

## □ 総 説 □

## プレッシャーサポート換気

武 澤 純\*

## はじめに

プレッシャーサポート換気は1980年代の初期 Siemens-Elcoma 社および Engstrom 社が demand-flow 型人工呼吸器を用いて自発呼吸を補助する際、人工呼吸器によって新たに患者に負荷される吸気仕事量を軽減する目的で開発したものである。これは間歇的強制換気(IMV)を行う際、demand-flow 型人工呼吸器を使用するのと continuous-flow 型の人工呼吸器を使用するのを比べると demand-flow 型の方が酸素消費量が1.5倍から2倍以上に増える<sup>1)2)</sup>というその当時の demand-flow 型人工呼吸器の欠点を克服せんとしたものである。しかしこの換気様式を開発した技術者も、またこのプレッシャーサポート換気を搭載した人工呼吸器を売り出した会社も現在のプレッシャーサポート換気の普及度を予測するものは誰一人としていなかったと思われる。今から8年前にはプレッシャーサポート換気を搭載した人工呼吸器はまったく存在しなかったのが、現在ではプレッシャーサポート換気を搭載せずに新たに市場に登場する人工呼吸器を見つけるのはきわめて困難ですらある。Bear 社に至っては、いままで販売していた Bear 2 を引き払いそれにそのままプレッシャーサポート換気を搭載して Bear 3 として新たに登場してきている。しかし、プレッシャーサポート換気は多種多用の潜在的有用性を秘めながらも、従来からの機械的人工呼吸の各様式に比べた優位性、適応、また一方では、プレッシャーサポート換気の限界や使用上の注意点に関しては十分に解明されているとはいいがたい。本稿ではそれらの点に関して概説を加え、また今後に解決を残した問題点とプレッシャーサポート換気の特

来性に関しても言及する。

## プレッシャーサポート換気の換気原理

プレッシャーサポート換気は自発呼吸時に吸気に合わせて一定の気道内圧を気道にかけ、患者の吸気仕事量を軽減することを目的とした換気様式である。われわれが設定するのは呼吸回数でも吸気比でも一回換気量でも分時換気量でもなく、たんに吸気時に気道にかける陽圧のレベルだけである。患者は設定されたプレッシャーサポートレベルに対し、吸気時間、呼気時間、一回換気量、吸気流速、したがって分時換気量を患者側の呼吸需要によって決定することになる。つまり患者側が吸呼気のタイミング、吸気の深さ、吸気の長さを決めることになる。この換気方式と volume-limited の補助呼吸(VLAV)との違いは VLAV では患者の吸気努力をセンスして人工呼吸器はすでに定められた一定の吸気流速、一定の一回換気量で換気を行うため、最高気道内圧(PIP)は不定であり、患者の欲する吸気流速や一回換気量と常に一致するとは限らない。そのため、患者と人工呼吸器との不同調(asynchrony)を時に生じる。プレッシャーサポート換気では患者の吸気を人工呼吸器が認識すると、吸気弁(demand valve)を開放して、一定のプレッシャーサポートレベルに気道内圧を上げ、患者の吸気が続く限りそのレベルを維持する。そして吸気の終了を人工呼吸器が認識すると、demand valve を閉じて気道内圧をもとのレベルに下げる。pressure-limited の補助呼吸(PLAV)では人工呼吸器は患者の吸気を認識すると、一定の吸気流速で吸気を送り込み一定の気道内圧になると送り込みを中止する。したがって気道内圧が一定以上に上がらないという意味ではプレッシャーサポート換気と似ているが、吸気流速は事前に決められており、一定の気道内圧

\* 名古屋大学医学部付属病院集中治療部

に達した後も患者が吸気を続行しようとしても吸気は強制的に終了してしまい、そのため一回換気量、吸気時間も患者の需要に適合（synchrony）しないことが有り得る。これに対してプレッシャーサポート換気では患者の吸気が続く限りプレッシャーサポートレベルを保持するため患者は吸いたい時間だけ、吸いたい量だけ吸気を行うことができる。

