

## □講座□

## CPAP モードにおける 最新の人工呼吸器の吸気相の機能とその特徴

氏 家 良 人\*

### はじめに

近年、メーカーサイドから多くの新しい高性能機種的人工呼吸器が臨床の場に投入された。これらの人工呼吸器では、近年、多用されている自発呼吸を残した換気法の開発や改良に重点が置かれ、回路内定常流の付加、吸気トリガー方式の変更や感度の改善、最大吸気流量の増加、Pressure support ventilation (PSV), BIPAP, APRV, Pressure controlled SIMV など各種圧制御型の部分補助換気モードの開発が行われた。その結果、患者吸気仕事量の軽減、患者-人工呼吸器間の同調性の改善、肺胞に対する過剰な圧負荷の回避などがもたらされた。しかし、部分補助換気モードの基本といえる CPAP や PSV モードで同じ設定条件であっても、人工呼吸器によっては患者との同調性が良くなかったり、患者が呼吸困難を訴える場合がある。

本講座では、人工呼吸器の基本的構造と、CPAP モードにおける吸気相の機能について解説し、Bennett 7200ae (Puritan Bennett; USA), Servo 300 (Siemens Elema; Sweden), Bird 8400STi (Bird; USA), Evita 1000 (Drögel; German), Bear 1000 (Bear Medical; USA), Newport E-200 (Newport Medical; USA) の6機種的人工呼吸器を比較検討するものである。

### 1. 人工呼吸器の基本構造とその機能

今回検討する人工呼吸器はすべてデマンドタイプ的人工呼吸器で、吸気バルブ、呼気バルブがあり、この調節によって吸気、呼気が行われる。そ

の基本的構造にはそれほど大きな違いはなく、大脳であるマイクロプロセッサ、心臓部である吸気および呼気バルブユニット、そして、吸気や呼気の圧トランスデューサ、流量トランスデューサなどから構成されている。

#### 1) デマンドタイプ人工呼吸器の基本構造

ここでは、Servo 300 を例にとり最近のデマンドタイプ人工呼吸器の基本構造を説明する。図1は Servo 300 のニューマティック部分およびコントロール部分の模式図である<sup>1)</sup>。人工呼吸器のフロントパネルにある換気モードダイヤル(①)、流量制御ダイヤル(②)、吸気圧制御ダイヤル(③)、吸気立ち上がり時間ダイヤル(④)の設定により、吸気ガスの流量パターンが、さらに、酸素濃度ダイヤル(⑤)によって、空気と酸素それぞれの流量パターンの期待値が設定される。患者に供給される吸気ガスの圧や流速が実際に制御される場所は空気の吸気バルブユニット(⑥)および酸素の吸気バルブユニット(⑦)である。空気と酸素の吸気バルブユニットにはそれぞれ圧および流量トランスデューサがあり、ガス供給圧や流量を実測し、指示された流量パターンとなるように空気および酸素の吸気バルブの開閉の程度、タイミングを調節する。こうして、吸気ガスは患者に供給され、そして、呼気側へ呼出される。

呼気回路では呼気流量および圧が測定される。呼気バルブ(⑨)は PEEP ダイヤル(⑧)で調節され、設定値以上になったときに解放して呼気を外に排出する。また、自発呼吸や PSV のように自発呼吸をトリガーして吸気流量が始まる補助換気モードでは、呼気側の圧の低下また吸気流量に比較した呼気流量の低下を感知して吸気ガスの供給を開始する。

今まで述べてきた一連の流量や圧の制御は吸気

\* 札幌医科大学麻酔学教室 (〒060 札幌市中央区南1西16)

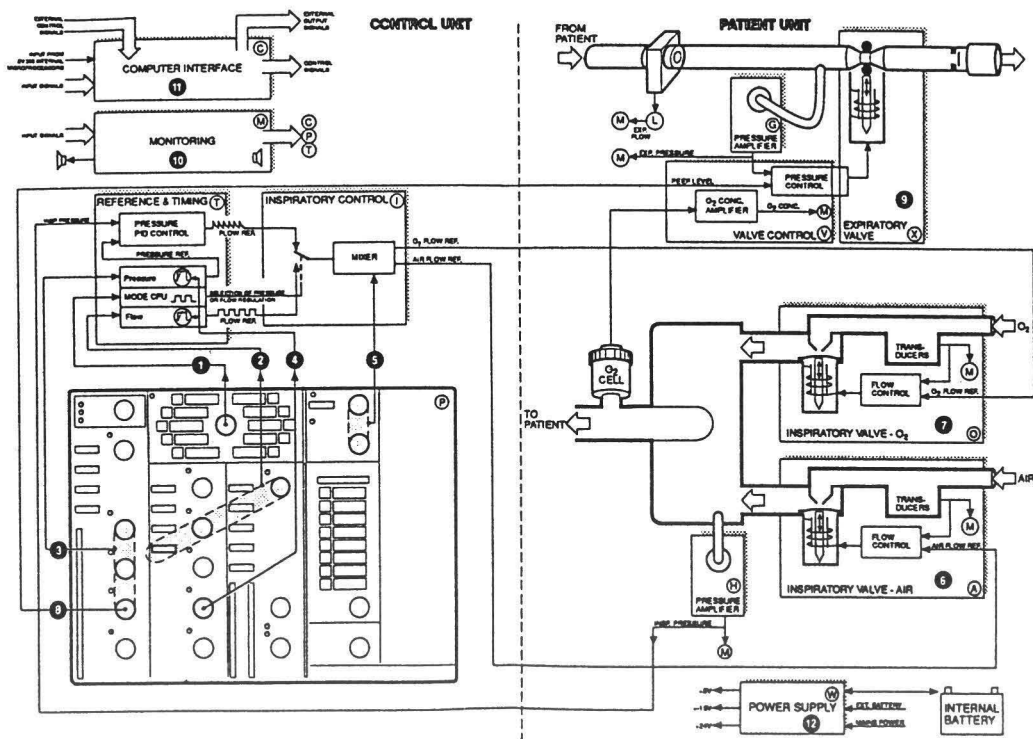


図 1 Servo 300 の基本構造

(サーボベンチレーター 300, テクニカル・サービスマニュアル, p14, フクダ電子株式会社, より引用)

