

Servo Ventilator 300 の機能と基本性能の検討

大塚 将秀* 磨田 裕* 山口 修*
森村 尚登* 倉橋 清泰* 奥村 福一郎*

ABSTRACT

Evaluation of fundamental performance and the new ventilatory modes of Servo Ventilator 300

Masahide OHTSUKA, Yutaka USUDA, Osamu YAMAGUCHI, Naoto MORIMURA, Kiyoyasu KURAHASHI and Fukuichiro OKUMURA

Department of Anesthesiology, Yokohama City University School of Medicine, Japan

We evaluated the fundamental performance of Servo Ventilator 300 (SV-300) and its new ventilatory modes.

When triggering pressure was preset at $-1.5 \text{ cmH}_2\text{O}$, the time lag of demand-valve opening was 80 msec and minimum triggering pressure and flow were $-0.2 \text{ cmH}_2\text{O}$ and 3 L/min, respectively. The maximum inspiratory flow supply was 250 L/min and the resistance of expiratory circuit including exhalation valve was $7 \text{ cmH}_2\text{O}/50 \text{ L/min}$ with the time lag of exhalation valve opening of 120 msec. Under fighting conditions, airway pressure was recorded to be over $60 \text{ cmH}_2\text{O}$ even though the maximum airway pressure was set at $20 \text{ cmH}_2\text{O}$.

The inspiratory flow pattern can be changed by adjusting the inspiratory rise time knob during pressure supported ventilation, pressure controlled ventilation, or volume controlled ventilation, so that SV-300 may provide more effective and more comfortable ventilation than Servo Ventilator 900 C.

The two new ventilatory modes—pressure regulated volume controlled ventilation and volume supported ventilation—were thought to be beneficial due to their ability to synchronize with spontaneous breathing of the patient.

We concluded that the fundamental performance of SV-300 was satisfactory except for the high resistance of the expiratory circuit and inability to function in large air leak condition, and the new ventilatory modes were considered not essential but useful in clinical applications.

Servo ventilator 300 (以下 SV-300, Siemens Elema, Sweden) は、新生児から成人までを対象とした多機能長期人工呼吸器である。SV-900 シリーズの上位機種として位置づけられているが、高性能な電磁弁を用いて酸素—空気プレッ

ダーを廃した吸気ガスモジュールや圧トリガーに加えてフロートリガーを併用したことなど多くの点で新しい設計がなされている。

pressure regulated volume controlled ventilation (PRVCV) と volume supported ventilation (VSV) という新しい換気モードも搭載されており、最も多くの換気モードを備えた人工呼

* 横浜市立大学医学部麻酔科学教室

吸器の一つである。PRVCVは、pressure controlled ventilation (PCV)の波形を基本とし、実測された1回換気量が設定値と等しくなるように吸気圧が変動する換気モードである。VSVは、pressure supported ventilation (PSV)の換気波形を基本とし、実測された1回換気量が設定値と等しくなるようにサポート圧が変動する換気モードである。これらは1回換気量の保証がないというPCVやPSVの欠点を補うものとして開発された。

SV-900シリーズでは、特にPSVモードで吸気気流の立ち上がり急峻すぎて、患者に圧迫感を与えたり不同調の原因となることがあった。SV-300ではそれを改善する目的でinspiratory rise time調節機能が搭載された。これは、吸気開始時に気流が徐々に増加するような波形を作り出すもので、漸増させる吸気時間と一呼吸周期の比で表現する。たとえばrise time 10%、換気回数15回と設定すると、吸気開始より0.4秒(60秒÷15回/分×0.10)後に吸気流速が設定値に達する。SV-300では、0-10%の範囲で任意に設定することができる。

電気制御回路を含むコントロールパネルとニューマティックユニットを分離できるようにして、患者のベット回りを整理できる構成にしたことや、コントロールパネルのランプが順次点灯して設定すべきパラメータを知らせるガイダンス機能など利用者の利便を考えた設計にもなっている。

このSV-300の基本性能・安全性・操作性などを他の機種と比較検討し、新しい換気モードについてもその動作を確認した。

方 法

SV-300は、新生児・小児・成人の三段階の患者選択つまみを備えている。これによって、測定レンジやアラーム範囲などを一括して変更することができ、新生児から成人まで広く対応できるようになっている。今回は、対象として成人を想定しているため、断りがない限り「成人」の位置で測定を行った。

