

## □ 講 座 □

## Proportional assist ventilation の理論と可能性

福 岡 敏 雄\*

## はじめに

Proportional assist ventilation (PAV)<sup>1)2)</sup>は患者の吸気努力を吸気速度と吸気量をモニターしながら、回路のサポート圧を制御する新しい換気モードである。今までの人工呼吸器の換気モードを患者の自発呼吸との共存といった視点から考えれば患者の吸気努力を回路内陰圧によって感知し吸気開始のトリガーとする方法や、プレッシャーサポート (PSV) のように吸気努力を吸気速度からモニターしながら吸気の終わりを決める方法があった。PAV は吸気速度と吸気量から算出する吸気努力をサポートするという点では画期的な人工呼吸モードである。その換気設定方法と気道内圧変化は今までの volume control とともに pressure limited のものとも異なる。

PAV はカナダですでに実用化され臨床のデータも報告されつつある<sup>3)~6)</sup>。国内でも明石らが PAV と同じ発想に基づいた Harmonized flow support ventilation (HFSV) を開発しており<sup>7)</sup>、また PAV と同様のアルゴリズムを用いた換気補助解析を越川らが行っている<sup>8)</sup>。ここではこの PAV の理論をコンピュータシミュレーションを基に概説し、その問題点について述べる。

換気解析にあたっては Marini らの解析と同様に、呼吸器系を一つのコンパートメントとし、換気力学的特性はすべて線型とした<sup>9)</sup>。また PAV のシミュレーションのアルゴリズムは Younes の報告に従った<sup>1)2)</sup>。本稿は PAV の理論的解説に過ぎず、PAV の実際の使用経験に基づくものではない。実際の人工呼吸器の PAV は、患者の呼吸器系の非線型性や気道内陽圧による吸気努力の変化などや、使用する人工呼吸器の流量計の精度、

特性やサンプリングタイム、圧や流量の制御方法などによりある程度の相違が見られると思われる。

## 基本原理

呼吸筋の圧出力と吸気量吸気流速との関係については本紙の前号にて氏家が解説している<sup>10)</sup>。ここではコンプライアンスの逆数であるエラスタンスを用いて概説する。

ある時点での呼吸流速 ( $V'$ ) は吸気抵抗 ( $Rin$ ) と気道内圧 ( $Paw$ ) と肺胞内圧 ( $Palv$ ) の差によって決まる。

$$V' = (Paw - Palv) / Rin \quad (1)$$

この式は以下のように変形できる。

$$Rin V' = Paw - Palv \quad (2)$$

呼吸器系のエラスタンスを  $Ers$  とすると吸気量 ( $V$ ) による肺胞内圧変化 (distending pressure ;  $Pdis$ ) は以下のように記述できる。

$$Ers V = Pdis \quad (3)$$

吸気努力が存在しなければこの  $Pdis$  がそのまま  $Palv$  となる。吸気努力が存在すれば、肺胞内圧は低くなる。この吸気努力による  $Pdis$  からの陰圧へのずれを呼吸筋の圧出力として  $Pmus$  とすると  $Palv$  は以下のように書きなおされる。

$$Palv = Pdis - Pmus \quad (4)$$

これに式 3 を代入すると以下ようになる。

$$Palv = Ers V - Pmus \quad (5)$$

これを式 2 に代入すれば以下の式を得る。

$$Rin V' = Paw - Ers V + Pmus$$

$$Ers V + Rin V' = Paw + Pmus \quad (6)$$

(注 ;  $Pmus$  による陰圧をそのまま負の数字として扱い、式 4 を  $Palv = Pdis + Pmus$  とすれば、式 6 は  $Ers V + Rin V' = Paw - Pmus$  となる。山田および氏家はこの式を用いている<sup>11)10)</sup>。しかし Younes は  $Pmus$  を正の数として扱っており、こ

\* 名古屋大学医学部集中治療部

ここに示したような式を導いている。）

式6は、患者の呼吸器系のエラストランス (Ers) と吸気抵抗 (Rin) がわかっており、更に患者の吸気流速 (V') 吸気量 (V), 気道内圧 (Paw) を継続的に測定すれば患者の吸気努力による陰圧出力 (Pmus) を継続的に算出できるということを示している。

この Pmus は決して呼吸筋の張力や酸素消費量、あるいは横隔膜筋電図や中枢からの呼吸のドライブなどを直接示すものではない。これらの吸気努力のパラメーターと関連は深い、あくまでも一連の呼吸システムの活動の結果として出力される圧のみを示すものである<sup>12)</sup>。

以上の原理を基に、患者の呼吸器系の Ers と Rin を求めた上で患者の呼吸流速とその積分値としての吸気量をモニターし気道内圧波形を制御するのが PAV の基本原理である。具体的には Paw は以下の式で変化させる。

$$Paw = k_1 V + k_2 V' \quad (7)$$

この二つのパラメーターはそれぞれ吸気量と吸気流速という入力に対する人工呼吸器の圧出力の割合 (gain) を示している。k1 は gain of volume assist, k2 は gain of flow assist とされている。この k1, k2 はそれぞれ Ers と Rin を参考にして決定される。最初の臨床応用の報告ではそれぞれ 1/2 Ers と 1/2 Rin としている<sup>2)</sup>。単