バルブまた呼気バルブの開閉の程度やタイミングを調節することによって行われており、これらは速やかで細やかな圧や流量の情報収集(10)とコンピューター機能(11)によっている。

2) 吸気バルブとガス供給源の構造

図 2 は Bennett 7200ae の吸気バルブに用いられている比例電磁弁の断面図である<sup>2)</sup>。マイクロプロセッサからの電気信号により電磁弁の開閉の度合いが調節され、その結果、吸気バルブを通るガス流量が決まる。最新の人工呼吸器ではこのような吸気バルブが使用されており、機能は機種によって異なるが、作動原理は同様である。

Bennett 7200ae, Servo 300, Evita 1000 では吸気バルブは空気用と酸素用ひとつずつあり、それぞれの弁の開閉度合いで吸入酸素濃度も決定される。Bennett 7200ae では壁のパイピングからの高圧の空気および酸素は圧レギュレータにより 10 PSI 程度に減圧されて吸気バルブに到達し、Servo 300 や Evita 1000 では高圧のガスが減圧さ

れることなく吸気バルブに到達する。この高い圧が吸気初期の高流量のガス供給や、装置内部の回路抵抗に対して必要であるという<sup>3)</sup>。

一方、Bird 8400STi, Bear 1000, E-200 では、壁より取り込まれた空気と酸素は減圧されたあと、空気/酸素ミキサー(酸素ブレンダ)で設定の吸入酸素濃度に調節される。ついで、この吸気ガスは圧縮された状態でアキュムレータに蓄えられる。アキュムレータはリザーバとして作用し、比較的低圧な供給ガスであっても吸気開始時の高吸気流量に対応することができる。

ちなみに、おのおのの人工呼吸器の従量式換気時の吸気流量、一回換気量の調節範囲、PSV 時の圧の調節範囲を表 1 に示す。なお、自発呼吸や PSV モードでは、供給ガスに余裕がある場合は最大吸気流量は表 1 で示した範囲を超える。Bear 1000 では 200 L/min, Bennett 7200ae では 180 L/min, E-200 では 160 L/min 以上といわれており、他の機種でも正確な値はわからないが

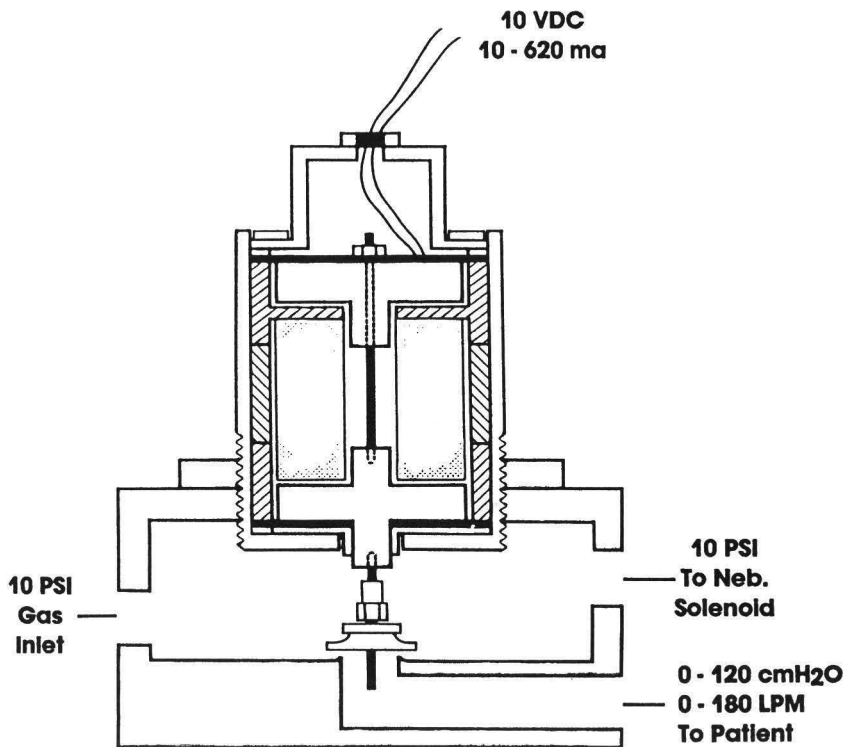


図 2 Bennett 7200 ae の比例電磁弁  
(株式会社アムコ資料より引用)

表 1 各種人工呼吸器の設定吸気流量、一回換気量、およびプレッシャーサポート圧

|                | 吸気流量         | 一回換気量       | PSV 圧                   |
|----------------|--------------|-------------|-------------------------|
| Bennett 7200ae | 10~120 L/min | 100~2500 ml | 0~70 cmH <sub>2</sub> O |
| Servo 300      | 0.6~180      | 0~4000      | 0~100                   |
| Evita 1000     | 6~120        | 100~2000    | 0~80                    |
| Bird 8400STi   | 10~120       | 50~2000     | 0~50                    |
| Bear 1000      | 10~150       | 100~2000    | 0~80                    |
| E-200          | 1~100        | 10~5000     | 0~60                    |

180~200 L/min を超えると思われる。

### 3) 吸気トリガー部位とトリガー方式

現在市販されている成人用人工呼吸器においては、吸気をトリガーする部位は、口元か、さらに末梢の人工呼吸器呼気側である。吸気認識に用いられている指標は圧か流量のどちらかであり、圧の低下を感知する方法を圧トリガー方式、吸気流量を感知する方法を流量トリガー方式という。

圧トリガーは今回検討した人工呼吸器全てに装備されており、Bear 1000、E-200 では口元の圧

を、また、Bennett 7200ae、Servo 300、Evita 1000、Bird 8400STi では人工呼吸器の呼気側回路内の圧の低下を感知している。

一方、流量トリガー方式は Bennett 7200ae、Servo 300、Bird 8400STi に用いられており、圧トリガーと切り換えて使用することができる。その方法はどの人工呼吸器も同様で、陽圧換気時や呼気流量がある時を除いた呼吸相で吸気バルブから少量の定常流 (base flow, bias flow) が回路内を流れていて、吸気の開始によって呼気側で流