(1) 吸気弁・吸気回路

トリガー感度・吸気弁開放までの遅れ時間・瞬間最大供給流量を調べた。専用蛇管を装着し、volume controlledのassistモードに設定したSV-300に、ニューモタコメーター(日本光電、東京)を介してモデル肺(Dual Adult TTL, Michigan Instruments, Inc., USA)を接続した。気流速度および回路内圧の記録にはインクジェットレコーダーを用いた。モデル肺を手動で種々の強さで動かしてトリガーをかけた。設定トリガー感度は $-0.5\text{ cmH}_2\text{O}$ から $0.5\text{ cmH}_2\text{O}$ ごとに変化させ、セルフトリガーがかからずに安定して動作する実用的な最高トリガー感度を求めた。トリガーされてから安定した吸気流の送気が開始されるまでの時間を、吸気弁開放の遅れ時間とした。つぎに、健康成人男子がマウスピースを介して自発呼吸モード(CPAP: $0\text{ cmH}_2\text{O}$, PS: $0\text{ cmH}_2\text{O}$)のCV-300から最大限の吸気努力を行ったときの瞬間最大ガス供給流量を測定した。

Servo ventilator 900 C (Siemens Elema, Sweden), 7200 a (Puritan Bennett, USA), Newport E-100 (Newport Medical, USA), Newport E-200 (Newport Medical, USA), BEAR 5 (Bear Medical, USA), Veolar (Hamilton Medical, Switzerland), CPU-1 (Ohmeda, France), UV 2 (Drägel, Germany), Erica (Engström, Sweden)についても、同一の方法でトリガー感度と吸気弁開放の遅れ時間を測定¹⁾し、SV-300の値と比較した。

(2) 呼気弁・呼気回路

呼気弁を含む呼気回路の抵抗・呼気弁開放までの遅れ時間・回路内圧異常上昇の防止機構の特性を調べた。調節呼吸モードの7200 a人工呼吸器のYピースと専用蛇管を装着した自発呼吸モードのSV-300のYピースをニューモタコメーターを介して接続した。7200 aの吸気流をSV-300の呼気流に見立ててSV-300の呼気回路の抵抗を測定した。呼気開始によって回路内圧が上昇し始めてから呼気弁が完全に開いて回路内圧が安定するまでの時間を、呼気弁開放の遅れ時間とした。

吸気回路と同様に、他の9機種についても同一

の方法で回路抵抗と呼気弁開放までの遅れ時間を測定し、SV-300 と比較した。

つぎに、最高回路内圧設定を 20 cmH₂O に設定した。volume controlled ventilation (VCV) モードで動作させ、Y ピースを手で閉塞させたとき、接続したモデル肺に手でファイティングを起こさせたときの最高回路内圧を記録した。

(3) 従来の換気モード

種々の設定の換気モードでモデル肺を動作させたときの、回路内圧・気流速度波形をニューモタコメーターとインクジェットレコーダー^{*}(日本光電、東京)で記録した。また、小児にカフ無し気管内チューブを使用した場合を想定し、回路リークの影響を調べた。回路内ガスの一部を外界に放出できるようにモデル肺に三方活栓を取り付け、リーク量を増減させて回路内圧、気流速度波形、回路リークアラームの作動状況を検討した。

(4) 新しい換気モード

PRVCV と VSV について、モデル肺のコンプライアンスを変化させ、呼吸モニター OMR-7101 (日本光電、東京)で回路内圧、一回換気量を記録した。

結果

(1) 吸気弁・吸気回路

トリガー感度設定を -1.0 cmH₂ よりも高感度にすると、呼気時の回路内圧の振動でセルフトリ

ガーされ、正常な動作をしなくなった。そこで、以下の検討は実用的な最高感度と思われる -1.5 cmH₂O にトリガー感度を設定して行った。その時の実測トリガー感度は、約 -0.2 cmH₂O、3 L/分で、吸気弁開放の遅れ時間は 80 msec であった。吸気回路の最大供給ガス流量は約 250 L/分であった。