位とともに式に示せば以下のようなになる。

$$\begin{aligned} Paw(\text{cm H}_2\text{O}) &= 1/2 Ers(\text{cm H}_2\text{O/L})V(\text{L}) \\ &+ 1/2 Rin(\text{cm H}_2\text{O/L/sec})V'(\text{L/sec}) \end{aligned} \quad (8)$$

このような出力を人工呼吸器から得る場合に Pmus は以下のようなになる。

$$\begin{aligned} Ers V + Rin V' &= 1/2 Ers V + 1/2 Rin V' \\ &+ Pmus \\ Pmus &= 1/2 Ers V + 1/2 Rin V' \quad (9) \\ &= Paw \end{aligned}$$

この関係は吸気のすべての時点で成立ち、吸気を通して人工呼吸器の作る圧と患者の呼吸努力による陰圧が 1:1 の関係になる。k1, k2 を変えたとこの相補関係を変化させることができる。臨床的にも k1, k2 を変化させ、k1, k2 の設定と一回換気量、呼吸仕事量の関係についての解析が行われている<sup>4)5)</sup>。今後の検討を通して病態ごとの k1, k2 の適切な設定方法が明らかとなることが期待される。

### Ers と Rin の測定

PAV の k1, k2 の設定にあたってはまず患者の肺の Ers と Rin を明らかにする必要がある。原法では SIMV モードの吸気時に気道閉塞法で求められている<sup>2)</sup>。Pmus のない調節呼吸下での

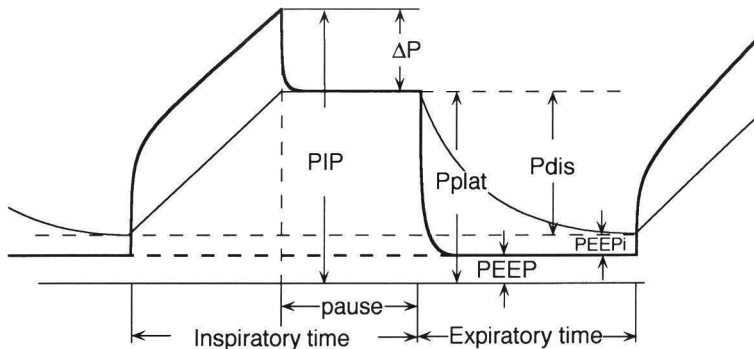


図1 調節呼吸 (Volume control, constant flow) の気道内圧と肺胞内圧変化

実線；肺胞内圧，太線；気道内圧。気道の閉塞により気道内圧は最高気道内圧 (PIP) から肺胞内圧と同じになりプラトー圧 (Pplat) となる。その差 (ΔP) は気道抵抗と吸気流速により決まる。呼気終末の肺胞内圧 (PEEP+PEEPi) と最高肺胞内圧 (=Pplat) の差 (Pdis) は吸気量と呼吸器系のエラストランスによって決まる。本文の他、文献13も参考にされたい。

気道内圧曲線と肺胞内圧曲線を図1に示す。式1より閉塞直前のPalvとPawの差は最高気道内圧(PIP)と気道閉塞後のplateauとなった圧(Pplat)の差となる。この圧差(ΔP)は呼吸器系のRinと吸気流速によって決まる。式3よりPdisはVTと呼吸器系のErsによって決まる。つまりErsとRinは以下の式により求められる<sup>13)</sup>。

$$Ers = Pdis / VT \quad (10)$$

$$Rin = \Delta P / Fin \quad (11)$$

YounesはErsを式10の近似式である以下の式で求めている。

$$Ers = (Pplat - PEEP) / VT \quad (10')$$

SIMVのモード下に式10'と11からErsとRinを求める方法は、気道内圧の測定だけで可能であるが問題がある。まず気道を閉塞する場合、その閉塞方法や閉塞時間でPplat、ΔPが変わりうる。吸気を定常流としての気道閉塞法は肺の換気特性を明らかにする方法として広く用いられてきた。実際には気道閉塞後の気道内圧の変化は気道抵抗のみではなく呼吸器系の粘弾性(viscoelasticity)<sup>14)</sup>や不均一性(inhomogeneity)<sup>15)</sup>などが影響するためすぐには平衡に達しない。また気道閉塞を挿管チューブ末端での閉塞でなく、呼吸回路も含む人工呼吸器の呼気弁を用いた場合、呼吸器回路のエラスタンスやレジスタンスも大きな影響を与える。閉塞時間が短すぎ肺胞内圧と気道内圧が同じになる前に測定するとErsは大きくRinは小さく測定される。

