

□ 総 説 □

Automatic Tube Compensation と
Proportional Pressure Support

星 邦彦* 松 川 周**

ABSTRACT

Automatic Tube Compensation and Proportional Pressure Support

Kunihiko HOSHI and Shu MATSUKAWA*

*Department of Intensive Care Medicine, School of Medicine, Tohoku University, Sendai, 980-8574***Department of Anesthesiology, Public Katta hospital, Shiroishi, 980-0231*

Recently, two new ventilatory modes, which were named automatic tube compensation (ATC) and proportional pressure support (PPS), were developed. ATC can compensate for the flow-dependent pressure drop across the tracheal tube by a positive pressure support in inspiration and by a negative pressure support in expiration. ATC reduced patient work of breathing in volunteers and in mechanically ventilated patients, and allowed prediction of successful extubation. PPS is an alternative mode of partial ventilatory support in which the ventilator generates pressure in proportion to the patient's effort. Flow and V_T are determined by the level of proportionality between P_{appl} and the patient's effort, and the impedance of the respiratory system. Ventilator assistance terminates with the end of the inspiratory effort, and RR is determined by the patient's own respiratory drive. It is thought that ATC and PPS are useful ventilatory modes, because ATC and PPS can increase the patient's respiratory comfort and reduce the cost for the respiratory care.

はじめに

最近、人工呼吸器と患者の自発呼吸との間に成り立つ運動方程式に基づいた新しい換気モード「Automatic Tube Compensation : ATC」と「Proportional Pressure Support : PPS」が臨床に導入された。それらは、患者の呼吸仕事量を軽減するばかりでなく、人工呼吸期間の短縮および患者の快適さを追求した換気モードである。本編では、それら ATC と PPS の理論的解説と臨床での使用方法を解説したい。

1. 自発呼吸はどのように形成されているか

この2つの換気モードを理解するためには、ヒトの自発呼吸がどのように形成されているか理解しなければならない。

図1で示すように、空気で肺を膨らますためには（吸気の形成）、大気から肺の方向へ空気の流れを作る必要がある、そのためには肺の圧が大気より低くならなければならない。ヒトでは吸気時に横隔膜と外肋間筋などの吸気筋を収縮させ、閉鎖腔である胸郭の容積を増大させる。これに伴い胸腔内圧の陰圧度が大きくなり、肺は周囲から引張られて拡張し、肺胞内圧が低下し大気との圧較差（大気圧 > 肺胞内圧）が生じて吸気が形成される。

* 東北大学医学部附属病院集中治療部

** 公立刈田総合病院麻酔科

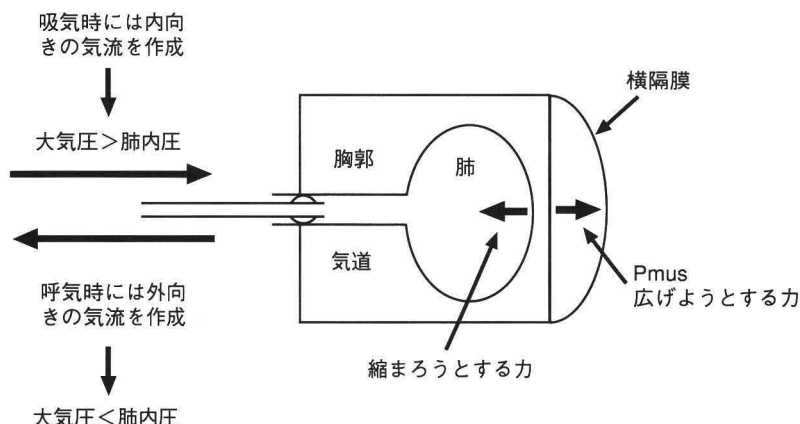


図 1 自発呼吸の形成

吸気が形成されるためには、大気から肺の方向へ空気の流れを作る必要、つまり肺内と大気に「大気圧＞肺内圧」なる圧較差を作らねばならない。人は吸気時に横隔膜などの吸気筋を収縮させ、閉鎖腔である胸郭の容積を増大させ、胸腔内圧（肺内圧）を陰圧にしている。

呼気を形成するためには、逆に肺から大気の方へ空気の流れを作る必要、つまり「大気圧＜肺内圧」なる圧較差を作らねばならない。呼気時には横隔膜などの筋弛緩が受動的に行われ、胸郭の容積が減少し肺は外部から圧迫され、胸腔内圧（肺内圧）は陽圧になってくる。