### プレッシャーサポート換気の制御方式

#### (1) 吸気トリガー

現在のプレッシャーサポート換気はほとんどが気道内圧の低下をもって吸気の認識を行っている。しかし気道内圧を測定する場所が人工呼吸器の機種によって違っている。そのため呼気側に圧センサーが付いているものとYピースの先端に圧センサーが付いているものでは吸気認識に若干の時間的ズレが生じる。一方、flow-by方式のようにflow triggerによって吸気認識をするものもあるが、これは回路内に呼気時にもある程度のpilot flowを流す必要があり、そのために呼気抵抗が上がるという欠点を有している。しかしながら、flow senseの感度が良ければ原理的にはpressure senseよりは吸気仕事量を減らすことが可能である。

#### (2) 初期吸気流速

一旦人工呼吸器が患者の吸気を認識すると、demand valveが開き最大120~180 L/minの速度の吸気が与えられる。そしてより早く一定のプレッシャーサポートレベルに達するようにコンピューターは吸気流速を調整する。このようにきわめて速い初期吸気流速を用いる理由は吸気時に横隔膜が収縮し、ついで胸腔内圧が下がり、そして肺胞内圧が下がり、気道抵抗と気管チューブの抵抗および呼吸器回路全体のcapacitanceに打ち勝って回路内圧を下げるまでに患者がしなければならぬ吸気仕事量を一刻も早く軽減しようとするためである。一方、気道内圧の低下を認識してから口元にdemand flowが達するまで約100 msecかかるというのもう一つの呼吸器側の理由である。

#### (3) プレッシャーサポートレベルの保持

人工呼吸器は気道内圧の上昇を普通約20 msecごとにモニターしていてあらかじめ設定されたプレッシャーサポートレベルにsoft landingするようにプログラムされている。もっともその演算式は一般には明らかにされてはいない。しかし、人工呼吸器の機種によってかなりの違いがある。一般的にはPuritan-Bennett 7200 aとHamilton Veolarは初期最大吸気流速からの減衰が速く始まりそしてプレッシャーサポートレベルに達するのが遅い。これに対してBear 5とServo 900 Cはプレッシャーサポートレベルに達するのが速い代わりにプレッシャーサポートレベルをovershootすることがある。とくに900 Cはその傾向が強く、overshootを避けるには気道内圧の動きを見ながら駆動圧を下げなければならず、逆に下げすぎるとプレッシャーサポートレベルになかなか到達しないため、その調節を的確に行うには時に困難を伴う。プレッシャーサポートレベルに達すると人工呼吸器はfeed back機構を用いて気道内圧を一定に保つようにdemand valveを制御する。このときfeed backにかかる時間によってプレッシャーサポートレベルに振動が生じることがある。振動の幅が少ないほどfeed backにかかる時間は一般的には少ない。feed backにかかる時間を規定しているのは気道内圧のsampling time、コンピュータ内の演算時間、demand valveの開閉時間があるが、demand valveの開閉時間が律速段階となる。したがって、性能の良いdemand valveを使用している人工呼吸器ほどこの振動は少ない。

#### (4) 呼気認識

人工呼吸器は患者の呼気を認識するとdemand valveを閉じ、呼気弁を開放する。しかしこの呼気の認識は人工呼吸器の種類によって違う。Bear 5, Veolar, Servo 900 Cではプレッシャーサポートレベルを維持するために必要なdemand flowが初期最大吸気流速の25%にまで低下した時点患者の呼気と認識する。7200 aではプレッシャーサポートレベルを維持するためのdemand flowが5 L/minになった時点呼気と認識する。しかし、どちらの方式にも換気力学から見た正当な裏付は見あたらない。たとえば、呼気認識を早めに