患者のPEEPiが存在すれば、Pplatのかき上げが起こる<sup>13)</sup>。図1からも正確には式10は以下のような。

$$Ers = (Pplat - (PEEP + PEEPi)) / VT \quad (12)$$

PEEPiが大きい場合、式10'でErsを求めると過大評価することになる。SIMVモードを用いた場合、患者の吸気をトリガーして吸気を開始するため吸気時間が変化する。このため、Appendixでも述べるようにPEEPiは変動し、正確なErsを求めにくくなる。

気道閉塞法にてErs、Rinを求める場合には、患者の吸気努力があると気道内圧が変化し正確な

値が求められない。これを避けるために筋弛緩を行うのが従来からの方法である。しかし、これではいったんPAVが不可能になる。SIMVの呼吸回数や一回換気量を多くして分時換気量を増加させ患者の吸気努力を少なくする方法もあるが、この方法ではPEEPiは上昇する<sup>13)</sup>。時定数が長くPEEPiの高くなる症例では同時にPEEPiを求め補正する必要がある。喘息や慢性閉塞性肺疾患患者などの測定の際には十分な注意が必要である。

また氏家は調節呼吸下で測定したErs、Rinが自発呼吸への部分換気補助下で変化する可能性を指摘している<sup>10)</sup>。

## 効果

PAVの効果についてはYounesは以下のような点を挙げている<sup>1)</sup>。

- ① PSVやPCVに比べて吸気流速の立上りがゆっくりになる。これが患者にとって違和感を少なくし「楽な」呼吸をもたらすものと思われる。
- ② 患者の不快感が少なくなることで鎮静や筋弛緩の必要性が少なくなる。
- ③ アシスト換気やSIMVなどに比べて気道内圧は低く抑えられ血行動態への影響は少ない。
- ④ 吸気努力によっては非常に少ない一回換気量も可能にするためにアシスト換気やPSVに比べて過換気になりにくい。
- ⑤ 患者の吸気努力を温存し患者の仕事量を一定の割合で必要とすることから、呼吸筋の廃用萎縮などは起こりにくいと考えられる。
- ⑥ 胸郭陰圧ベンチレーターの効果が高められる。

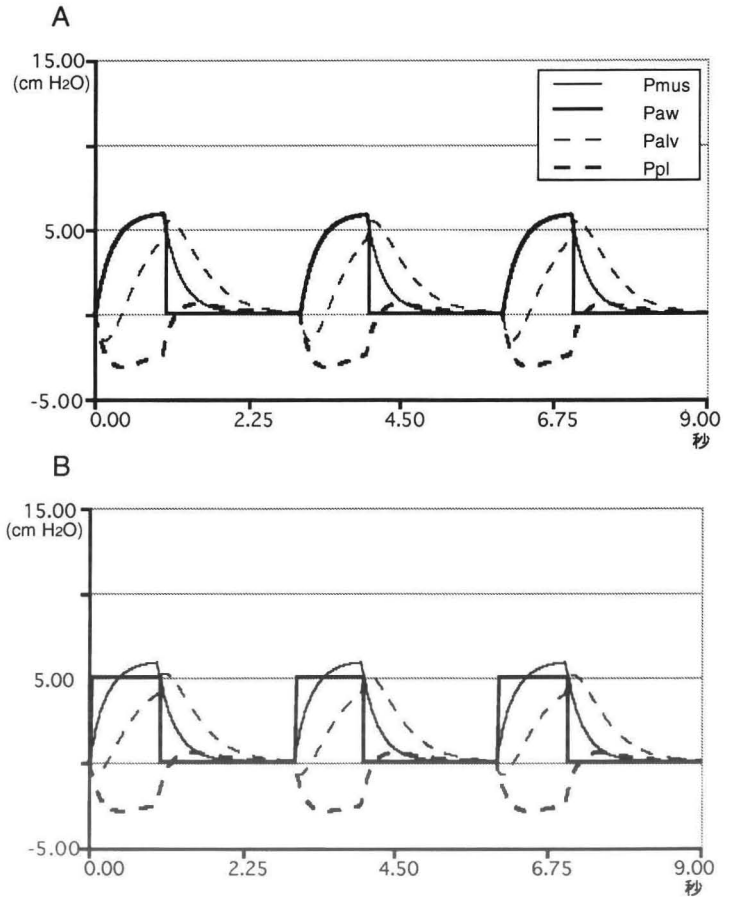
## PAVの呼吸補助パターン—PSVとの比較

ここでは部分補助換気として広く用いられているPSVとPAVとの比較をシミュレーションを用いて行った。Pmusは以下の呼吸サイクル内で矩形波を吸気時間(Ti)の25%の時定数をもったsmoothingをかけ、指数関数とした。

$$\begin{cases} 0 < t < Ti & Pmax \text{ (cmH}_2\text{O)} \\ Ti < t & 0 \end{cases}$$

**図 2** PAV と PSV の圧変化の比較  
 Pmus；呼吸筋による陰圧，Paw；気道内圧，Palv；肺胞内圧，Ppl；胸腔内圧（以下図 3-6 も同様）。モデルの呼吸器系の設定； エラスタンス (Ers) = 20 cmH<sub>2</sub>O/L，レジスタンス (Rin) = 5 cmH<sub>2</sub>O/L/sec，呼吸回数 20/分。Pmus のシミュレーションについては本文参照。