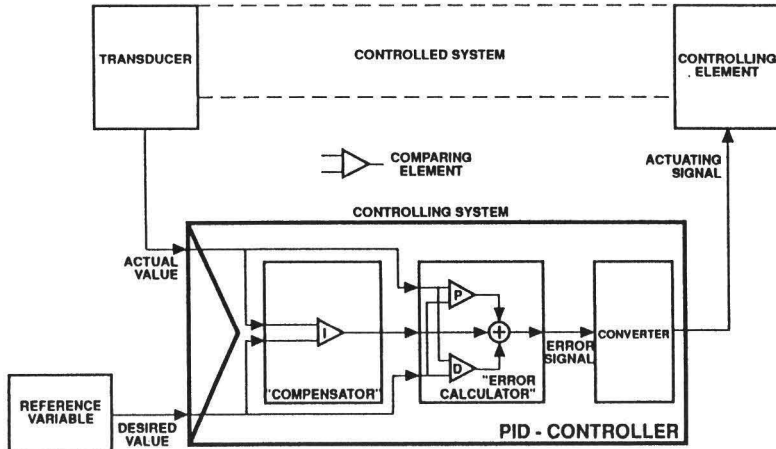


図3 Servo 300のマイクロプロセッサにおける圧および流量管理システム  
(サーボベンチレーター300, テクニカル・サービスマニュアル, p10, フクダ電子株式会社, より引用)

量が減少することを感知する。それゆえ、これらの人工呼吸器では吸気側回路と呼気側回路の両方に流量トランスデューサがある。E-200はbias flowを流すことができるが、この器械は流量トリガーはなく圧トリガーのみであり、混同してはならない。また、Evita 1000は圧で吸気を認識して吸気ガスを流し始め、この流量が48 msecの間に25 ml以上となったときに本格的にガスを供給する仕組みになっている<sup>4)</sup>。

#### 4) マイクロプロセッサの調節機構

図3はServo 300のマイクロプロセッサにおける圧および流量の管理システムを示す<sup>5)</sup>。簡単に述べると、換気モード、最高気道内圧、換気量、PEEPレベル、吸気時間、吸気感度などを設定することにより、その条件の人工呼吸器が供給すべきガス流量、呼出されるガス流量のdesired value (期待値)が決定される。これと、コントロールされるシステム内の圧トランスデューサや流量トランスデューサからの実測値との差に対してPID調節機構が作動する。P (proportional; 比例) 調節機構は連続的に基本的な位置調節を行い、I (integral; 積分) 調節機構は長時間の小さな偏位に対して徐々に変化する位置調節の補正を行い、D (differential; 微分) 調節機構は速い変化での高速の位置調節を行う。これらの調節機構

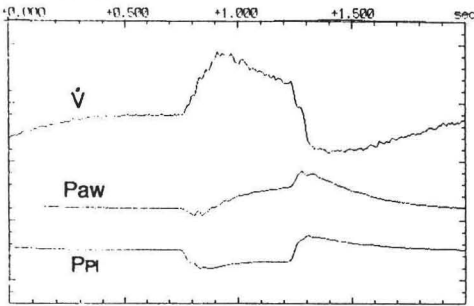
は単独でまたは一緒に作動して、その作働信号によってcontrolling elementである吸気バルブや呼気バルブの位置調節が行われる。この調節は人工呼吸器によってそのきめ細かさや精度が異なるが、速い機種では6 msec~20 msec, 0.05 ml~0.1 mlの単位でフィードバックコントロールを行っている。

このように人工呼吸器の基本的構造に大きな違いはないが、機種によってバルブの調節機能また圧や流量の認識機構、さらにマイクロプロセッサによる制御基準の設計思想などが異なり、同じ呼吸条件であっても個々の人工呼吸器によって作り出される流量パターンは異なってくる。図4はモデル肺に対するPSV 10 cmH<sub>2</sub>Oの各種人工呼吸器の吸気流量、気道内圧、胸腔内圧を示したものであるが、呼吸器によって、違いがあるのがわかるであろう。

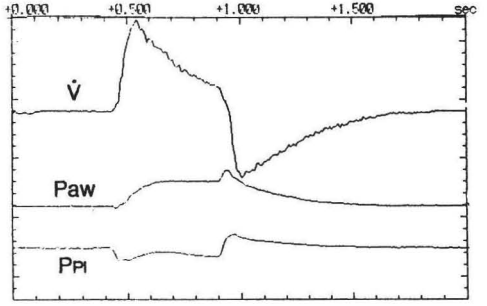
## 2. 各種人工呼吸器のCPAPモードにおける吸気相の機能

軽度呼吸不全で比較的安静呼吸をしている患者では、どの人工呼吸器を用いてもあまり違いはない。しかし、浅くて速い頻呼吸、肺コンプライアンス低下、気道抵抗上昇を呈しているような重症呼吸不全患者に対してCPAPやPSVなどの部