すると患者が吸気後半にゆっくり少ない流量で吸気を続行していても人工呼吸器は呼気と認識して demand valve を閉じるため、患者の吸気は強制的に止められてしまう。したがってその時点で患者は不必要な吸気努力を強いられることになる。これは肺気腫等の患者に見られる。逆に吸気認識が遅いと吸気の全相に渡って気道内圧が陽圧になるため、吸気後半に胸腔内圧が上昇し、あたかもプレッシャーサポートレベルで PEEP をかけたかようになる。この呼気認識の問題は換気力学から決定されたというよりむしろ人工呼吸器に組み込まれた流量計の精度によるところが多い。つまり流量 0 から 180 L/min をカバーして、なおかつその 5% 以下の流量を正確に保証できる流量計で廉価でかつ実用的なものは今のところない。そのため人工呼吸器側からの妥協の産物として呼気認識のための最低 demand flow 量が設定されているというのが実状と思われる。

呼吸仕事量からみたプレッシャーサポート換気

プレッシャーサポート換気の際、呼吸仕事量から見て問題になるのは、① 吸気トリガーに要する

吸気仕事量と、② 呼気終末における人工呼吸器の仕事による肺の過膨脹である。吸気トリガーはとくにプレッシャーサポート換気に特有のものではないが、病的肺では気道内圧を下げるためのこの吸気トリガーに費やされる仕事量が多くなり問題になる。吸気トリガー方式をたとえ flow-by 方式に換えても吸気仕事量の軽減には限度がある。したがって、吸気認識の方法としては従来の気道内圧や吸気流量に変わって胸腔内圧または横隔膜筋電図をトリガー信号として使うのが今後の方向と思われる。

呼吸仕事量の観点から SIMV との比較をすると、SIMV の際の強制換気は volume-limited の補助呼吸と同一になる。したがって、吸気流量と一回換気量はすでに決められており、患者の吸気と同期はするが、患者が欲する吸気流速と一回換気量に常に合致するとは限らない。そのため時に吸気仕事量が増大したり、気道内圧が予想外に上がったたりする。その具体例を図 1~3 に示した。これはモデル肺を用いた実験で latex balloon を約 8 L の気密のガラス瓶のなかに収容し、そのガラス瓶をピストンポンプにつなぎ、ピストンを前後させることによってモデル肺に自発呼吸をさせ

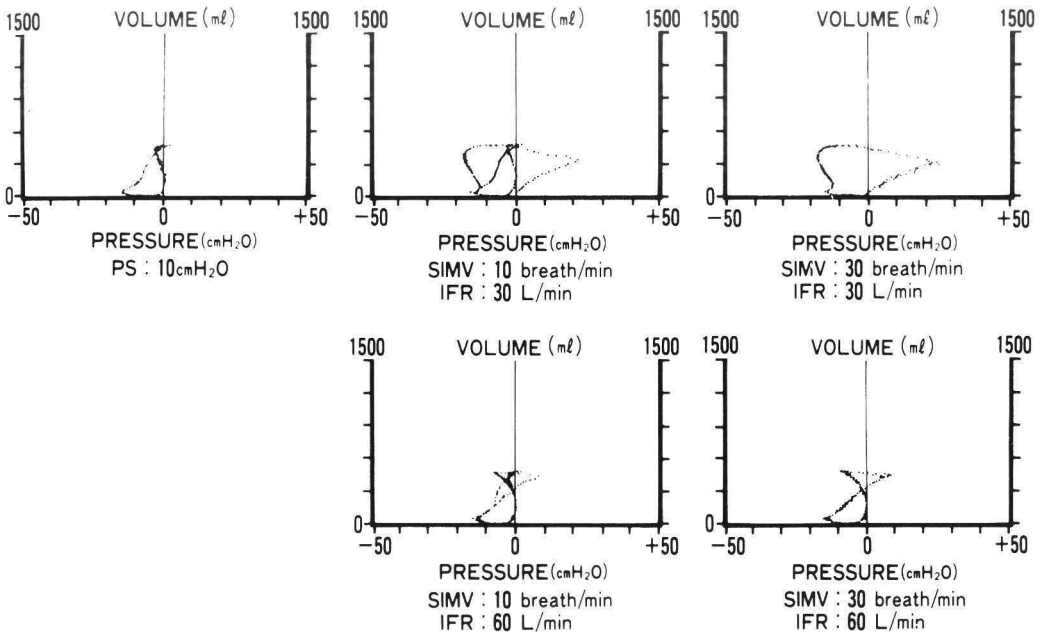


図 1 P-V curves depicting inspiratory and expiratory work of breathing during PS of 10 cmH<sub>2</sub>O and SIMV of 10 and 30 breath/min at various IFR levels.