上図 A が PAV，下図 B が PSV である。PAV の k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> はおのおの Ers，Rin の 50% とした。このため PAV では吸気時に Paw と Pmus が一致し重なっている。気道内圧は PSV は矩形波に近い。PAV では Pmus 同様右上がりの曲線を描く。両者の平均気道内圧は同じにした。



Pmax = 6 cmH<sub>2</sub>O，Ti = 1 sec とした。呼吸のサイクルは 3 sec とした。患者の呼吸器系のモデルは以下の設定とした。

Ers = 15 cmH<sub>2</sub>O/L

(肺のエラスタンス；5 cmH<sub>2</sub>O/L，胸郭のエラスタンス；10 cmH<sub>2</sub>O/L)

Rin = 5 cmH<sub>2</sub>O/L/sec

Rin = Rex

シミュレーション方法としては，数値積分には Euler 法を用いステップサイズは 5 msec とした。吸気トリガーと呼気の終了は Younes の報告を基に PAV，PSV いずれも流量トリガー 3 L/分とした。

まず図 2 A に k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> おのおのを Ers，Ri の 50% とした場合の Pmus，Paw，Palv，Ppl (胸腔内圧) を示す。図 2 B に平均気道内圧をほぼ同じにした PSV を示した。PAV では気道内圧と

Pmus は全く一致し，吸気を通じて Paw = Pmus の関係が成り立っている。次に図 3 として k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> を変化させて Pmus，Paw，Palv，Ppl の変化を見た。図 2，3 を通して平均気道内圧はほぼ同じにした。図 3 A が k<sub>1</sub> を高くした場合，図 3 B は k<sub>2</sub> を高くした場合である。Pmus 一定の条件下でも図 2 に示したのと同様の気道内圧曲線の変化が見られる。図 3 A では吸気の終わりに気道内圧が高くなるために結果として肺胞内圧は上昇し一回換気量も多くなっている。一方図 3 B では肺胞内圧はさほど上昇していないものの胸腔内圧 Ppl の陰圧への振れが小さく患者の吸気仕事量は減少しているものと考えられる。越川らも同様の報告をしている<sup>8)</sup>。また図 3 A では呼気認識の遅れが出現している。

図 4，5 に Pmus が変化したときの圧変化を PAV と PSV と比較して示す。患者の呼吸器系

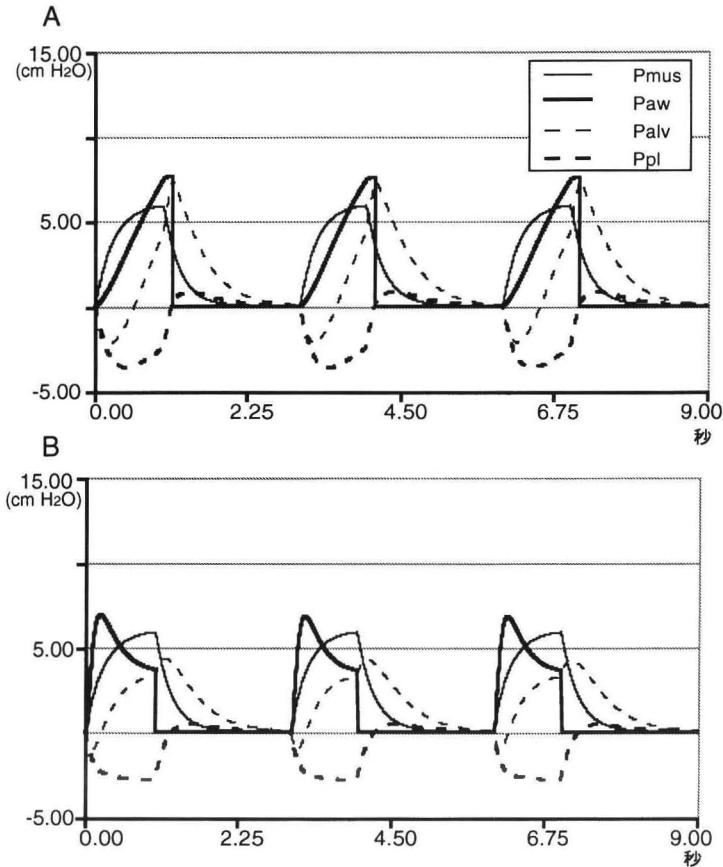


図3 PAVのk1, k2設定による気道内圧曲線の変化

上図Aは図2Aに比べてk1の比率を高くした。下図Bはk2の比率を高くした。Pmus, 平均気道内圧は図2と同じにした。気道内圧はAで右上がりとなり、Bでは逆に右下がりとなっている。平均気道内圧, 最高気道内圧は両者とも同等であるが最高肺胞内圧はAで高く一回換気量も多い。一方BではPplの陰圧への振れは少なく抑えられており、吸気仕事量の軽減が見られる。