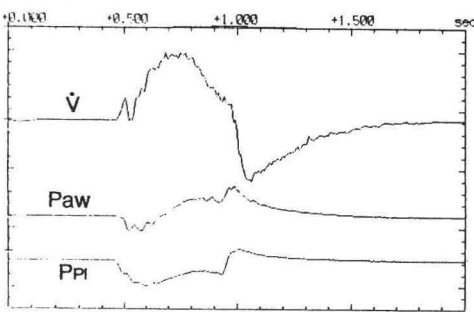
(1) Bennett 7200 ae



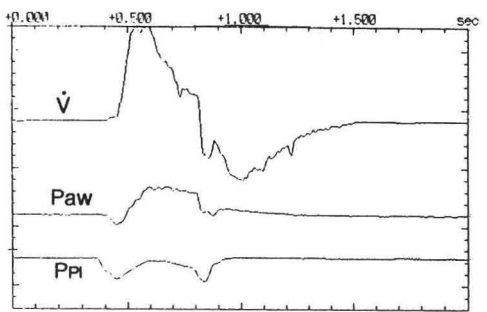
(2) Servo 300



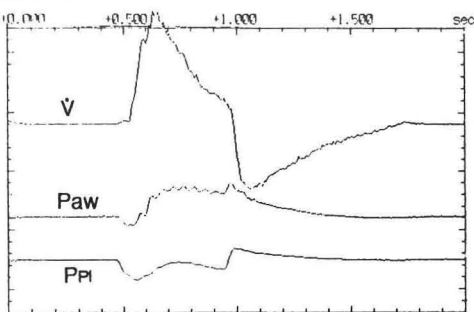
(3) Bird 8400 STi



(4) Bear 1000



(5) Evita 1000



(6) Newport E 200

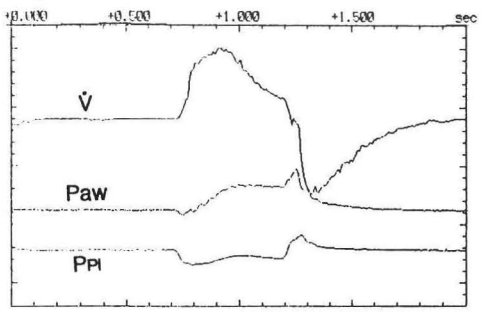


図 4 モデル肺における PSV (10 cmH<sub>2</sub>O) モードの流量, 気道内圧, 胸腔内圧パターン  
V-dot: 流量, Paw: 気道内圧, PPl: 胸腔内圧

分補助換気を行う場合は、人工呼吸器によって呼吸管理がうまくいくときといかないときがある。しかし、何がどのように異なってそうなるのか臨床の間ではなかなか明らかとならない。それは、患者の呼吸が不規則で吸気努力や吸気時間も一呼吸ごとと変わり、同じ条件を作り出せず比較することがむずかしいからである。そこで、今回は一定の自発呼吸パターンを作ることが可能なモデル肺を用いて、種々の人工呼吸器の CPAP モードの

吸気相を ① 吸気開始機能 (トリガー機能), ② 吸気相の圧および吸気流量の制御機能, ③ 吸気仕事量, に分けて検討してみた。

実験装置は図 5 に示すが、double bellows in box タイプのモデル肺と換気力学的モニタとして OMR 8101 (日本光電, 日本) および CP-100 (Bicore, USA) を用いた。このモデル肺はジェット流の大きさ、その on/off 時間設定により、さまざまな自発呼吸パターンを作り出すこと

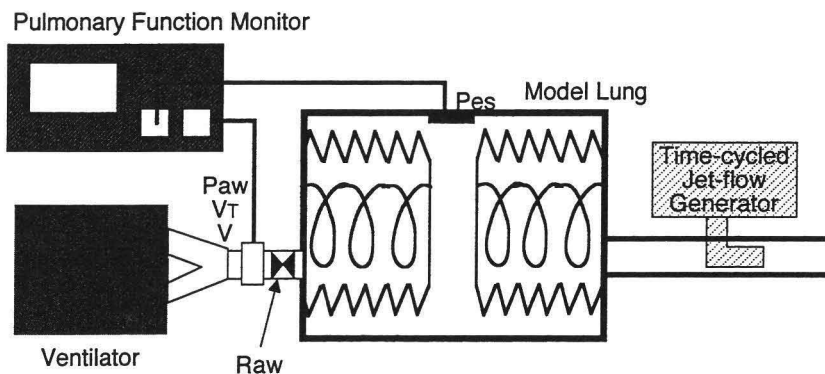


図 5 実験装置模式図

ができ、また、肺および胸郭コンプライアンス、気道抵抗を規定できる<sup>6)</sup>。今回は、胸郭コンプライアンス 60 ml/cmH<sub>2</sub>O、静的全肺コンプライアンス 18 ml/cmH<sub>2</sub>O、気道抵抗は 2~3 cmH<sub>2</sub>O・L<sup>-1</sup>・min<sup>-1</sup> の低肺コンプライアンス呼吸不全モデルで検討してみた。まず、T-piece（つまり、人工呼吸器非装着状態）で呼吸回数 35 回/min、吸気/呼気時間 0.3、最大吸気流量 0.83 L/min、吸気一回換気量 240 ml の自発呼吸を作成し、この自発呼吸に対して PEEP 0 cmH<sub>2</sub>O の CPAP モードで人工呼吸器を装着した。それぞれのモードにおけるモデル肺の口元の圧、胸腔内圧、吸気流量を OMR 8101 にて測定、A/D コンバータで変換後、信号を 9801 NEC コンピュータに取り込み、時間は 2 msec、口元の圧および胸腔内圧は 0.1 cmH<sub>2</sub>O、流量は 0.1 ml/sec 単位で分析した。また、吸気仕事量を CP-100 で測定した。なお、設定トリガーは Evita 1000 は -0.2 mbar に固定されているが、他の機種はオートトリガリングが生じないできるだけよい感度を選択し、Servo 300 は bias flow 2 L/min で感度 1 L/min の流量トリガー、Bennett 7200ae は 10 L/min の flow-by で感度 3 L/min の流量トリガー、Bird 8400STi は 10 L/min の bias flow で感度 1 L/min の流量トリガー、Bear 1000 は sensitivity -0.2 の圧トリガー、Newport E-200 は bias flow 10 L/min で感度 -0.5 cmH<sub>2</sub>O の圧トリガーとした。

#### 1) 吸気開始機能（トリガー機能）

圧トリガーでは吸気による気道内圧の圧セン

サーの低下、流量トリガーでは吸気側と呼気側の回路内定常流の流量センサーの差が基準に達したときに、マイクロプロセッサは生体が吸気を開始したことを認識して、吸気バルブを開けようとする。そして、その電氣的指令によって吸気バルブが開く。それゆえ、ここでは圧および流量センサー、マイクロプロセッサ、吸気バルブが関与しており、これらの統合した機能が重要である。

吸気トリガー機能は、呼吸器が患者の吸気運動を認識する機能と吸気認識後、吸気バルブを開いてガス供給を開始する機能の 2 つに分けられる。前者は実測のトリガー感度、後者は time delay によって評価される。トリガー感度は、研究者によって用いる指標が異なり、基線と吸気流量開始時の気道内圧との差 (dPaw)、基線と吸気流量開始時の食道内圧との差、基線と吸気相の最も陰圧となった気道内圧との差、などを用いている。換気力学モニタ CP-100 (Bicore 社; USA) では最後の指標を用いているが、これはトリガー感度を正しく反映しない場合がある。図 6 は自発呼吸の T-piece と各種の人工呼吸器を PEEP 0 cmH<sub>2</sub>O の CPAP モードで装着した時の吸気時の吸気流量、口元の気道内圧、胸腔内圧の時間変化である。人工呼吸器によっては吸気流量が開始した後でも、気道内圧の陰圧が増強している。