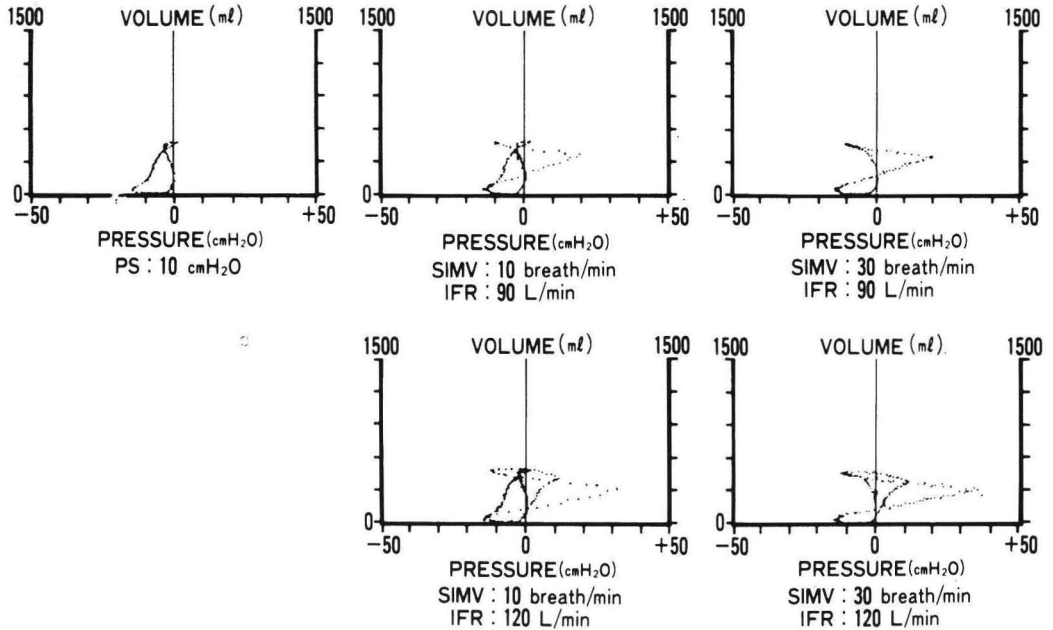


図 2 P-V curves depicting inspiratory and expiratory work of breathing during PS of 10 cmH<sub>2</sub>O and SIMV of 10 and 30 breath/min at various IFR levels.