(2) 呼気弁・呼気回路

呼気弁を含めた呼気回路は、回路抵抗が 7 cmH₂O/50 L/分、呼気弁開放の遅れ時間は 120 msec であった。強制換気時に回路閉塞・疑似ファイティングを起こしたときの回路内圧のトレースを図 1 に示す。20 cmH₂O の最高回路内圧設定にもかかわらず、Y ピース閉塞によって回路内圧は 35 cmH₂O まで上昇し、疑似ファイティングを起こさせると約 60 cmH₂O まで上昇した。

(3) 従来の換気モード

VCV、PCV、PSV の回路内圧と気流速度のトレースを図 2 上段に示す。いずれのモードでも、吸気開始時・呼気開始時に気流や回路内圧の振動が見られた。

図 2 下段は、inspiratory rise time を 10% に設定したときの各換気モードの波形である。rise time を増加させることで緩やかな立ち上がりの吸気フローが得られるようになり、吸気開始時の回路内圧の変動も消失した。

図 3 は、PCV のトレースである。上下は換気

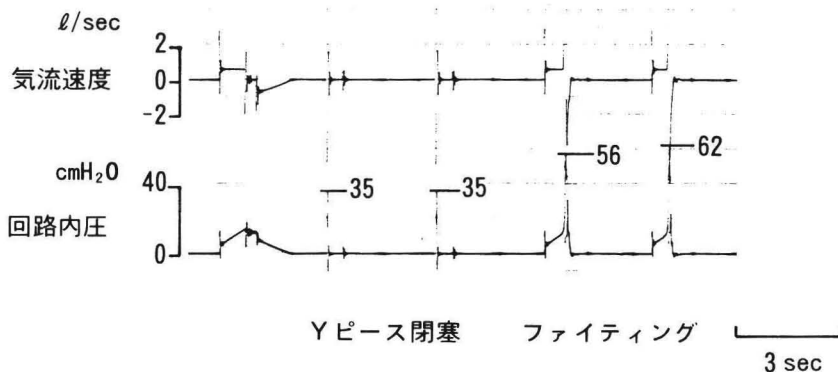


図 1 Y ピース閉塞時と疑似ファイティング時の回路内圧

SV-300 の設定は、volume controlled ventilation モード、1 回換気量：500 ml、換気回数：20 回/分、吸気時間：25%、ポーズ時間：10%、PEEP：0 cmH₂O、最高回路内圧設定：20 cmH₂O。

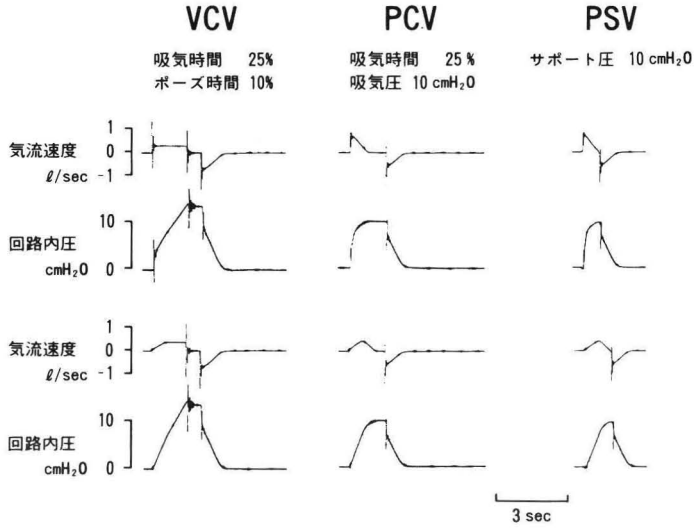


図2 各種換気モードの気流速度と回路内圧

上段は inspiratory rise time を 0%，下段は 10% とした場合。
 VCV：volume controlled ventilation, PCV：pressure controlled ventilation, PSV：pressure supported ventilation。