また、肺から空気を外へ出すためには、肺から大気の方へ空気の流れを作る必要がある（呼気の形成）。そのためには肺の圧を大気より陽圧にしなければならない。ヒトでは横隔膜などの筋弛緩が受動的に行われ、胸郭の容積が減少し拡張していた肺は外部から圧迫されるように収縮してくる。その結果、肺の圧は上昇し大気との圧較差（大気圧＜肺内圧）が生じて呼気が形成される。

2. 自発呼吸の運動方程式

肺を広げるために横隔膜などの呼吸筋は、気道や肺などの粘性抵抗（ R ： $\text{cmH}_2\text{O}/\text{l}/\text{sec}$ ）と弾性抵抗（ E ： $\text{cmH}_2\text{O}/\text{l}$ ）に打ち勝つ圧（ P_{mus} ）を発生させる必要がある。この呼吸筋が形成しなければならない圧 P_{mus} は、次の式で表わすことができる。

$$P_{\text{mus}} = R \times \text{flow} + E \times V_T \quad (1)$$

呼吸運動を考えるうえでの粘性抵抗（ R ）とは、気体が気管チューブや気管などを通過する際に壁などの間に生じる抵抗力の一種で、流速に平行な面での断面積、粘度（粘性率）、流速などに比例する。弾性抵抗（ E ）とは肺を広げる際に生じる

抵抗力の一種で、普通コンプライアンスの逆数で表わされる。粘性抵抗を考慮する際に重要になるのは、気体の流れが層流（laminar flow）か乱流（turbulent flow）かである。層流の場合、流体の内部摩擦に基づく圧力損失は、ハーゲン-ポアズイユ（Hagen-Poiseuille）の式（ $\Delta P = 32 \mu L u / D^2$ ：内径： D 、粘度： μ 、長さ： L 、平均流速： u ）で表わされが、乱流の場合は、Blasius の公式などによって導き出される（流体力学の成書参照）。また、肺の圧-量曲線を見てみると、圧と量との関係が直線関係ではなくヒステリシスループ（hysteresis loop）になっているのがわかる。以上より、実際の P_{mus} の式は非線形ではあるが、臨床での解釈が簡単になるようにと線形で成り立っていると仮定して用いられている。

もし、 R や E の値が正常と異なり大きな値を取るようになれば、必然的に P_{mus} が大きな値になることが理解できる。

3. 気管チューブによる抵抗負荷

呼吸不全患者の気管チューブが挿管される前の呼吸努力は、(1) で表わされる。そのような状態

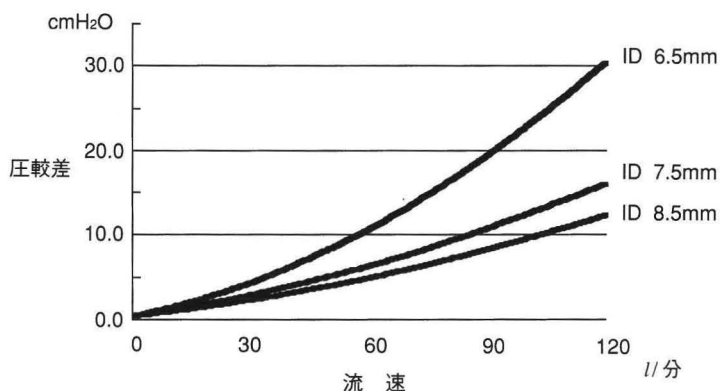


図 2 計算で求めたチューブによって生じる圧較差
人工呼吸器 Evita 4[®] (ドレーゲル社製) を用いて気管チューブ (マリネクロット社製) の内径と流速の関係を Guttman らの方法に準じて求めた。3 種類のチューブともに生じる圧較差, $\Delta P = K_1 \times \text{flow} + K_2 \times \text{flow}^2$ で表わすことができた。 K_1, K_2 は, 6.5 mm のとき 5.771, 4.855, 7.5 mm のとき 3.395, 2.913, 8.5 mm のとき 3.451, 1.656 であった。

に気管チューブが挿管されると, 自発呼吸に必要な P_{mus}' は, 本来の P_{mus} に気管チューブの粘性抵抗分 (R_{tube}) が加わり

$$P_{\text{mus}}' = R \times \text{flow} + E \times V_T + R_{\text{tube}} \times \text{flow} \\ = (R + R_{\text{tube}}) \times \text{flow} + E \times V_T \quad (2)$$