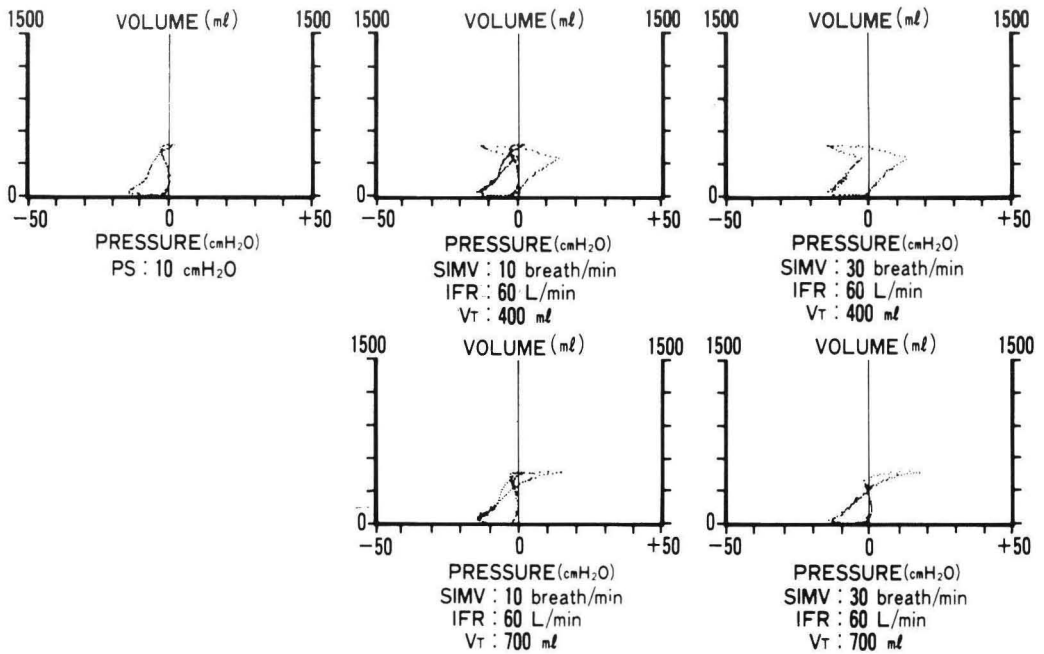


図 3 P-V curves depicting inspiratory and expiratory work of breathing during PS of 10 cmH<sub>2</sub>O and SIMV of 10 and 30 breath/min at V<sub>T</sub> of 400 and 700 ml.

たものである。ピストンの一回換気量を 500 ml とし、呼吸回数を 30 回/分に設定した。モデル肺には内径 9 mm 気管チューブを接続し、その先に

Puritan-Bennet 7200 a を接続した。balloon の compliance は 50 ml/H<sub>2</sub>O であった。プレッシャーサポートレベルは 10 cmH<sub>2</sub>O とし、その際の吸

呼吸の仕事量と SIMV の際に吸気流速 (IFR), 一回換気量を変化させたときのおのおの仕事量の変化を調べたものである。結果は図 1~3 に示したように IFR がピストンの吸気速度より相対的に遅い場合は吸気の途中で気道内圧は下がり, トリガーレベルに達して 2 回目の吸気が誘発される (double inspiration). IFR が逆に速すぎる場合は吸気相の途中で人工呼吸器側の吸気が終了してしまい, ピストン側の吸気はまだ続いているため, 気道内圧は低下して, その低下が大きすぎると時にトリガーがかかり, 前述と同じ double inspiration が起こる。そのため吸気仕事量は増加する。次にピストンの一回換気量と人工呼吸器の一回換気量にズレがある場合であるが, ピストンの換気量より人工呼吸器の換気量が少ないと, 吸気途中で人工呼吸器からの送り込みが止まるため, 気道内圧は下がり double inspiration が起こる。逆に人工呼吸器からの送り込み量が相対的に多い場合は気道内圧および胸腔内圧が異常に上昇することになる。したがって結論としては患者が吸気を行うおうとする際の吸気流速と一回換気量が人工呼吸器が供給する吸気流速と一回換気量に一致しない限り, 患者と人工呼吸器の間に呼吸の不同調 (asynchrony) が生じる<sup>3)</sup>。とくに急性呼吸不全で吸呼気比, 一回換気量, 吸気流速が各呼吸ごとに違っている場合は同じ吸気流速と一回換気量で換気を補助する SIMV では asynchrony を起こす可能性はきわめて高く, 呼吸仕事量はそのために増加する。次に吸気終末にかかるプレッシャーサポートの圧の問題である。吸気終末まで気道を陽圧にすると, 肺の compliance に応じて胸腔内圧も陽圧になり, そのレベルが高いほど患者は吸気終末に PEEP をかけられたかのような肺の過膨脹状態となる。自発呼吸時の吸気終末時の胸腔内圧のレベルよりプレッシャーサポートによって吸気終末に胸腔内圧が上昇するのは, あくまでも人工呼吸器による仕事であり, 患者の呼吸仕事量ではない。しかしこの吸気終末の胸腔内圧の上昇は一見吸気仕事量を軽減するかのように見え, pressure-volume curve よりも, 計算上吸気仕事量は軽減されるが, 患者にとってはこの肺の過膨脹は不快である。したがってプレッシャーサポートを吸気