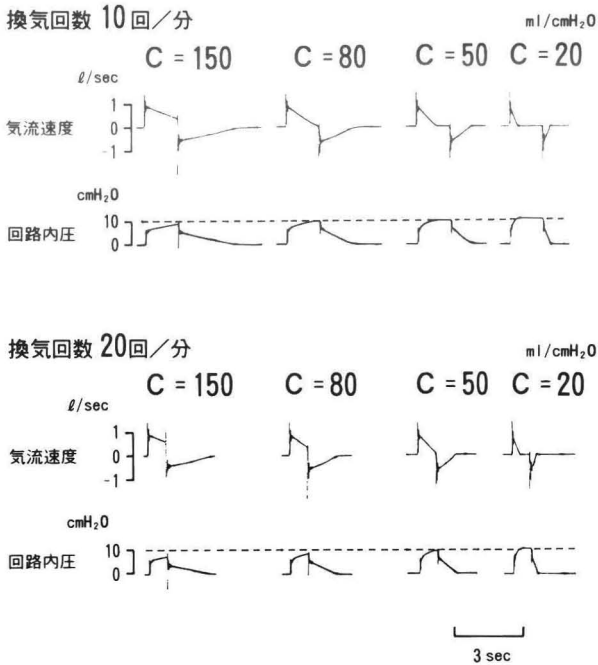


図3 pressure controlled ventilation モードにおいて、換気回数とモデル肺のコンプライアンス (C) を変化させたときの気流速度と回路内圧。

回数を変化させたときのもので、左右はモデル肺のコンプライアンスを変化させたときのものである。それぞれ上段は気流速度、下段は回路内圧を表わしている。これを見ると、吸気開始時の気流速度はどの場合でも一定であることがわかる。従って、肺のコンプライアンスが大きい場合、呼吸時間が短いと設定した吸気圧に達しないことが起こり得る。今回の組み合わせでは、吸気圧 10 cmH₂O、換気回数 20 回/分、コンプライアンス 80 ml/cmH₂O 以上の場合に設定吸気圧に達していなかった。

回路リークがある場合、VCV ではリークに相当するガス量だけ呼気換気量が減少したが、PCV では保たれた。他機種と同様、多少のリークがある場合には PCV で安定した換気ができると思われた。しかし、SV-300 には回路リークアラームがあり、吸気換気量と呼気換気量の差が大きくなるとアラームが作動するようになっている。そのため、リークが大きい状態では実際上使用できない。回路リークアラームが作動したときの換気量の一例を表 1 に示す。設定値の 70—80% に呼気換気量が減少したときにアラームが作動しているのがわかる。

表 1 各種設定における回路リークアラームの作動状況

リーク量を徐々に増加させたときに、リークアラームが初めて作動した呼気換気量を示す。いずれも、換気回数：15 回/分，吸気時間：30%，ポーズ時間：5%，inspiratory rise time：0%，PEEP：0 cmH₂O，PCV の換気圧：10 cmH₂O に設定した。

患者選択	換気モード	吸気換気量	呼気換気量	呼気/吸気換気量
Adult	VCV	500 ml	350 ml	70%
Adult	PCV	540 ml	364 ml	67%
Pediatric	VCV	200 ml	146 ml	73%
Pediatric	PCV	160 ml	120 ml	75%
Neonate	VCV	38 ml	28 ml	74%
Neonate	PCV	35 ml	27 ml	77%

VCV：volume controlled ventilation, PCV：pressure controlled ventilation

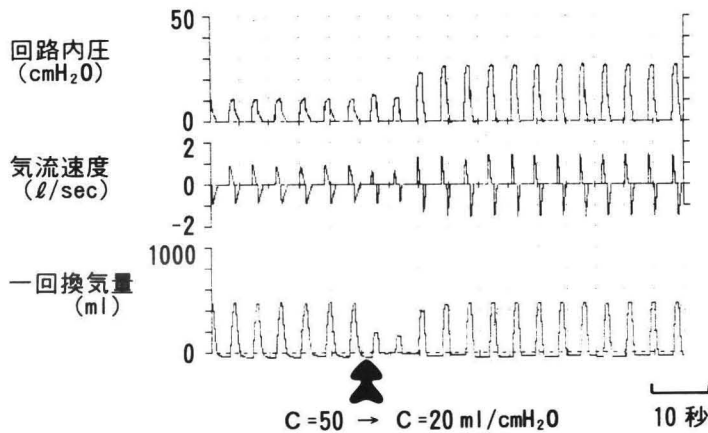


図 4 モデル肺のコンプライアンス (C) を変えたときの pressure regulated volume controlled ventilation モードの反応
矢印の時点で、C を 50 ml/cmH₂O から 20 ml/cmH₂O に変化させている。