となる式になる。呼吸管理に必要な気管チューブが粘性抵抗を増加させ, 横隔膜などの吸気筋に負荷をかけることとなる。言い換えれば, 自発呼吸である程度の大きさの吸気流速を作るためには, 気管チューブの両端に圧較差を形成しなければならないし, 気管チューブも含む全呼吸器抵抗が大きくなればなるほど, 圧較差を大きくしなければならぬ。

Guttman ら¹⁾は, 気管チューブの近位と遠位端での圧較差 (ΔP_{PETT}) と流速を同時に測定し, コンピュータによって相関関係を調べることで, 吸気時と呼気時の両方の相対気管チューブによる圧低下が流速の二次式 ($\Delta P_{\text{PETT}} = K_1 \times \text{flow} + K_2 \times \text{flow}^2$: K_1, K_2 は係数) で表されることを示した。図 2 に著者が Guttman の方法を参考にして測定した吸気時の圧較差と吸気流速の関係を示す。吸気流速が大きくなるほど, また挿管チューブの内径が狭くなるほど気管チューブ両端で生じる圧較差が大きくなるのがわかる。

4. Automatic Tube Compensation (ATC) とは?

「自動的にチューブを代償する」とはどういうことなのか? 簡単にいうと, ATC とは, 前述した気管チューブによる流量依存性の圧較差を, 吸気時には陽圧補助で呼気時には陰圧補助で, 代償することである。ドレーゲル社製 EVT 4000 (Evita 4[®]) に搭載されている ATC は, $\Delta P = K \times \text{flow}^2$ なる簡易式で吸気時には気道内圧を増加させ, 呼気時には気道内圧を減少させて (大気圧以下にはならない), チューブの抵抗を代償している。目標気管チューブ先端圧は, 連続的に測定している気道内圧と流量から計算し, 画面上の気道内圧と同時に表示している。

5. ATC と Pressure Support Ventilation (PSV) との違いは?

現在多くの施設で用いられている PSV は, 吸気相を通して患者の吸気努力に付け加えるように一定の圧を作り, 終了基準に達するまで設定された一定の圧を維持する換気モードである。そして, 呼吸数は患者自身の呼吸ドライブによって決定される。

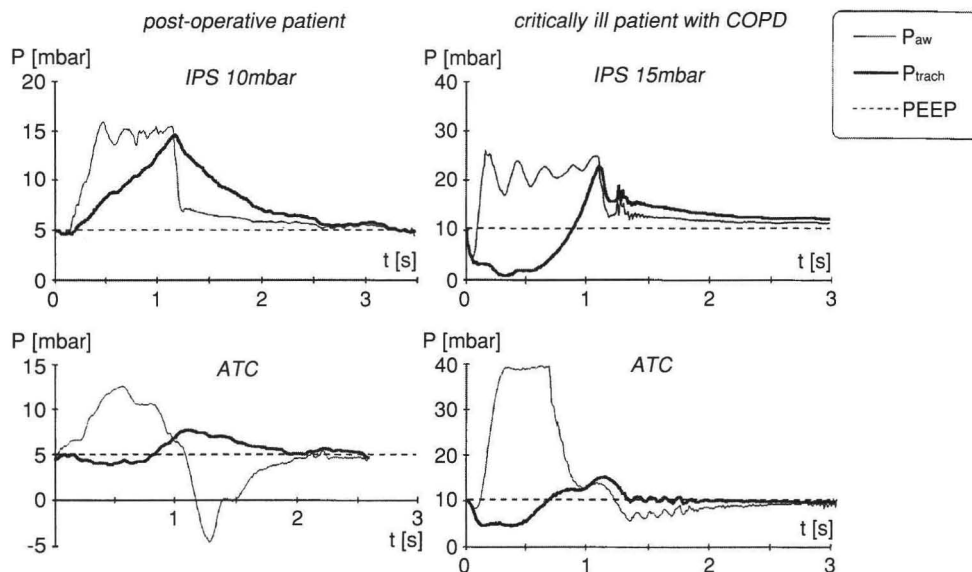


図 3 PSV と ATC の実際の波形

細い線が気道内圧，太い線が気管内圧を示す。PSV では，気道内圧と気管内圧が同じような動きを，ATC では，気道内圧と気管内圧は異なる動きを示しているのがわかる。