のどの時点まで続けるかそして吸気流速をどのように減速するかは今後の課題である。

### プレッシャーサポート換気の使用法

プレッシャーサポート換気でわれわれが設定するのはプレッシャーサポートレベルである。プレッシャーサポートレベルの設定は一回換気量が他の換気様式と同様に 10~12 ml/kg になるようにレベルを設定するのが現実的である。best pressure support, optimal pressure support といった概念はまだ登場していないが, MacIntyre は PSVmax を提唱している<sup>5)</sup>。これは呼吸回数が最低になる時のプレッシャーサポートレベルを意味し, やはり一回換気量が 10~12 ml/kg ぐらいになるといっている。われわれが設定するのは確かにプレッシャーサポートレベルだけであるが, アラームをいろいろとかけておくことは患者管理上重要である。とくに患者の自発呼吸のドライブが低下する危険性のある場合の最低呼吸回数, 無呼吸アラームまたは backup 換気。肺の impedance が上がった際の一回換気量の低下に対する最低一回換気量, 最低分時換気量。これらのアラームはプレッシャーサポート換気で患者を管理する場合はとくに重要である。呼吸回数と一回換気量はプレッシャーサポート換気では患者まかせであるということは絶対に忘れてはならない。

### プレッシャーサポート換気使用上の問題点

#### (1) 無気肺の発生

プレッシャーサポート換気は従来の換気補助様式に比べて患者の吸気努力に synchronize させる分だけ最大気道内圧 (PIP) は下がる。したがって肺疾患により critical closing pressure が上昇して無気肺が生じ, PIP が critical opening pressure より低い場合は発生した無気肺を解除することができない。とくに仰臥位で長期の bed rest を続ける患者では両側肺の dependent area (背面) にこの無気肺が発生しやすい。これは dependent zone に血流が多く, そのため肺の volume が低下し, critical closing pressure も上昇して, 無気肺を発生しやすく, その無気肺を広げるには critical opening pressure 以上の PIP が必要な

表 1 プレッシャーサポートの停止機構

人工呼吸器	PS レベル (cmH <sub>2</sub> O)	停止条件
Puritan-Bennett 7200a	0-30	吸気流速<5 l/分 気道内圧>プレッシャーサポートレベル+1.5 cmH <sub>2</sub> O
Bourns-Bear 5	0-72	吸気流速<最大吸気流速の 25% 吸気時間>5 sec
Siemens-Servo 900C	0-100	吸気流速<最大吸気流速の 25% 吸気時間>一回吸呼気時間の 80%
Hamilton-Veolar	0-50	吸気流速<最大吸気流速の 25% 吸気時間>3 sec

ためである。このタイプの無気肺に特徴的なのは胸部レントゲン写真の単純正面像では発見することがきわめて難しいことである。したがって、確定診断を下すには CT スキャンが必要である。これを解決するためには、sigh の導入が望まれるが、現在一般的に使用される sigh は volume sigh であり、今後 critical opening pressure の観点から pressure sigh の導入が望ましい。現時点では 1 分間に 1~2 回の SIMV+プレッシャーサポート換気が現実的と思われる。

(2) プレッシャーサポートレベルの CPAP の発生

これは Black によって報告されたものであるが<sup>4)</sup>、気管チューブや呼吸器回路にリークがあり、そのリーク量が人工呼吸器の呼気認識のための最低 demand flow 速度より多い場合におこる。つまり、リーク量が多いと、人工呼吸器は患者が呼気に入ったという認識ができずプレッシャーサポートをかけたままの気道内圧が維持される。したがって、プレッシャーサポートレベルの CPAP がかかりっぱなしになる。これを防ぐためおのおの人工呼吸器には安全機構やアラームが取り付けられている。それを表 1 に示す。