このように、吸気バルブが開く時点と気道内圧が最低になる時点とは一致しないことが多い。そこで、今回は、トリガー感度の指標として、吸気バルブが開いて吸気流量が開始した時点での基線と気道内圧との差を用いた。また、time delay

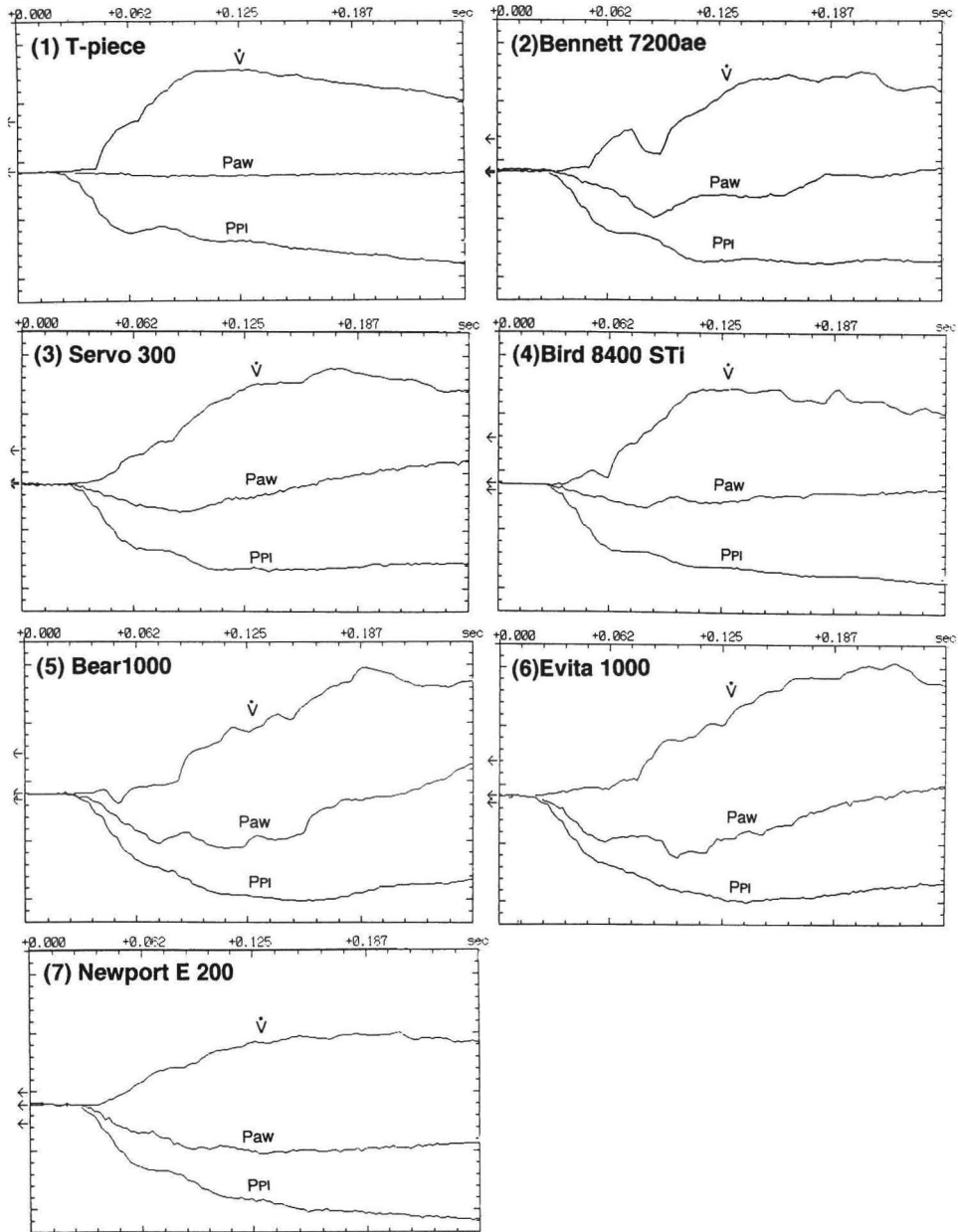


図 6 モデル肺における CAP (PEEP 0 cmH<sub>2</sub>O) モードの  
 流量, 気道内圧, 胸腔内圧パターン  
 $\dot{V}$ : 流量, Paw: 気道内圧, Ppl: 胸腔内圧

は口元の圧が低下を開始した時点から吸気バルブが開き吸気流量が増加し始めるまでの時間とした。

なお, どの人工呼吸器でも吸気により口元の圧が低下し始めたとき少量の吸気流量が見られる

が, これは回路内定常流による動きと考えられ, 急速な流量の増加が開始した時を吸気バルブが開いた時点と判断した。

表 2 に示すようにトリガー感度は T-piece では  $-0.1 \text{ cmH}_2\text{O}$  であったが, 人工呼吸器装着に

表 2 CPAP モードにおける吸気トリガー感度と Time delay

|                 | 回路内<br>定常流 | トリガー部位 | トリガー方式 | 設定トリガー<br>感度            | 吸気開始時の<br>気道内圧          | Time delay |
|-----------------|------------|--------|--------|-------------------------|-------------------------|------------|
| T-piece         |            |        |        |                         | -0.1 cmH <sub>2</sub> O | 6 msec     |
| Bennett 7200 ae | +          | 呼気側    | 流量     | 3 L/min                 | -3.5                    | 82         |
| Servo 300       | +          | 呼気側    | 流量     | 1                       | -1.3                    | 24         |
| Bird 8400 STi   | +          | 呼気側    | 流量     | 1                       | -1.4                    | 34         |
| Evita 1000      | -          | 呼気側    | 圧      | -0.2 mbar               | -4.3                    | 60         |
| Bear 1000       | -          | 口元     | 圧      | sensitivity-0.2         | -3.2                    | 58         |
| E-200           | +          | 口元     | 圧      | -0.5 cmH <sub>2</sub> O | -1.2                    | 18         |

