図4 ファジィ制御規則テーブル

(A)は P_{aCO_2} および $\overline{P_{aw}}$ より PS レベルを決定する規則, (B)は P_{aO_2} より F_{IO_2} を決定する規則を示す。

に置いた階層性制御を実現するために、 P_{aCO_2} が非常に高い (PL) 場合では $\overline{P_{aw}}$ を無視して血液ガスレベルの適正化を行った。また、 P_{aCO_2} が少し高い (PS) かちょうどよい (ZO) 場合には、 $\overline{P_{aw}}$ が非常に高い時にのみ呼吸仕事量の適正化を目指し、それ以外では血液ガスレベルの適正化を行うように制御規則を記述した。制御変数のファジィ化・非ファジィ化の方法としては、MIN-MAX-重心法¹¹⁵⁾を用いた。

4. 疾患肺モデルを用いた PSV 制御のシミュレーション

4種の疾患肺を表わすコンピュータモデルに対する PSV の制御を試みた。疾患肺モデルは、気道抵抗、肺泡コンプライアンス、肺血流の不均衡、解剖学的死腔、シャント血流、呼吸筋疲労 (K_F) を変化させ決めた。モデル1はICU入室直後、モデル2は回復期 (重症)、モデル3は回復期 (軽快)、モデル4は抜管直前という状態を

りとその適合度を決定 (ファジィ化) した後、図4の制御規則により出力 (PS レベルおよび F_{IO_2}) を決定した。血液ガスレベル制御を上位

表 1 4種の患者モデルにおける PSV 制御パラメータ，血液ガス，呼吸数，気道内圧，および呼吸仕事量

Model		FI _O ₂	PS level (cmH ₂ O)	PaO ₂ (mmHg)	Paco ₂ (mmHg)	f (l/min)	\overline{Paw} (cmH ₂ O)	W/V _T (Kg-m/l)
1 (ICU 入室直後)	pre-intubation	0.5	—	69.5	59.1	28.7	0.0	0.219
	T-piece	0.5	—	69.4	61.4	30.5	-4.14	0.259
	physician	1.0	30.0	94.9	45.0	13.4	16.88	0.073
	fuzzy	0.95	30.7	90.9	44.2	13.1	17.33	0.071
2 (回復中)	pre-intubation	0.5	—	69.5	54.7	25.6	0.0	0.165
	T-piece	0.5	—	69.3	58.7	28.6	-3.88	0.209
	physician	1.0	15.0	94.0	45.7	14.1	8.35	0.072
	fuzzy	0.95	16.9	90.5	44.1	13.0	9.42	0.067
3 (回復中)	pre-intubation	0.5	—	77.4	53.6	22.6	0.0	0.145
	T-piece	0.5	—	69.3	58.7	28.6	-3.88	0.209
	physician	0.7	15.0	88.6	42.9	12.1	8.40	0.069
	fuzzy	0.77	13.9	93.5	44.1	12.7	7.66	0.073
4 (抜管直前)	pre-intubation	0.5	—	88.5	48.1	16.6	0.0	0.100
	T-piece	0.5	—	88.3	49.7	17.8	-1.39	0.111
	physician	0.5	—	88.5	48.1	16.6	0.0	0.100
	fuzzy	0.52	9.5	90.5	41.2	11.2	4.44	0.057

pre-intubation, 挿管前；T-piece, Tピースによる酸素投与；physician, 麻酔科医の判断による PSV 制御；fuzzy, ファジィ制御システムによる PSV 制御； $W = \int P_{p1} \cdot \dot{V} dt$ ； P_{p1} , 胸腔内圧ただし積分区間は吸気相。