(3) Auto-cycling

PEEP を使用した際、気管チューブを含めた呼吸器回路からのリーク量が呼気認識のための最低 demand flow より少ない場合に起こる。この場合人工呼吸器は呼気の認識は可能であるが、呼気終了後に前もって設定した PEEP 圧をリークのために保持できず、トリガーレベルまで気道内圧が低下して、自動的に吸気が開始される。したがっ

て患者の呼吸と無関係に人工呼吸器が吸気を送り込むことを auto-cycling という。

このような場合 auto-cycling を患者自身の自発呼吸と間違えて weaning を進めてしまうことがあるので注意が必要である。

(4) 病的肺における吸気仕事量の問題

プレッシャーサポート換気時にいかに高速の demand flow を用いても compliance が低く、resistance が高い肺においてはトリガーするための吸気仕事量を軽減することはできない。したがってプレッシャーサポート換気では呼吸仕事量を軽減することができるのはおもに人工呼吸器と患者の synchrony を改善することにおいてである。つまり吸気圧または flow トリガー方式を用いて極度の病的肺のプレッシャーサポート換気を行っても呼吸仕事量の軽減には限界がある。前述したようにこのような肺では吸気認識の方法を換えなければならない。最近ではこのような肺には pressure control ventilation または pressure ventilation と呼ばれる新しい換気方式が用いられる<sup>5)</sup>。これはプレッシャーサポート換気と同じ吸気流速パターンを使用して time-cycle の人工呼吸を行うものである。つまり患者の吸気に同調させることもできるし、また同期させずにプレッシャーサポートと同じような高速の吸気流速を用いて気道内圧を一定レベルまでもち上げて保持する。プレッシャーサポート換気の際はここで患者の吸気の終了に併せてプレッシャーサポートを停止するが pressure control ventilation ではわれわれがプレッシャーサポートする時間をきめて保持する。したがって time-cycle ということにな

る。しかし、この換気方式の臨床的評価は導入されてからまだ日が浅いということもあり、まだ定まっていない。

### プレッシャーサポート換気の適応

プレッシャーサポート換気の適応は、① 比較的長期の人工呼吸管理を必要とし、② 換気力学上吸気トリガーに要する吸気仕事量ははなはだしくは多くなく、③ 自発呼吸のドライブが充分あり、④ 自発呼吸を残したままで吸気仕事量を軽減し循環などへの影響を最低限に減らすことを目的として呼吸管理を行う必要があるときである。

#### (1) 急性呼吸不全

プレッシャーサポート換気を急性呼吸不全に使用するかどうかに関してはまだ議論の多いところがある。理由は compliance が低く resistance の高い肺では吸気トリガーにかなりの仕事量が必要だからである。プレッシャーサポート換気で仕事量を軽減できるのはあくまでも患者と人工呼吸器の同調性においてであり、吸気トリガーのための吸気仕事量においては従来からの換気様式と同一である。したがって、進行性急性呼吸不全の場合はむしろ使用を控えるか、またはプレッシャーサポート換気では一回換気量や分時換気量は保証されていないと、トリガーのための仕事量も軽減できないという原則を知った上で使用をすべきである。

#### (2) 慢性呼吸不全

慢性呼吸不全は絶好の適用である。このような患者では呼吸のドライブは充分あり、換気量、吸気時間も患者が決められ、また PIP も低く管理できる。

#### (3) 重症心不全

開心術後や心筋梗塞で呼吸管理が必要な患者で、それが長期化しそうな場合は呼吸仕事量を軽減して循環への負担の軽減を図るにもプレッシャーサポート換気は適応となる。しかし麻酔薬などのため自発呼吸のドライブが抑制されていないことと吸気トリガーのための仕事量がそれほど必要ではないことが条件である。