(4) 新しい換気モード

PRVCV モードの SV-300 をモデル肺に接続したときの 1 回換気量と回路内圧を、図 4 に示す。モデル肺のコンプライアンスを減少させると 1 回換気量は一時的に減少したが、しだいに吸気圧が上昇して数呼吸でもとの 1 回換気量に戻った。

VSV モードの SV-300 をモデル肺に接続し、手でトリガーしたときの 1 回換気量と回路内圧を図 5 に示す。モデル肺のコンプライアンスを減少させると一時的に 1 回換気量は減少したが、しだいにサポート圧が上昇してもとの 1 回換気量に戻った。

考 察

(1) 吸気弁・吸気回路

自発呼吸時に人工呼吸器が付加してしまう呼吸仕事量の大小は、人工呼吸からのウィーニングの成否を左右する大きな因子である。自発呼吸の吸いやすさや患者の吸気仕事量に影響する因子として、トリガー感度・吸気弁開放の遅れ時間・最大供給ガス流量が挙げられる²⁾。このうち、トリガー感度と吸気弁開放の遅れ時間を XY 軸にとってプロットしたものが図 6 である。いずれも、小さいほどトリガーに要する患者の呼吸仕事

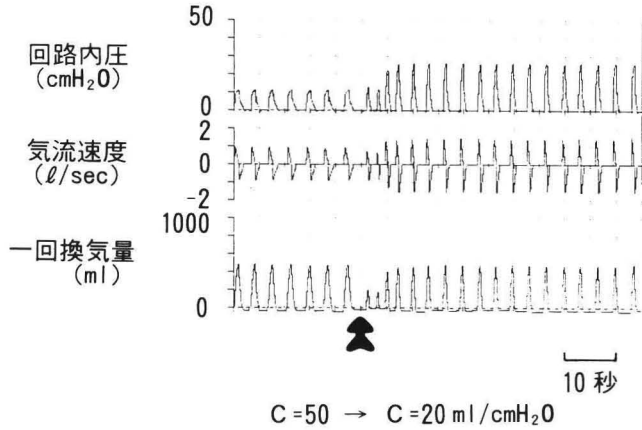


図 5 モデル肺のコンプライアンス (C) を変えたときの volume supported ventilation モードの反応
矢印の時点で、C を 50 ml/cmH₂O から 20 ml/cmH₂O に変化させている。

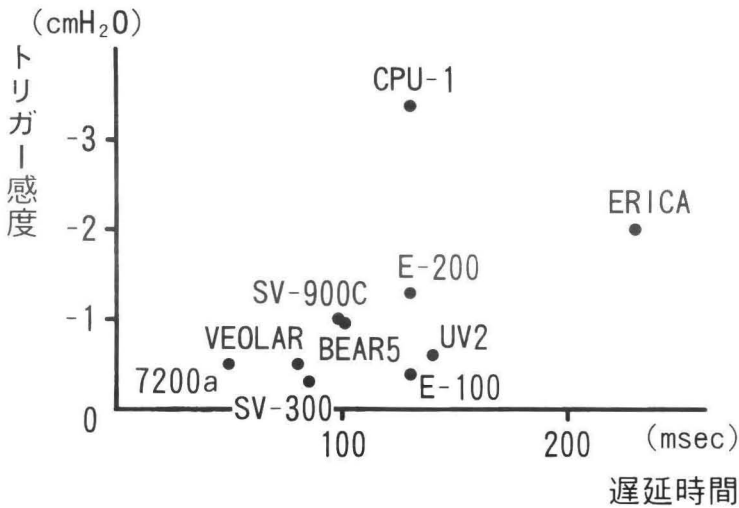


図 6 吸気弁開放のトリガー感度と遅延時間

SV-300 : Servo ventilator 300 (Siemens Elema), SV-900 C : Servo ventilator 900 C (Siemens Elema), 7200 a (Puritan Bennett), E-100 : Newport E-100 (Newport Medical), E-200 : Newport E-200 (Newport Medical), BEAR 5 (Bear Medical), Veolar (Hamilton Medical), CPU-1 (Ohmeda), UV 2 (Dräger), Erica (Engström)。