想定した。

PSV は初期条件 (PS レベル=5 cmH₂O, FI_O₂=0.5, ただしモデル 1 のみ PS レベル=10 cmH₂O, FI_O₂=0.5) より開始し, この時患者モデルから決まる PaO₂, Paco₂, \overline{Paw} をファジィ制御システムにフィードバックし新しい PS レベルと FI_O₂ を決定した (図 2)。この条件で, 患者一人工呼吸器モデルから \overline{Paw} および血液ガスを新たに計算し, 再びファジィ制御システムに入力し PSV の条件を修正した。この過程を繰り返し, PS レベルならびに FI_O₂ の変化量がそれぞれ 0.5 cmH₂O 以下, 1% 以下になった時に PSV が最適化されたと判断し制御を終了した。続いて全く同じ 4 種の疾患肺モデルの患者情報を医師に提示し, 医師により決定された PS レベルと FI_O₂ をファジィ PSV 制御の結果と比較した。ファジィ制御システムに入力した患者情報は, オンラインで測定可能と考えられる Paco₂, PaO₂ および \overline{Paw} の 3 種であったが, 医師に提示した情報は, 日常臨床的に用いている, f, V_T, \dot{V}_E ,

PaO₂, Paco₂, \overline{Paw} および最高気道内圧の 7 種である。この時, 医師には患者モデルのパラメータ (気道抵抗, 肺コンプライアンスなど) に関する情報は全く与えなかった。シミュレーションプログラムは FORTRAN で記述し, 32 ビットワークステーションで実行した。

結 果

表 1 に 4 種の患者モデルにおける挿管前および Tピースによる酸素投与時の患者データを示す。モデル 4 を除き高濃度酸素投与にもかかわらず低酸素血, 低肺胞換気および頻呼吸であり, 機械的人工呼吸の適応基準内あるいはボーダライン上にあった。また, 患者の呼吸仕事は正常値の 3~4 倍であった。ここで, 医師およびファジィ制御システムにより最適と判断されたパラメータを用い PSV を行ったところ, 肺胞低換気が解消され血液ガスが改善されるとともに大幅な呼吸仕事量減少が達成された (W/V_T, 表 1)。医師の判断とファジィ制御システムによる PSV パラメータを

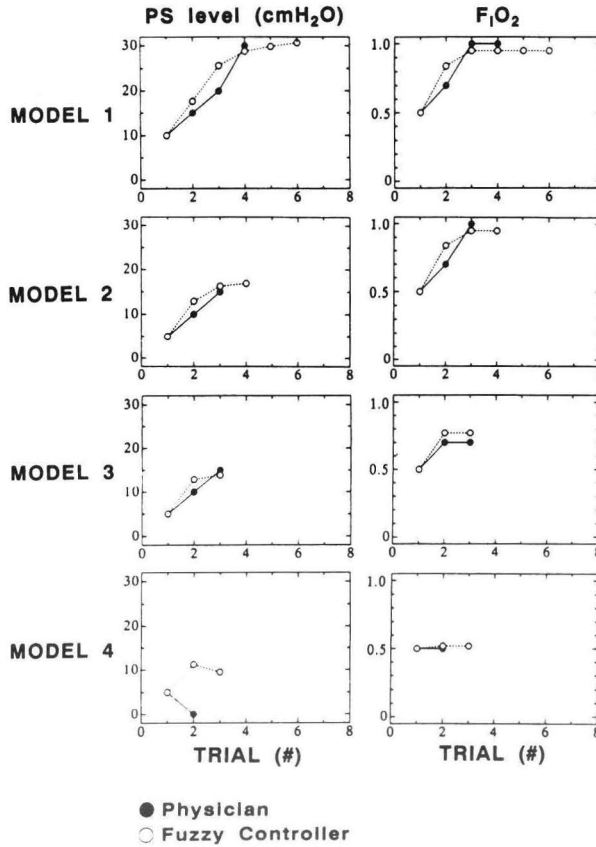


図5 疾患肺モデルにおいて医師およびファジィ制御システムによりPSVパラメータが最適化されるまでの推移

●は医師によるもの、○はファジィ制御システムによるもの。

比較すると、モデル4を除いて、両者はほとんど一致した。モデル4は肺機能がほぼ回復した抜管直前を想定したモデルであるが、医師は血液ガス、特に P_{aO_2} と f から抜管もありうると判断した。一方、ファジィ制御システムは血液ガスがほぼ満足ゆく状態なので、呼吸筋仕事量の適正化に制御の主眼を移しているため、まだ抜管可能とはしていない。その結果、ファジィ制御では患者の呼吸仕事量(W/V_T)はほぼ正常値まで低下したが、医師の判断により抜管した状態では患者の呼吸筋仕事を十分低下させ得なかった。図5に4種の疾患肺モデルにおいて医師およびファジィ制御システムによりPSV制御が最適となるまでの推