(Fabry B, Haberthur C, Zappe D, et al : Breathing pattern and additional work of breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demands during inspiratory pressure support and automatic tube compensation. Intensive Care Med 23 : 545-552, 1997 より引用)

図 3 に，Fabry²⁾ が行った術後患者と COPD 患者での PSV と ATC の圧波形を示す。細い線が気道内圧，太い線が気管内圧を示す。PSV では，気道内圧と気管内圧が同じような動きをし，吸気終了時には高い気管内圧が生じているのがわかる。しかし，ATC では，気道内圧と気管内圧は異なる動きを示し，特に気管内圧の変動が PSV に比べて小さいのがわかる。また，吸気時の気道内圧の落ち込みが小さいのがわかる。

では，PSV と ATC で圧の代償で何が違うのか。気管チューブの近位点での圧流量曲線から検討した Guttman³⁾ の説明では (図 4)，実線で示す ATC の圧の変化は流速の変化に依存しているが，点線で示す PSV 10 cmH₂O の圧は，流速に無関係に 10 cmH₂O に固定されている。その結果 PSV では，①の部分では，流量によって生じる圧の変化以上に圧を代償してしまい，逆に③の部分では圧の変化以下に代償を行ってしまっていることがわかる。Haberthur⁴⁾ は，気管切開を

受けている呼吸不全患者で，持続気道陽圧 (CPAP) にて付加された additional work of breathing (WOB add) が PSV の補助圧を増加させた場合と ATC の場合でどのように変化するのか検討した。分時換気量が 10 l 以下のときには，PSV と ATC の間には大きな差はないものの，10 l 以上の患者では，CPAP 単独の付加された呼吸仕事量は PSV 15 cmH₂O にても代償しきれなかったが，ATC によって大きく代償された。つまり，気管切開チューブがかなり大きい WOB add をつくり出しており，PSV とは対照的に ATC は，患者のどんな呼吸努力においても WOB add を代償していると結論付けている。Guttman ら³⁾ が行ったボランティアを用いた換気モード (PSV 10 cmH₂O，吸気時のみ TC および吸気と呼気の両方に TC) の満足度の検討では，PSV モードから ATC モードに変更すると呼吸の満足度が上昇し，逆に ATC から PSV への変更では呼吸の満足度が減少した。つまり，

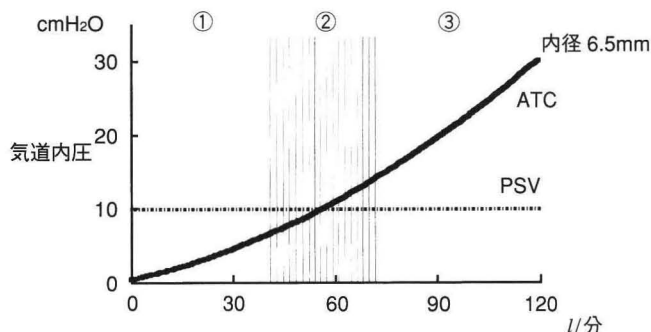


図4 PSVとATCの圧代償の違い

実線で示すATCの圧の変化は流速の変化に依存しているが、点線で示すPSVの圧は、10 cmH₂Oに固定されている。PSVでは、①の部分では、流量によって生じる圧の変化以上に圧を代償し、逆に③の部分では圧の変化以下に代償を行っている。

(Guttmann J, Bernhard H, Mols G, et al : Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans. Intensive Care Med 23 : 1119-1124, 1997 より改変引用)

ATCは、気管チューブによる患者の呼吸仕事量を軽減し、自発呼吸の満足度を増加させることがわかった。また、呼気時においても、同じような結果であり、ATCモードでも呼気時にチューブの代償を行った場合には、満足度がよいことがわかった。

6. ATCのまとめ

ATCは、患者の呼吸仕事量を軽減し、自発呼吸の満足度を増加させる。気管チューブの影響を排除することが可能なので、はっきりとした抜管判定基準となり、再挿管の危険率を減少させる可能性がある。しかし、チューブ補正の設定をどのようにしたらよいかなど、まだ未解決の部分が残っている。ATCを臨床において活用するには、ATCを独立した換気モードとして考えるのではなく、従来の換気補助と一緒に使用することができる、流量に比例した圧補助であると考えたほうがよいと思われる。