量が小さくなり、窒息感も少なくなる。SV-300 は原点に近いところに位置しており、高性能な吸気回路と考えられた。最大供給ガス流量も多い機種に属していた。圧トリガーに加えてフロートリガー（スペック上、成人レンジで2 L/分）を併

用したこと、吸気弁に反応時間 6 msec 以下と高性能な電磁弁を使用したこと、内部回路を太く短いものにしたことが優れた吸気特性をもたらしたと推測される。

しかし回路内圧の振動（図 2 上）のため、トリ

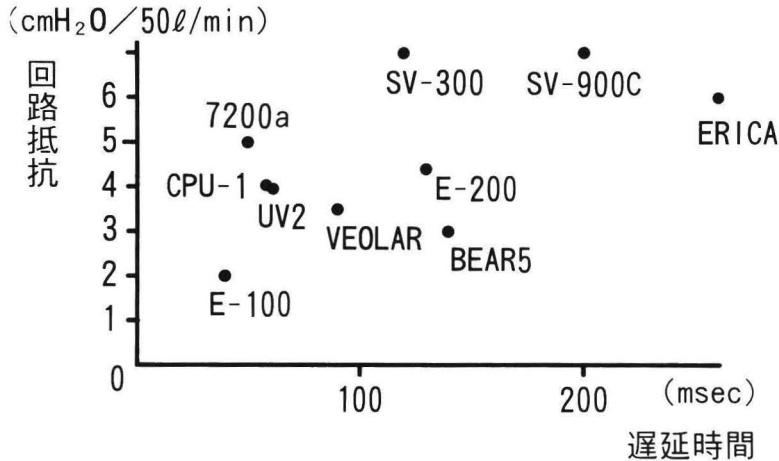


図 7 呼気弁・呼気回路の抵抗と呼気弁開放までの遅延時間

SV-300 : Servo ventilator 300 (Siemens Elema), SV-900 C : Servo ventilator 900 C (Siemens Elema), 7200 a (Puritan Bennett), E-100 : Newport E-100 (Newport Medical), E-200 : Newport E-200 (Newport Medical), BEAR 5 (Bear Medical), Veolar (Hamilton Medical), CPU-1 (Ohmeda), UV 2 (Dräger), Erica (Engström)。

ガーを $-1.0 \text{ cmH}_2\text{O}$ より高感度に設定した場合にはセルフトリガーを起こす現象が観察された。臨床使用に当たっては、トリガー状況をよく観察する必要があると思われる。

(2) 呼気弁・呼気回路

自発呼吸の呼出しやすさや呼気仕事量に関しては、呼気回路の抵抗と呼気弁開放までの遅れ時間が重要な因子となる³⁾。いずれも、小さいほど呼気仕事量が小さくなり、患者の呼気時閉塞感も減少する。図 7 はこれらを xy 軸にとってプロットしたものである。呼気弁開放の遅れ時間は平均的であったが回路抵抗は大きい部類であった。呼気弁は、SV-900 シリーズと同じプルマグネットチョークバルブ方式を採用しているが、呼気内部回路は簡単で太く短いストレートな構成となっている。そのため、呼気回路抵抗の減少が期待されたが、実際には SV-900 と同じ $7 \text{ cmH}_2\text{O}/50 \text{ L}/\text{分}$ であった。呼気流量計に差圧トランスデューサーを用いていることや、呼気回路にウォータートラップが挿入されていることが原因と考えられるが、呼気時に呼気弁が完全に開放していないことも大きく影響しているようである。呼気弁の開

度を制御する回路の調整次第でもう少し低い値が得られるのではないと思われる。

なお、1989 年制定の医療用人工呼吸器の JIS 規格⁴⁾によると、呼気回路抵抗は $0.5 \text{ L}/\text{秒}$ ($30 \text{ L}/\text{分}$) の流量で計測することとされている。しかし、われわれの施設では以前から 1982 年発表の「日本工業規格(案)医療用人工呼吸器⁵⁾」に基づいて $50 \text{ L}/\text{分}$ の流量で測定しているため、今回も他機種との比較上あえて $50 \text{ L}/\text{分}$ で測定した。