#### (4) 人工呼吸器からの weaning

コンピューターを使用しての自動 weaning の方式を磨田らが開発して報告しているが<sup>5)</sup>、wean-

ing を呼吸仕事量の点から定量的に患者に仕事を負荷しながら行えるという面で従来の SIMV に比べて遙かに優れていると思われる。

### 文献学的考察

プレッシャーサポート換気に関する最初の報告は Kanak が 1985 年 900 C の SIMV から PSV へと COPD で心不全の患者で変更して  $\dot{V}_{O_2}$  が 20% 低下したと報告している<sup>6)</sup>。同じ 1985 年 Prakash と Meij は PSV と SIMV を A-C bypass 後の患者に使用し PSV の患者では分時換気量と  $CO_2$  排泄量が多く、抜管までの時間が短かったと報告している<sup>7)</sup>。1986 年 MacIntyre は呼吸不全の患者を SIMV で管理したときと同じ一回換気量が得られるようにプレッシャーサポートのレベルを設定し SIMV 時の各種パラメーターと比較し、呼吸回数、PIP は PSV で低く、平均気道内圧はむしろ PSV で高く、PSV で換気してもらった方がむしろ楽と答えた患者が多かったと報告している<sup>8)</sup>。1987 年には Perel が 7 ml/kg 以下の一換気量の PSV を行うと、肺泡虚脱の危険があると報告している。1987 年には Brochard が continuous flow を使用して自発呼吸を行わせる際と、demand flow を用いて自発呼吸を行わせる際と PSV 10 cmH<sub>2</sub>O を使用した場合を比べ、PSV が一回換気量、呼吸回数、横隔膜の仕事量において優れていることを報告している<sup>9)</sup>。同じ 1987 年には Ershowsky が呼吸不全の患者に 12~20 cmH<sub>2</sub>O の PSV を使用し良い結果を報告している<sup>10)</sup>。

### 最後に

プレッシャーサポート換気は従来的人工呼吸の各様式に比べて原理的な優越性を持ちながらもそれが客観的、科学的に証明されないまま市場に氾濫している感がある。これは従来的人工呼吸器の日本での広まり方の悪い側面と一見よく似通っている。新しい呼吸器や換気様式が登場するときの華やかさに惑わされることなく、人工呼吸器による呼吸管理にいま何が欠けていて何を改善しなければならぬかを主題としてプレッシャーサポート換気の臨床的有用性を冷静に検討していく態度こそもっとも大切ではないかと思われる。

文 献

- 1) Gibney RT, Wilson RS, Pontobitan H : Comparison of work of breathing on high gas flow and demand valve continuous positive airway pressure system. *Chest* 82 : 692-695, 1982
  - 2) Christopher KL, Neff TA, Bowman JL, et al : Demand and continuous flow intermittent mandatory ventilation systems. *Chest* 87 : 625-630, 1985
  - 3) 武澤 純, 島田康弘, 西村匡司, 吉矢生人 : 呼吸仕事量からみたプレッシャーサポート換気とSIMVの比較. *人工呼吸* 1989 (印刷中)
  - 4) Black JW, Grover BS : A hazard of pressure support ventilation. *Chest* 93 : 333-335, 1988
  - 5) 島田康弘, MacIntyre NR, 西村匡司ほか : 人工呼吸の新しい潮流—プレッシャーサポート換気と呼吸仕事量—. *呼吸*, 1989 (印刷中)
  - 6) Kanak R, Fahey PJ, Vanderworf C : Oxygen cost of breathing : Changes dependent upon mode of mechanical ventilation. *Chest* 87 : 126-127, 1985
  - 7) Prakash O, Meij S : Cardiopulmonary response to inspiratory pressure support during spontaneous ventilation versus conventional ventilation. *Chest* 88 : 403-408, 1985
  - 8) MacIntyre NR : Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest* 89 : 677-683, 1986
  - 9) Brochard L, Pluskwa F, Lemaire F : Improved efficacy of spontaneous breathing with inspiratory pressure support. *Am Rev Respir Dis* 136 : 411-415, 1987
  - 10) Ershowsky P, Krieger B : Changes in breathing pattern during pressure support ventilation. *Respiratory Care* 32 : 1011-1016, 1987
-