7. Proportional Pressure Support (PPS) とは？

比例圧支持換気 (Proportional Assist Ventila-

tion : PAV) は、呼吸筋努力に比例して生じる抵抗成分と弾性成分の負荷を軽減するために、流量および量を生じさせる人工呼吸器中の部分的換気補助モードとして最近提案された新しい換気モード^{5)~8)}であり、PPSはドレーゲル社製 Evita 4[®]に搭載されたPAVと理論的には同じ新しい換気モードの名称である。

8. 抵抗成分と弾性成分の軽減とは？

ヒトは自発呼吸で一回換気量を得るために前述した式(1) ($P_{mus} = R \times \text{flow} + E \times V_T$)で、 P_{mus} なる圧を横隔膜などの吸気筋が形成しなければならない。健常者では、 P_{mus} が大きいほど吸気ガス量 (V_T) が大きくなるが、肺障害患者では、気道抵抗 (R) の増加あるいはコンプライアンス低下 (E の増加) のために換気量当たりの呼吸仕事量は増加し、同じ吸気努力を払っても吸入ガス量は少なくなる。このような患者でも、呼吸努力を増加させて十分な換気量を得ようとするが、この状態が持続すると呼吸筋が疲労してしまう可能性が高くなる。

人工呼吸管理中に呼吸器系システムに付加される最終圧 (P_{aply}) は、人工呼吸器が作る圧を

Pvent とすると、

$$\text{Paply} = \text{Pvent} + \text{Pmus} \quad (3)$$

なる式で表わされる⁹⁾。つまり、自発呼吸のときは、Pvent=0 だから Paply=Pmus となり、完全に自発呼吸がないときは、Pmus=0 だから Paply=Pvent となる。(3)の両辺に一回換気量 VT をかけると

$$\text{Paply} \times \text{VT} = \text{Pvent} \times \text{VT} + \text{Pmus} \times \text{VT} \quad (4)$$

となり、呼吸仕事量をあらわすことになる。Pvent を

$$\text{Pvent} = K1 \times \text{flow} + K2 \times \text{VT} \quad (5)$$

(K1 : cmH₂O/l/sec, K2 : cmH₂O/l)

なる式で作成すると、(1)と(5)を(3)に代入すると、

$$\begin{aligned} \text{Paply} &= [K1 \times \text{flow} + K2 \times \text{VT}] + [R \times \text{flow} + E \times \text{VT}] \\ &= (K1 + R) \times \text{flow} + (K2 + E) \times \text{VT} \quad (6) \end{aligned}$$

なる式(6)が得られる。(4)の左辺 Paply×VT がゼロのときに、呼吸器系システムに付加される最終呼吸仕事量もゼロになる。(5)式の流速と一回換気量の係数を患者の粘性抵抗(R)と弾性抵抗(E)に一致させれば、人工呼吸器の形成する圧 Pvent は、患者の呼吸筋が形成する Pmus と一致し、呼吸仕事量を軽減することとなる。そこで考えられたのが PAV という新しい換気モードの概念であり、Evita 4[®]には、Pvent を FA×flow + VA×VT (7) (FA : flow assist, VA : volume assist) なる式で形成する換気モード PPS が搭載された。PPS 中、人工呼吸器の作り出す圧は患者の吸気努力の関数となるので、吸気努力が大きくなればなるほど人工呼吸器の作り出す圧は大きくなる。この関係は、一呼吸一呼吸の吸気努力の変化の大きさに適応し、加えて、吸気中の気道内圧のパターンは、患者によって作り出される圧パターンを反映する。PPS においては、呼吸のすべての形式は患者がコントロールし、Du ら⁹⁾の否定的な意見もあるが、人工呼吸器は患者の呼吸努力に同調しながら呼吸筋拡張を手伝うこととなる。

PPS モード下の自発呼吸の形成は、患者の自発呼吸が開始すると、人工呼吸器が補助を開始する。この呼吸の流量と一回換気量は、患者の吸気努力と呼吸器系の粘性抵抗や弾性抵抗によって決

定される。事前に設定されるものは、PSV のような設定目標圧ではなく、患者の吸気中における粘性抵抗と弾性抵抗の負荷減少の割合だけである。人工呼吸器は患者の呼吸努力がある間は補助を行い続け、人工呼吸器の補助は患者の吸気努力の終了で終わる。人工呼吸器が作る圧は、設定した係数と流量および一回換気量によって(7)の式から決定され、呼吸数は患者自身の吸気ドライブによって決定される。