の換気特性は先のモデルと同一とした。図4はPAVによる補助であり、図5はPSVである。PSVのサポート圧は図2で用いたものと同じである。呼吸サイクルは3secとし、Pmusは当初の2回と偶数回は図5のシミュレーションと同じ(Pmax=6 cmH<sub>2</sub>O, Ti=1sec)とし、3回めの吸気時にはPmaxを12 cmH<sub>2</sub>Oに、5回目の吸気は吸気時間を1.5secに延長した。

この気道内圧波形を比べるとPmaxが上昇する場合にはPAVでは気道内圧を高くしより多くの吸気補助を行っている。一方PSVでは変化ない。Tiが長くなる場合にはPSVでも補助する時間が長くなり、吸気補助は多く行われている。このようにPAVではあらゆる吸気努力の増加に対応してより多くの吸気補助を行うのに比べて、PSVでは圧が決まっているために吸気時間が長くなることによるのみより多くの吸気補助を行う。

### 問題点<sup>1)</sup>

#### ① 呼吸のドライブについて

PAVは自発呼吸に存在しているモードである。自発呼吸がなければ換気は行われぬ。呼吸回数、一回換気量、吸気パターンなどは今までのどの換気モード以上に患者の吸気努力に影響を受ける。呼吸のドライブが異常のとき換気パターンも異常になる。Cheyne-Stokes呼吸では呼吸パターンの変動はむしろ大きくなる。頻呼吸の原因が呼吸仕事量の増加によるものではなく、中枢からのドライブの増加による場合呼吸回数の低下が見られない。呼吸のドライブが安定した症例でなければ危険と思われる。

#### ② run-away現象

PAVは自らの作った気道内陽圧による吸気流速の上昇に対してまたさらに陽圧を上げていく制御方法をとっている。そのためPAVにおいて、

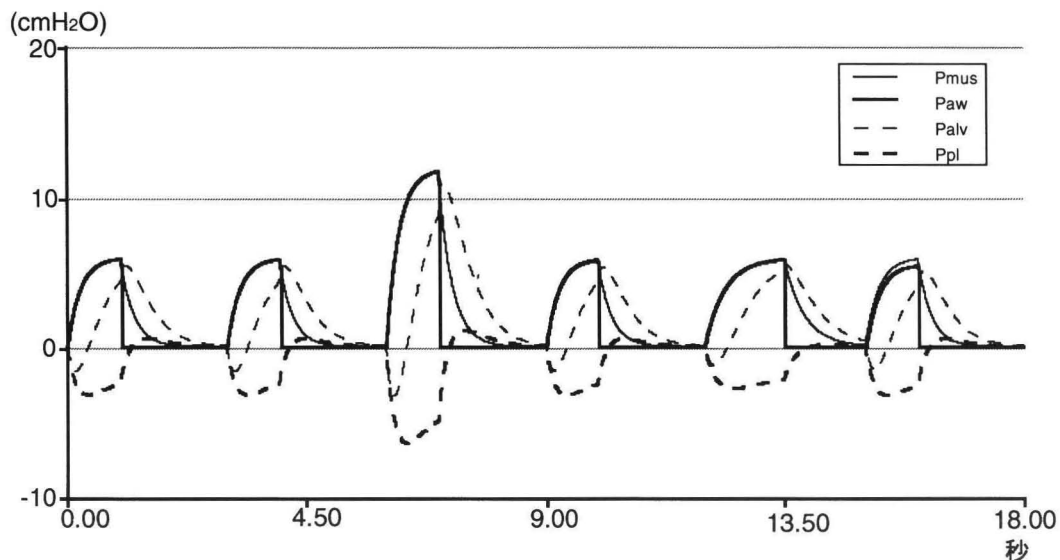


図 4 PAV における Pmus の変化に伴う気道内変化

Pmus の設定；吸気の第 1, 2, 4, 6 は図 2, 3 と同様, 3 番目の吸気は値を 2 倍とし, 5 番目の吸気時間を 1.5 倍とし, その分 6 番目の吸気までの呼気時間は短くなっている。

呼吸器系の設定は図 2 と同様。k1, k2 はおのおの Ers, Rin の 50% とした。すべての吸気においてほぼ Paw=Pmus の関係が保たれ, Pmus の増加, 延長に追隨している。