回路内圧の異常上昇に対する安全機構に関しては、 $20 \text{ cmH}_2\text{O}$ の上限設定に対して回路閉塞、疑似ファイティングでそれぞれ $35 \text{ cmH}_2\text{O}$ 、 $60 \text{ cmH}_2\text{O}$ と大きな上昇が見られ、その安全性に疑問が残った。SV-300 では回路内圧の異常上昇を検知したときに呼気弁が開くようになっているが、その制御回路の電氣的遅延時間と高い呼気回路抵抗が瞬間的な回路内圧上昇に追従できなかった理由と考えられる。安全性を考えた場合、すべてを電気回路やコンピューターに頼ろうとせず、バネによる機械的な安全弁など別系統の機構を併用すべきである。

(3) 従来の換気モード

SV-900 Cの吸気気流は立ち上がりが鋭く、特にPSVにおいて圧迫感を感じる患者が少なくなかった。SV-300でも、基本的には同様の特性をしている(図2上)。しかし inspiratory rise time 調整によって個々の患者に合わせた吸気の立ち上がり調整ができるため、SV-900 シリーズ以上に患者との同調性が良くなることが期待され、臨床応用範囲も広がると考えられた。似た機構を持つ人工呼吸器としては Dräger 社の EVITA がある。EVITA は吸気時間の全体にわたって吸気フローを変化させるのに対し、SV-300 では吸気の立ち上がりの初めの部分の気流が漸増してピークフローに達するという点が異なっている。

図2上に示したような VCV, PCV, PSV モードでの気流や回路内圧の振動は SV-900 C でも見られていた。図2下のような inspiratory rise time を10% 付加することによって吸気立ち上がりの振動を抑制できたことから、この現象は制御回路を含めた吸気弁および呼気回路の周波数特性が良いために生じる回路内圧の共振現象であろうと考えられる。吸気弁・呼気弁の制御回路に high cut フィルターを加えることで不要な気流の振動を抑制できると考えられる。

PSV については、ターミネーション基準が SV-900 と異なっている。SV-900 C では吸気気流がピークフローの25% に減少した時点で吸気相を終了していたが、SV-300 では5% に変更になっている。変更理由は明らかでないが、不必要に吸気を続ける状態が今までよりも起こりやすくなることに注意する必要がある。

PCV は、吸気圧を設定すると自動的に吸気流速が定まってしまう。そのため、肺胸郭コンプライアンスと吸気時間の組み合わせによっては、設定した吸気圧まで達しないことがありうる。肺胸郭コンプライアンスに応じて吸気流速を調節できたほうが、より応用範囲の広い PCV モードになったと考えられる。

(4) 新しい換気モード

PRVCV は吸気圧が変動して1回換気量が保たれるような PCV と考えることができる。したがって、設定された換気回数と吸気時間で吸気の

開始と終了が規定される調節呼吸の一種に分類される。その動作アルゴリズムは以下の通りである。まず患者の肺胸郭コンプライアンス(C)を求めるために、5 cmH₂O の PCV によるテスト換気が行われる。C は、次式のように計算される。

$$C = \text{実測換気量} \div \text{吸気圧} \dots\dots\dots \textcircled{1}$$

次の換気の吸気圧は次のように計算される。

$$\text{新しい吸気圧} = \text{設定1回換気量} \div C \dots\dots \textcircled{2}$$

以後一呼吸ごとに①②が繰り返し計算され、設定1回換気量が得られるように吸気圧が上下する。ただし、テスト換気のあとの3呼吸は計算によって求められた吸気圧の75%の圧で行われ、1呼吸ごとの吸気圧変化は3 cmH₂O 以内、実測1回換気量が設定値の1.5倍に達したときは吸気を中止して呼気相に移り、吸気圧は(最大回路内圧設定-5 cmH₂O) 以下で行われるなどの制限を設けて、患者の安全に対する配慮がなされている。気管内吸引などで呼吸回路が患者からはずれたと判断された場合には、テスト換気に戻って再スタートするようになっている。