移を示す。過渡状態においてもファジィ制御システムは医師の思考プロセスをよくシミュレートしていることがわかる。以上のように、入力とした患者情報が医師の7種に対し、ファジィ制御システムでは3種であるにもかかわらず、ファジィ制御システムは、医師の意志決定プロセスをうまくシミュレートすることができた。

考 察

P_{aO_2} 、 P_{aCO_2} および $\overline{P_{aw}}$ を入力とし、 F_{IO_2} 、PSレベルをファジィ制御するシステムを構築し、各種疾患肺モデルに対するPSVの計算機シミュレーションを行った。更に本法の有効性を検

討するために同じ疾患肺モデルに対し医師がPSV制御を行い、その結果を上記ファジィ制御の結果を比較した。その結果、医師の判断を模擬するのにファジィ制御は有効であり、PSV人工呼吸器を制御する際の意志決定支援システム、あるいは自動制御システムとしての可能性を示唆することができた。

従来提案されてきた人工呼吸器の自動制御は、目標値に対する単純なフィードバック制御が主であったが^{16)~18)}、このような制御法では多入力多出力変数を取り扱いづらく、更に非線形制御を安定に実現させることが難しかった。最近エキスパートシステムによる人工呼吸の自動制御の試みが豊岡ら¹⁹⁾により報告されている。彼らは、血液ガス情報 (PaO_2 : 17 レベル, Paco_2 : 7 レベル) を表す 17×7 のマトリクスに、人工呼吸器の制御規則を書き込み、この規則に従い自動ウィーニングを試みた。本論文におけるファジィ制御はこれを更に発展させたもので、ファジィ集合を利用することで制御規則を細分化しすぎる危険性を減らし、更に制御の安定性を改善させている。また本研究の他にもファジィ制御を人工呼吸器の自動制御に利用した例もあるが²⁰⁾²¹⁾、主に血液ガスレベルの制御が主体となっており、特に人工呼吸器からの離脱期に重要と思われる呼吸仕事量の適正化については考慮されていない。本研究で提案するファジィ制御システムは、血液ガスレベル制御と呼吸仕事量制御の2つが階層的に結合されたシステムで、特にICUにおけるPSV人工呼吸器の制御を念頭に設計されたものである。

従来、人工呼吸による呼吸管理の主目的は、患者の換気および酸素化能を補助し、血液ガスレベルを正常レベルに維持することにあつた。しかし、最近特に人工呼吸器離脱期において、呼吸筋疲労との関係から人工呼吸中の患者の呼吸筋仕事量制御の重要性が認識されるようになってきた¹²⁾。ここで提案するファジィ制御システムは、血液ガスレベルの制御と呼吸仕事量の制御が階層的に結合されている。従って、患者の状態が悪いときには、血液ガスを正常レベルに近づけるように制御し、次に患者が徐々に回復に向かい血液ガスレベルに関する制御が満足されてゆくと、次第

に制御の主眼は $\overline{\text{Paw}}$ の制御、すなわち呼吸仕事量の適正化に移行する。その結果、人工呼吸器からの離脱過程にある患者は、血液ガスレベルを正常に保ちながら、回復度に応じ無理のない離脱を行うことが可能となる。