より-1.2~-4.3 cmH<sub>2</sub>O と低下した。time delay は T-piece では 6 msec であったが、人工呼吸器装着によって 18~82 msec と遷延した。

トリガー機能はトリガー部位やトリガー方式によって異なるといわれる。同じ圧トリガーであるならばトランスデューサの位置が生体に近いほど感度は良くなり、呼吸仕事量などに影響を与える。Takahashi ら<sup>7)</sup>はモデル肺で気道抵抗や肺コンプライアンスを変え、通常的口元の圧トリガーと胸腔内圧でのトリガーによる負荷仕事量を比較した。胸腔内圧トリガーは負荷仕事量が小さく、とくに気道抵抗の高い状態で顕著であった。同様に、Banner ら<sup>8)</sup>は側孔のある気管内チューブを用いてチューブの先端（すなわち気管分岐部付近）で圧をトリガーさせた。通常の高圧トリガーや流量トリガーよりも負荷呼吸仕事量が軽減でき、とくに気管内チューブが細い場合に顕著であることを報告している。

今回検討した人工呼吸器では呼気側回路内または口元の圧をトリガーに用いているが、呼気側回路より口元の方が生体にとって近位であり、口元に圧トランスデューサがあればこちらのほうがトリガー感度は良くなる。しかし、Bear 1000、E-200 は口元の圧でトリガーしているが、口元に圧トランスデューサがあるわけではなく、口元の圧の変化を細いチューブで人工呼吸器本体の圧トランスデューサまで伝えなければならず、そこには時間的遅れが生じる。

また、一般に、流量トリガーと圧トリガーを比較すると、流量トリガーでは吸気バルブが開く前の吸気初期でも定常流を利用できるため、吸いや

すく、圧トリガーに比べて気道内圧の低下が少なく、吸気バルブが開くまでの時間も速く、吸気呼吸仕事量が少ないといわれている<sup>9)-11)</sup>。しかし、流量トリガーは圧トリガーに比べて大きな利点はないという報告もある<sup>12)</sup>。

今回の結果からは、流量トリガーである Servo 300 と Bird 8400STi は圧トリガーの Evita 1000 や Bear 1000 に比べてトリガー感度が良く、time delay も小さかった。一方、Bennett 7200 ae は流量トリガーであるが、今回の検討機種の中では time delay がもっとも大きかった。しかし、82 msec という time delay は成人の人工呼吸器としては、満足できる値であり、さらに、吸気バルブが開く以前より回路内定常流を利用した吸気流量の開始が見られていた。E-200 はトリガー感度が-1.2 cmH<sub>2</sub>O ともっとも良く、time delay も 18 msec ともっとも小さかった。E-200 では圧トリガーで回路内定常流が存在するため time delay が大きくなると予想されたが、E-200 には呼吸パターンから吸気流速や吸気バルブの開閉を予測制御する機能があり、今回のようなモデル肺における同じ流量、同じタイミングの繰り返し発呼吸の場合は、制御が容易であったためかもしれない。

早川らのボランティア 8 名の実験によると<sup>13)</sup>、0.1 秒の time delay では 5 名が呼吸困難感はなく、残りの 3 名も初めは苦しいがそのうちに慣れてしまい問題がなかったということである。その点では今回検討した人工呼吸器はすべて合格といえる。しかし、岡崎らによると呼吸困難を感じない回路内陰圧は-1 cmH<sub>2</sub>O 以内が望ましいと述

表 3 CPAP(PEEP 0 cmH<sub>2</sub>O) モードにおける吸気流量制御機能

|                | ガス供給開始<br>10 msec の<br>吸気流量 | 吸気バルブ<br>解放後の<br>気道内圧低下 | 吸気バルブ解放<br>～最大吸気流量 | 最大吸気流量     | 吸気相における<br>最高気道内圧        |
|----------------|-----------------------------|-------------------------|--------------------|------------|--------------------------|
| T-piece        | 0.30 L/sec                  | -0.4 cmH <sub>2</sub> O | 54 msec            | 0.83 L/sec | -0.00 cmH <sub>2</sub> O |
| Bennett 7200ae | 0.21                        | -1.5                    | 80                 | 0.92       | 1.38                     |
| Servo 300      | 0.16                        | -1.1                    | 128                | 1.00       | 2.46                     |
| Bird 8400STi   | 0.28                        | -1.3                    | 48                 | 0.83       | 0.30                     |
| Evita 1000     | 0.19                        | -0.6                    | 156                | 0.93       | -0.92                    |
| Bear 1000      | 0.28                        | -1.4                    | 104                | 1.07       | 3.30                     |
| E-200          | 0.05                        | -2.0                    | 138                | 0.66       | -1.54                    |

べており<sup>14)</sup>、これを満たした人工呼吸器はなかった。-2 cmH<sub>2</sub>O 以内のものは Servo 300, Bird 8400STi, Newport E-200 であり、これらはすべて回路内定常流がある人工呼吸器であり、回路内定常流の優位性が示唆された。

2) 吸気流量の制御機能

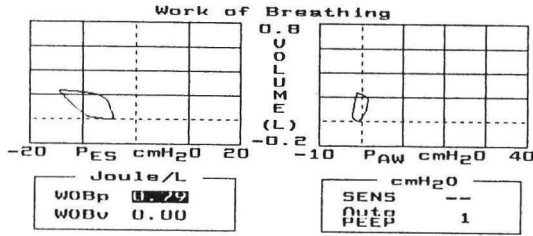
臨床においては、浅くて速い呼吸をする患者や、深くてゆっくりとした呼吸をする患者、深くて速い呼吸をする患者などさまざまである。今回の実験は頻呼吸モデルであったが、T-piece による自発呼吸では、口元の圧センサーはほとんど低下することがなかった。それは、圧の低下とほぼ同時にそれに見合う吸気流量が供給されたためである。一方、人工呼吸器の装着により口元の圧は陰圧となり、吸気ガスの供給が開始してからも陰圧がしばらく続いた。これは各種人工呼吸器では吸気初期には需要に対して吸気流量の供給が悪いことを示している。その一方で、吸気相の中期から終末にかけて、設定された CPAP レベルを超えて気道内圧が上昇する機種がある。これは、一度吸気バルブが開くと患者が要求する以上の吸気流量が供給されることを示している。