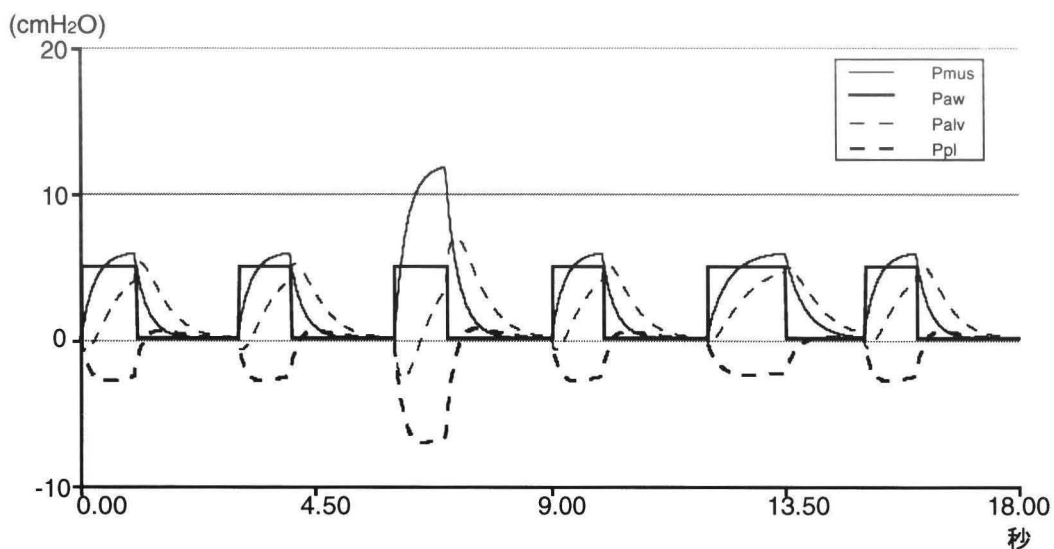


図 5 PSV における Pmus の変化に伴う気道内圧変化

Pmus を含め設定は図 4 のシミュレーションと同じにした。

吸気時間の増加 (第 5 吸気) では吸気時間が増加し吸気補助は増加している。しかし, Pmus の増加 (第 3 吸気) においても最大 Paw は固定しており補助時間も変わらないため吸気補助に変化は見られない。

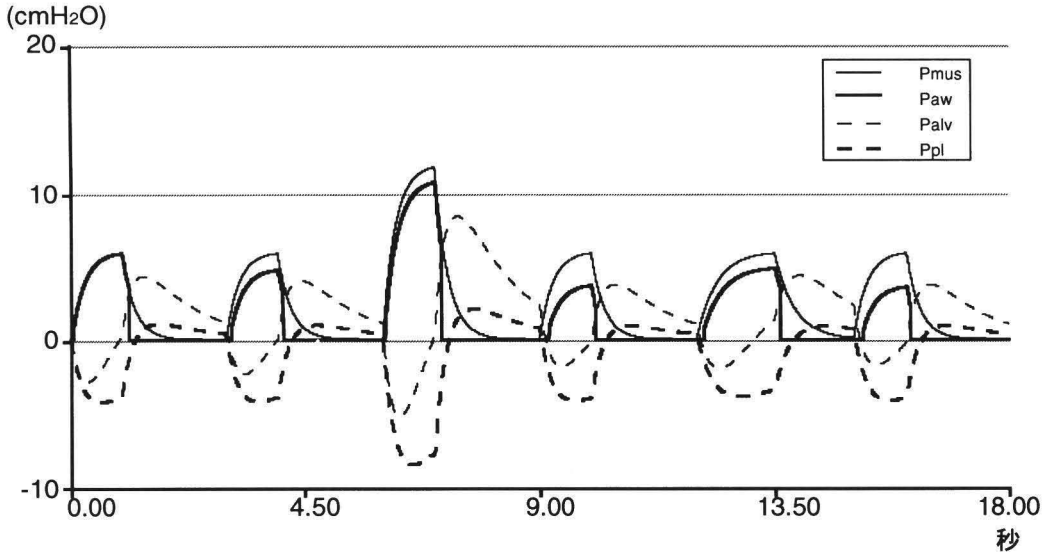


図 6 高い気道抵抗による PAV の気道内圧変化への影響

Pmus の設定は図 4 のシミュレーションと同じにした。

呼吸器系の設定は図 2 に比べてレジスタンスを上昇させた；Ers=20 cmH<sub>2</sub>O/L，Rin=20 cmH<sub>2</sub>O/L/sec。

PAV の k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> はおのおの Ers，Rin の 50% とした。

PEEPi のない第 1 吸気では Paw=Pmus となっている。しかし第 2 吸気では Paw<Pmus となっており，設定どりの吸気補助ができていない。PEEPi による Pmus の過小評価が原因と思われる。Pmus が 2 倍となった第 3 吸気，および吸気時間が 1.5 倍となり呼気時間が短縮した第 5 吸気では更に PEEPi を上昇させるため，その後の第 4，6 吸気では Pmus の過小評価が顕著となり，Paw は一層小さくなっている。

誤って k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> は Ers，Rin 以上に設定した場合，Pmus が 0 となっても人工呼吸器は自ら作った気道内陽圧による吸気流速と吸気量をもとに気道内圧を上昇させ続ける。この場合いったん吸気が始まると Pmus が陽圧にならなければ吸気流速は減少せず，呼吸器は終了しない。しかも気道内圧は上昇し続ける。これを run-away と呼び PAV で見られる現象である。Ers と Rin を定数とした線型モデルでは呼気努力が存在しなければ無限大に発散してしまう。しかしながら実際には呼吸器系は線型のシステムではなく Ers は定数ではないために一定のレベルを越えると肺容量の上昇に伴って Ers は上昇し制限が加わる。