VSV は、吸気圧が変動して1回換気量が保たれるような PSV と考えることができる。したがって、患者によって吸気の開始と終了が決められるサポート換気の種類に分類される。患者トリガーであること以外は、患者の肺胸郭コンプライアンスを計算しながら次の吸気圧を計算する点など PRVCV に類似している。すなわち、5 cmH₂O の圧の PSV によるテスト換気の後、前出の式①②に基づいて計算されたサポート圧で次の換気を行うようになっている。しかし、VSV は自発呼吸がベースのため、更に二つの安全機構を備えている。一つは、実測呼吸回数が設定呼吸回数以下に減少した場合に、分時換気量を保つために式③のように目標1回換気量が増加し、それに伴ってサポート圧も増加することである。

$$\begin{aligned} \text{新しい目標1回換気量} &= \text{設定1回換気量} \\ &\times \text{設定呼吸回数} \div \text{実測呼吸回数} \dots\dots \textcircled{3} \end{aligned}$$

ただし、計算上の目標1回換気量が設定値の150%を越える場合でも、設定値の150%を上限としてそれ以上はサポート圧が上昇しないようになっている。もう一つは、20秒以上の無呼吸が

表 2 各種の換気モードとそれに影響を与える設定つまみ
影響を与えるものを○、与えないものを×で示した。

	換気モード							
	PCV	VCV	PRVCV	VSV	VC-SIMV	PC-SIMV	PSV	
press control	○	×	×	×	×	○	×	
press support	×	×	×	×	○	○	○	
PEEP	○	○	○	○	○	○	○	
trigger	○	○	○	○	○	○	○	
CMV-f	○	○	○	○	○	○	○	
insp time	○	○	○	○	○	○	×	
pause time	×	○	×	×	○	×	×	
rise time	○	○	○	○	○	○	○	
SIMV-f	×	×	×	×	○	○	×	
volume	×	○	○	○	○	×	×	

PCV : pressure controlled ventilation, VCV : volume controlled ventilation, PRVCV : pressure regulated volume controlled ventilation, VSV : volume supported ventilation, VC-SIMV : volume controlled synchronized intermittent mandatory ventilation, PC-SIMV : pressure controlled synchronized intermittent mandatory ventilation, PSV : pressure supported ventilation

あると調節呼吸である PRVCV に移行することである。これはアラームリセットで復帰することができる。

PRVCV や VSV は、呼吸管理上必須ではない。しかし、患者との同調性にすぐれた pressure limited の性格を残しながら 1 回換気量が保証できるという画期的な換気モードであり、換気モードの選択の幅を広げるものとして期待される。

(5) その他

最後に、換気モードとその設定に影響する調節つまみの一覧を表 2 に示した。例えば、PSV を行うときに通常の機種ではサポート圧だけを設定すればよいが、SV-300 では強制換気回数も設定しなくてはならない。これは、換気回数を設定することで 1 回の換気周期を決定し、rise time 設定や吸気のターミネーション時間設定に利用しているからである。また、自発呼吸をベースとする VSV でも、最低分時換気量を設定するために換気回数の設定が必要になっている。

SV-300 では機能が増えた代わりに設定が複雑になっている。使い方を熟知していないと意図通りの換気が行えない事態が生じ得るので注意が必

要である。

結 語

吸気回路はトリガー感度・吸気弁開放の遅れ時間・最大供給流量のいずれも高性能であった。呼吸回路は、抵抗が 7 cmH₂O/50 L/分と大きく、ファイティングなどの時に設定上限値を越えて回路内圧が大きく上昇することがあり、注意が必要と思われた。また、リークが 20% を越える症例では使用できない点にも注意を要する。

PRVCV, VSV は、患者との同調性の良さを残したまま一回換気量を保証した換気が行えるという点で、注目される換気モードであろうと考えられた。

(1992. 10. 1 受)

参考文献

- 1) 磨田 裕, 山口 修, 大塚将秀ほか: 各種人工呼吸器の特性と問題点—特に自発呼吸モードについて. 臨床呼吸生理 19 : 93-98, 1989
- 2) 早川 準, 磨田 裕, 山口 修ほか: デマンドバルブのタイムラグ (時間遅れ) と呼吸変化. ICU と CCU 11 : 759-763, 1987

- 3) Christopher KL, Neff TA, Bowman JL, et al : Demand and continuous flow intermittent mandatory ventilation system. CHEST 87 : 625-630, 1985
 - 4) 日本工業標準調査会：医療用人工呼吸器（JIS T 7204-1989）。東京，日本規格協会，1989
 - 5) 日本工業規格(案)医療用人工呼吸装置。医器学 52 : 458-466, 1982
-