そこで、吸気初期の吸気流量の立ち上がりとその後の圧および吸気流量の制御機能を検討してみた。なお、Servo 300, Evita 1000, Bear 1000 では吸気流量の立ち上がり速度を調節することが可能であり、Servo 300 は吸気時間の 0~10%、Evita 1000 は 0~5 秒、Bear 1000 は基準値から±9 段階で調節することができる。今回は、Servo 300 は 0%、Evita 1000 は 0 秒、Bear 1000

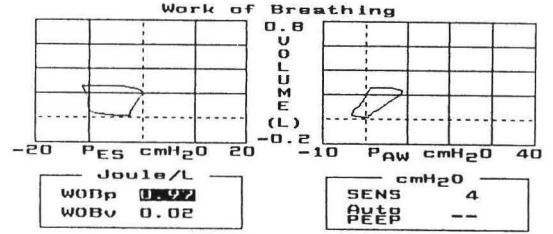
は +9 と最も速い立ち上がりとした。表 3 は吸気バルブが開いてガス供給が開始された後における気道内圧の低下、吸気ガスの供給が開始して最初の 10 msec の吸気流量、最大吸気流量、吸気バルブが開いてから最大吸気流量に達するまでの時間、そして、吸気相における最高気道内圧の結果である。

T-piece では吸気バルブが開いてから初期の 10 msec で吸気流量は 0 から 0.3 L/sec へと増加し、口元の圧はわずか 0.4 cmH<sub>2</sub>O 低下したのみであった。54 msec で 0.83 L/sec の最大吸気流量に達し、吸気相の最高気道内圧は 0 cmH<sub>2</sub>O であった。T-piece と同じような圧、流量パターンを呈したのは Bird 8400STi で、最大吸気流量は 0.83 L/sec で吸気バルブが開いてから 48 msec で到達している。また、初期 10 msec の流量は 0.28 L/sec、吸気バルブが開いてからの気道内圧の低下は 1.3 cmH<sub>2</sub>O であり、吸気相の気道内圧の上昇も 0.30 cmH<sub>2</sub>O で優れた圧および流量の制御機構を示した。Bennett 7200ae, Servo 300 は吸気バルブ解放後の気道内圧の低下はそれほど大きくないが、ガス供給 10 msec における吸気流量はそれぞれ 0.21 L/sec, 0.16 L/sec と少なく、最大吸気流量に達するまでの時間も 80 msec, 128 msec と長い。一方、最大吸気流量は大きく、最高気道内圧も 1.38 cmH<sub>2</sub>O, 2.46 cmH<sub>2</sub>O と設定値を上回っていた。また、Bear 1000 は 10 msec における吸気流量は T-piece と同様であるが、その後、最大吸気流量が 1.07 L/sec に達し、最高気道内圧も 3.30 cmH<sub>2</sub>O と最も

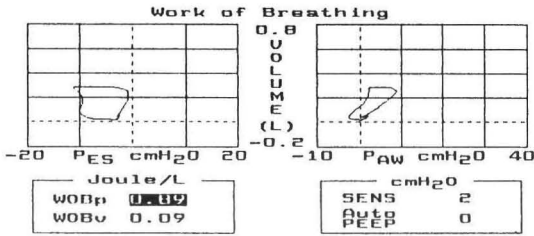
(1) T-piece



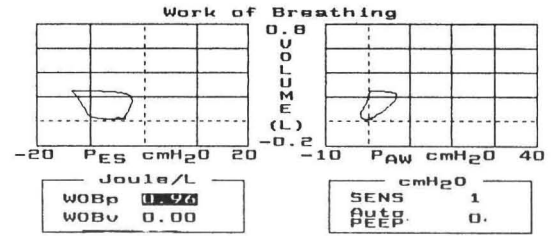
(2) Bennett 7200 ae



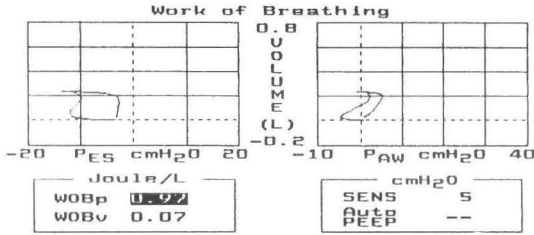
(3) Servo 300



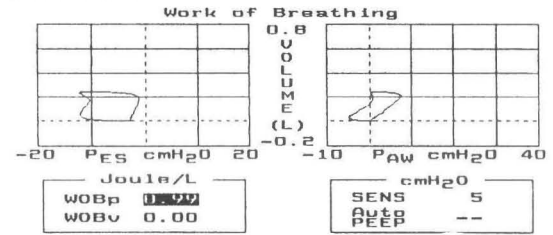
(4) Bird 8400 STi



(5) Bear 1000



(6) Evita 1000



(7) Newport E 200

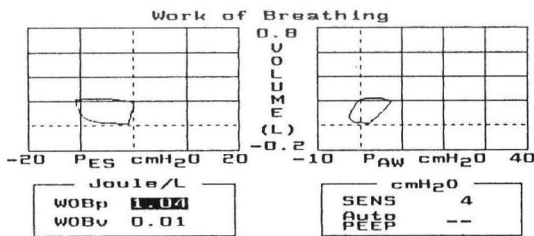


図7 各種人工呼吸器の自発呼吸モードにおけるPVカーブと吸気仕事量  
WOBp：患者吸気仕事量，WOBv：機械吸気仕事量

高くなった。一方、E-200は最大吸気流量も少なく、気道内圧は吸気相を通して陰圧で最高気道内圧も $-1.54\text{ cmH}_2\text{O}$ と低かった。これは、E-200では、CPAPモードにおける吸気ガス流量はトリガーレベルを維持するように制御するという独特の設計思想のためである。