### ③ 回路リークの影響

PAV では回路のリークがあった場合，それを患者の吸気流速とし吸気量も一方的に増えていると判断し k<sub>1</sub>，k<sub>2</sub> に従って気道内圧を上昇させ

る。上記の run-away と同様に高い気道内圧がかかり，肺の圧損傷や血行動態の悪化などが起こりうるので特に注意が必要である。

### ④ Ers と Rin の測定の妥当性

患者の Ers と Rin は変動する。気管支喘息などの気道過敏性を有する患者では短期間に Rin が変動しうる。従っていったん設定して値の妥当性を常に検討する必要がある。急に Rin や Ers が上昇し患者の吸気量が減少した場合，PAV では患者の吸気努力が減少したと判断し気道内圧は下がる。患者にとっては Rin や Ers の上昇に加え，呼吸器からの補助も減少するといった状態となり，より大きな吸気努力が必要になる。

### ⑤ PAV における PEEPi の影響

吸気開始時に PEEPi から PEEP レベルまで気道内圧を下げるために費やされる Pmus は吸気を引き起こさない<sup>16)</sup>。このため挿管チューブ末端

での吸気流速から算出される  $P_{mus}$  は実際のものよりも過小評価する。気道抵抗が高く  $PEEPi$  が大きくなる患者では不適切な換気を行う可能性が高い。図 6 に  $R_{in}$  を 15 (cm H<sub>2</sub>O/L/sec) とし  $P_{mus}$  が変化したときの圧変化をシミュレーションとして示す。呼吸サイクルは 3 sec とし、 $P_{mus}$  は図 4, 5 のシミュレーションと同様に  $P_{mus}$  および  $T_i$  を変化させた。k 1, k 2 は  $E_{rs}$ ,  $R_{in}$  の 50% とした。先の図 4 では  $PEEPi$  は低くほぼ  $P_{aw} = P_{mus}$  の関係が保たれていた。しかしながら図 6 を見ると 2 回目の呼吸からすでに  $PEEPi$  による  $P_{mus}$  の過小評価により吸気相で  $P_{aw} < P_{mus}$  となっている。吸気の認識の遅れも見られる。特に  $P_{mus}$  が高い場合や吸気時間が延長し呼気時間が短縮した場合に  $PEEPi$  が高くなり、それに続く吸気での  $P_{mus}$  の過小評価が著明となっている。このように  $R_{in}$  が大きい患者では  $PEEPi$  の変動により吸気補助の程度が変動する。

#### まとめ

PAV は患者の呼吸仕事量をモニターしながらその吸気努力に応じて気道内陽圧をかける全く新しい人工呼吸モードである。患者の  $E_{rs}$  と  $R_{in}$  に応じた k 1, k 2 の設定が重要である。また時定数と大きい肺では  $PEEPi$  値が大きくなり、患者の吸気努力そのものを過小評価する。しかもこの  $PEEPi$  が呼吸パターンによって変動するため不適切な換気を行う可能性がある。時定数の小さく安定した呼吸器系を持つ患者に対しては  $R_{in}$  と  $E_{rs}$  の測定もそれに基づく患者の吸気努力の測定も信頼性が高く適切な呼吸補助手段となると思われる。

実際の臨床の現場では測定されにくい  $E_{rs}$  や  $R_{in}$ ,  $PEEPi$  に影響を受けることからその導入にあたっては装着する患者の換気特性の把握と換気力学に対する十分な理解、ベッドサイドでの気道内圧や換気パターンの監視が不可欠であろう。また今後この換気モードが広く受け入れられ多くの機種が開発されれば、測定した吸気流速とその積算値の吸気量に一定の gain をもって気道内圧を制御するといった複雑な機構のため、PSV で

見られた以上に各機種間での特性の相違は大きくなるものと考えられる。残念ながら 1993 年 7 月末現在、この換気モードを持つ人工呼吸器を使う機会を得ていない。この PAV はすでに Non-invasive ventilatory assist への応用も報告されている<sup>17)</sup>。PAV は今後ますます注目され、その適用や使用法、k 1, k 2 の設定、安全性などについて検討がなされてくるものと思われる。

#### Appendix ; Partial ventilatory assist 時の $PEEPi$ の変化

ある吸気終了時の肺胞内圧はその直前の呼気終了時の  $PEEP$  と  $PEEPi$ , 吸気量 ( $V_{in}$ ), 吸気終了時の  $P_{mus}$  から以下の式で表わすことができる。

$$P_{alv} = E_{rs} V_{in} + PEEPi + PEEP - P_{mus} \quad (13)$$

ここから呼気が始まり、吸気中の患者の呼吸筋の活動による陰圧を  $P_{mus}$  とする呼気流速は以下の式に式 13 を代入して求められる。

$$\begin{aligned} V' &= (P_{alv} - PEEP) / R_{ex} \\ R_{ex} V' &= E_{rs} V - P_{mus} - PEEP \quad (14) \\ R_{ex} &; \text{呼気抵抗} \end{aligned}$$