現在臨床的には PaO_2 および Paco_2 は、それぞれパルスオキシメータ、カプノグラフである程度正確に推定することが可能である。また、呼吸仕事量に関しても高橋ら¹⁴⁾が示したように、外部負荷に対する患者の総仕事量を0とする最適PSレベル¹³⁾で、吸気相での(気管内チューブ遠位端で測定した)平均気道内圧が0になることより、吸気平均気道内圧のオンライン監視により患者呼吸仕事量の適正化も可能であろう。従って、これらのパラメータを連続的に測定し、本論文で提案するファジィ制御システムに入力することにより、オンラインで人工呼吸器を自動制御することも可能かも知れない。また、例えば、肺胞気一動脈血間のガス分圧較差が開大し、満足ゆく Paco_2 の推定が不可能な場合でも、通常の間欠的動脈血サンプルにより得られた PaO_2 , Paco_2 をファジィ制御システムに用手的に入力することで、最も適切と考えられるPSVパラメータをコンピュータが医師に対し提案する意志決定支援システムとして本ファジィ制御システムを利用できる可能性がある。

(1991. 11. 5 受)

文 献

- 1) Mamdani EH: Application of fuzzy algorithms for control of simple dynamic plant. Proc IEE 121: 1585-1588, 1974
- 2) 有田清三郎: ファジィ理論の診断ロジックへの応用. BME 3: 34-39, 1989
- 3) 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及び肺内圧. 電子情報通信学会技術研究報告 MBE 89-65: 9-16, 1989
- 4) 杉山正春, 大久保隆男: Raw (気道抵抗). 呼と循 30: 479-480, 1982
- 5) Pedley TJ, Schroter RC, Sudlow MF: The prediction of pressure drop and variation of resistance within the human bronchial air-

- ways. *Respir Physiol* 9 : 387-405, 1970
- 6) Saunders KB, Bali HN, Carson ER : A breathing model of respiratory system : the controlled system. *J Theor Biol* 84 : 135-161, 1980
 - 7) 小野寺文雄, 窪田達也, 清水禮壽 : IMV モードにおける呼吸仕事量と人工呼吸器の負荷について. *呼と循* 35 : 569-576, 1987
 - 8) Kacmarek RM : The role of pressure support ventilation in reducing work of breathing. *Respir Care* 33 : 99-120, 1988
 - 9) MacIntyre NR, Leatherman NE : Mechanical loads on the ventilatory muscles. *Am Rev Respir Dis* 139 : 968-973, 1989
 - 10) 窪田達也 : 人工呼吸と呼吸筋. *呼と循* 38 : 841-847, 1990
 - 11) Bersten AD, Rutten AJ, Vedig AE, et al : Additional work of breathing imposed by endotracheal tubes, breathing circuits, and intensive care ventilators. *Crit Care Med* 17 : 671-677, 1989
 - 12) MacIntyre NR : Weaning from mechanical ventilatory support : volume-assisting intermittent breaths versus pressure-assisting every breath. *Respir Care* 33 : 121-125, 1988
 - 13) Fiastro JF, Habib MP, Quan SF : Pressure support compensation for inspiratory work due to endotracheal tubes and demand continuous positive airway pressure. *Chest* 93 : 499-505, 1988
 - 14) 高橋英嗣, 立石 勲 : 計算機シミュレーションによる至適 PSV の探索. *呼と循* 39 : 573-577, 1991
 - 15) Li YF, Lau CC : Development of fuzzy algorithms for servo systems. *IEEE Control Systems Magazine* 9 : 65-71, 1989
 - 16) Ohlson KB, Westenskow DR, Jordan WS : Feedback control of ventilation using expired CO₂. *Anesthesiology* 53 : S387, 1980
 - 17) 三田村好矩, 三上智久, 菅原宏見ほか : 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 : 397-405, 1971
 - 18) 大塚将秀, 磨田 裕, 奥津芳人 : Pressure support をコンピュータでコントロールする自動ウィーニング. *ICU と CCU* 12 : 783-788, 1988
 - 19) 豊岡秀訓 : コンピュータによる人工呼吸器の制御. *呼と循* 38 : 849-854, 1990
 - 20) 蔵本照雄, 山下茂樹, 筒井俊徳ほか : ファジィ理論を用いた換気量調節の臨床経験. *麻酔* 39 : 1402-1408, 1990
 - 21) Vasileva OI, Ionov IP, Kantor PS, et al : Dual control of the artificial ventilation process with use of a fuzzy controller in the feedback circuit. *Meditinskaya Tekhnika* 1 : 11-21, 1989
-