### 3) P-Vカーブと吸気仕事量

図7はCP-100で求めたCPAP  $0\text{ cmH}_2\text{O}$ におけるそれぞれの人工呼吸器のP-Vカーブ（圧-流量曲線）と吸気仕事量である。今回の実験では、モデル肺側および回路の条件を一定にしてあるので、吸気相のP-Vカーブや呼吸仕事量に影響す

表 4 各種人工呼吸器の PSV 10 cmH<sub>2</sub>O における圧および流量制御機能と換気力学的指標

|                   | サポートレベルに達する時間 | 最大吸気流量     | 実測サポートレベル              | 患者吸気仕事量  | 器械吸気仕事量  |
|-------------------|---------------|------------|------------------------|----------|----------|
| Bennett 7200ae    | 440 msec      | 1.07 L/sec | 8.9 cmH <sub>2</sub> O | 0.82 J/L | 0.41 J/L |
| Servo 300(RT 10%) | 414           | 1.12       | 11.8                   | 0.67     | 0.60     |
| Servo 300(RT 5%)  | 280           | 1.37       | 11.2                   | 0.59     | 0.71     |
| Servo 300(RT 0%)  | 198           | 1.54       | 10.6                   | 0.52     | 0.74     |
| Bird 8400STi      | 340           | 1.22       | 8.1                    | 0.95     | 0.36     |
| Evita 1000(0 sec) | 150           | 1.86       | 12.0                   | 0.60     | 0.85     |
| Bear 1000(F 0)    | 370           | 1.23       | 10.8                   | 0.82     | 0.56     |
| Bear 1000(F+9)    | 194           | 1.58       | 11.6                   | 0.66     | 0.75     |
| E-200             | 274           | 1.22       | 10.5                   | 0.66     | 0.66     |

る因子は人工呼吸器のトリガー機能と供給されるガス流量である。

CP-100 における吸気仕事量は食道内圧と換気量の P-V カーブより Campbell のダイアグラムに基づいて算出される<sup>15)</sup>。また、人工呼吸器装着による負荷または軽減仕事量は、T-piece と人工呼吸器装着時の吸気仕事量の差から算出でき、また、気道内圧と換気量の P-V カーブからも推測できる<sup>16)</sup>。

T-piece の吸気仕事量は 0.79 Joule/L であったが、人工呼吸器を装着することによって仕事量は増加した。その中では、Servo 300 が 0.89 Joule/L で最も吸気仕事量が少なく、E-200 が 1.04 Joule/L で最も吸気仕事量が多かった。E-200 の吸気仕事量が多くなる原因は、前述したようにトリガーレベルを維持するように吸気流量の制御を行っており、吸気中は常に気道内圧が陰圧となり、人工呼吸器による負荷仕事量が増加するためである。一方、Servo 300 は CPAP モードといっても実際は PSV モードそのもので、設定サポート圧が 0 cmH<sub>2</sub>O であるにもかかわらず 2~3 cmH<sub>2</sub>O のサポート圧がかかった状態であり、そのため吸気仕事量が減少するのである。これは、Servo 300 の圧、流量制御機構が劣っているということではなく、そのような設計思想に基づいて制御しているということであろう。

さいごに

デマンド型人工呼吸器における自発呼吸モード

において、患者吸気をいかに早くトリガーして、患者の必要とするガス流量をいかに速く立ち上げ、そして、そのレベルをいかに正確に維持するか、という 3 つの基本的機能について検討し解説を加えた。本講座で述べてきたように、人工呼吸器のガス供給システムの構造、個々のバルブやセンサーというハードの機能、マイクロプロセッサの制御基準というソフトの違いにより、人工呼吸器はそれぞれ個性を有している。重症な呼吸不全患者に対する呼吸管理では、その個性を理解した人工呼吸器の選択と換気モードの設定が必要になる。

参考文献

- 1) サーボベンチレーター 300. テクニカル・サービスマニュアル. p 14, フクダ電子株式会社
- 2) 株式会社アムコ資料
- 3) 藤本泰俊：ドレーゲル エビタ. 救急医学 17：1295-1300, 1993
- 4) 日本光電株式会社資料
- 5) サーボベンチレーター 300. テクニカル・サービスマニュアル. p 10, フクダ電子株式会社
- 6) Yamazaki Y, Yamakage M, Ujike Y, et al : Changes in work of breathing during continuous positive airway pressure with increased airway resistance. Chest 105 : 860-863, 1994
- 7) Takahashi T, Takezawa J, Kimura T, et al : Comparison of inspiratory work of breathing in T-piece breathing, PSV, and pleural pressure support ventilation (PPSV). Chest

- 100 : 1030-1034, 1991
- 8) Banner MJ, Blanch PB, Kirby RR : Imposed work of breathing and methods of triggering a demand-flow, continuous positive airway pressure system. *Crit Care Med* 21 : 183-190, 1993
  - 9) Sassoan CSH, Giron AE, Ely EA, et al : Inspiratory work of breathing on flow-by and demand flow continuous positive airway pressure. *Crit Care Med* 17 : 1108-1114, 1989
  - 10) Saito S, Tokioka H, Kosaka F : Efficiency of flow-by during continuous positive airway pressure ventilation. *Crit Care Med* 18 : 654-656, 1990
  - 11) Sassoan CSH, Lodia R, Rheeman CH, et al : Inspiratory muscle work of breathing during flow-by, demand-flow, and continuous-flow systems in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 145 : 1219-1222, 1992
  - 12) Moran JL, Homan S, Jackson M, et al : Inspiratory work imposed by continuous positive airway pressure (CPAP) machines ; the effect of CPAP level and endotracheal tube size. *Intensive Care Med* 18 : 148-154, 1992
  - 13) 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 : 757-763, 1987
  - 14) 岡崎 薫, 沼田克雄 : 人工呼吸器のCAPA modeと呼吸困難感. *人工呼吸* 1 : 68-73, 1984
  - 15) 氏家良人 : 呼吸仕事量測定の問題点—特に換気力学的方法について—. *人工呼吸* 10 : 27-36, 1993
  - 16) 氏家良人 : 人工呼吸器により負荷される呼吸仕事量. *集中治療* 7 : 21-29, 1995
-