患者の呼吸筋の活動がなく  $P_{mus}$  が存在せず  $V_{in}$ , 呼吸回数と吸気時間が一定であればこの微分方程式は容易に解け Marini が詳細な検討を行っている<sup>9)13)</sup>。しかし PAV や PSV などの Partial ventilatory assist の場合、吸気努力により  $V_{in}$  や呼気時間も変化するため各呼吸サイクルごとに  $PEEPi$  が変化する。また呼吸筋の活動も呼気中にも存在する場合がある。呼吸中の  $P_{mus}$  も呼気流速、ひいては  $PEEPi$  に大きな影響を与える。式 14 から、呼気中に呼吸筋による陰圧がある場合、呼気流速を小さくし結果的に  $PEEPi$  を大きくする。逆に呼気中の呼気努力は  $PEEPi$  を低下させる。

ここでは簡単のため、呼気中  $P_{mus} = 0$ , 吸気終了時  $t = 0$  とした。式 13, 14 から以下の式が導かれる。

$$V = \left( V_{in} + \frac{PEEPi}{E_{rs}} \right) e^{-\frac{E_{rs}}{R_{ex}} t} + \frac{PEEP}{E_{rs}} \quad (15)$$

呼気時間を  $T_{\text{ex}}$  とすると、この呼気終了時の PEEPi (PEEPi') は以下ようになる。

$$\text{PEEPi}' = (\text{Ers VT} + \text{PEEPi}) e^{-\frac{\text{Ers}}{\text{Rex}} T_{\text{ex}}} + \text{PEEP} \quad (16)$$

この式から言えることは吸気量の増加、前回の呼吸サイクルでの PEEPi の増加、呼気時間の短縮、 $\text{Rex}/\text{Ers}$  (呼吸器系の呼気の時定数) の延長などが PEEPi を増加させる。Partial ventilatory assist, 特に PSV や PAV では吸気量や呼気時間が変化し、呼気中に Pmus の存在することがあるため PEEPi は各呼吸サイクルごとに変化する。

#### 参考文献

- 1) Younes M : Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support : theory. *Am Rev Respir Dis* 145 : 114-120, 1992
- 2) Younes M, Roberts PD, Light RB, et al : Proportional assist ventilation : results of an initial clinical trial. *Am Rev Respir Dis* 145 : 121-129, 1992
- 3) Marantz S, Webster K, Patrick W, et al : Respiratory responses to different levels of proportional assist (PAV) in ventilator dependent patients. *Am Rev Respir Dis* 145 : A 525, 1992
- 4) Navalesi P, Hernandez P, Wongs A, et al : The effect of volume proportional ventilation on breathing pattern and inspiratory effort in acute respiratory failure. *Am Rev Respir Dis* 147 : A 886, 1993
- 5) Wongs A, Hernandez P, Navalesi P, et al : Interaction between volume and flow assist forms of proportional assist ventilation in acute respiratory failure. *Am Rev Respir Dis* 147 : A 886, 1993
- 6) Patrick W, Webster K, Wiebe P, et al : Effect of proportional assist ventilation on the hemodynamics of patients in septic shock. *Am Rev Respir Dis* 147 : A 611, 1993
- 7) 明石 学, 坂中清彦, 坪井 博, et al : Harmonized flow support ventilation (HFSV) の臨床使用. 第 15 回日本人工呼吸学会抄録集 59, 1993
- 8) 越川正嗣, 池田和之 : Resistance および compliance 補償型の ventilator : シミュレーションによる検討. 第 40 回日本麻酔学会総会抄録集 132, 1993
- 9) Marini JJ and Crooke PS : A general mathematical model for respiratory dynamics relevant to the clinical setting. *Am Rev Respir Dis* 147 : 14-24, 1993
- 10) 氏家良人 : 呼吸仕事量測定の問題点. *人工呼吸* 10 : 27-36, 1993
- 11) 山田芳嗣 : PSV の理論. *呼吸と循環* 40 : 845-851, 1992
- 12) Marini JJ : Strategies to minimize breathing effort during mechanical ventilation. *Crit Care Clin* 6 : 635-661, 1990
- 13) Marini JJ and Ravenscraft SA : Mean airway pressure : physiologic determinants and clinical importance - Part 1 : physiologic determinants and measurements. *Crit Care Med* 20 : 1461-1472, 1992
- 14) D'Angelo E, Calderini E, Torri G et al : Respiratory mechanics in anesthetized paralyzed humans : effects of flow, volume, and time. *J Appl Physiol* 67 : 2556-2564, 1989
- 15) Bates JHT, Rossi A and Millic-Emili J : Analysis of the behavior of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol* 58 : 1840-1848, 1985
- 16) 時岡宏明, 平川方久 : auto-PEEP の測定と臨床における問題点, *人工呼吸* 10 : 20-26, 1993
- 17) Patrick W, Webster K, Wiebe P, et al : The use of non-invasive proportional assist ventilation to avoid intubation in patients with acute respiratory failure. *Am Rev Respir Dis* 147 : A 984, 1993