9. PPS と PSV との違いは？

PSV は、呼吸器が患者の吸気をトリガーしてからサポートを開始し、一定の圧をサポートすることで全体を補償する。PSV 時の Paw の形は、risie time, PSV level, termination criteria などによって決定されるが、PPS の Paw の形は FA, FV の補償割合によって決定される。PPS は、圧を形成する係数を最適な設定にすることで、患者の病的な抵抗と病的なコンプライアンスに応じた補償をすることが可能である。

Bigatello ら¹⁰⁾は、一回換気量を換気ドライブの大きさとして PPS の効果をテスト肺を用いて検討した。補助の程度を 0 から 30, 50, 70% と増加させていくと、コンプライアンスが低い場合、抵抗が高い場合そして正常な場合ともに呼吸仕事量が減少していった。特に一回換気量が 0.5 l 以上、つまり換気ドライブが大きいときに PPS の効果が明らかに出現したと報告している。また、PPS では、補助の程度が代わっても、また換気のドライブが変化しても、設定した補助に大きな変化はみられないが、PSV では少ない換気ドライブのときには実際の補助は過剰となり、逆に大きい換気ドライブのときには実際の補助が過小となっていると報告している。Giannouli ら¹¹⁾が行った PSV との比較では、分時換気量、TI/Ttot (duty ratio) に有意の差はないが、PSV では一回換気量は補助を増加させると著明に増加し、呼吸数は減少した。また、PSV では吸気時間が延長し、PAV では延長しなかった。これは、実際の吸気時間よりも PSV の吸気時間が長いためである。

Mols ら¹²⁾は、PPS の VA にのみ注目して呼吸

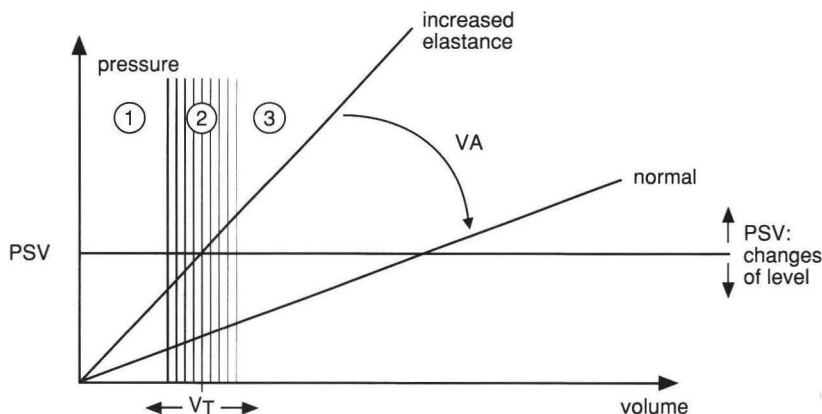


図 5 PSV および PPS と一回換気量との関係

PSV は圧が固定されているため、左にシフトした一回換気量と圧の関係に一致すればよいが、PSV の圧が高いときには過剰に、PSV の圧が低いときには少ない換気量が供給される。一方、VA は、一回換気量と圧の関係を正常に向かわせることで適切な一回換気量を供給する。

(Mols G, von Ungern-Sternberg B, Rohr E, et al : Respiratory comfort and breathing pattern during volume proportional assist ventilation and pressure support ventilation : a study on volunteers with artificially reduced compliance. Crit Care Med 28 : 1940-1946, 2000 より引用)

の満足度調査を行った結果、明らかに PPS の方が PSV よりも、呼吸の満足度がよいことが判明した。PSV の満足度が低かった原因として、一回換気量の大きさが挙げられた。この説明として、Mols は図5で示すように PSV は圧が固定されているため、②のように左にシフトした量-圧回帰直線に一致すればよいが、PSV の圧が高いとき (①) には過剰に一回換気量が供給され、PSV の圧が低いとき (③) には少ない換気量が供給されることとなり、患者の要求を満足させることができないとした。一方、VA は、量-圧回帰直線の傾きを正常な線に向かわせることで適切な一回換気量を供給するため、患者の要求を満足させると説明している。

10. PPS の利点

- ・病状の変化に応じた WOB の軽減
- ・より快適な呼吸 (患者と人工呼吸器の同調性と調和性がよい)
- ・過換気が生じない
- ・鎮静薬が軽減できる
- ・気道内圧を低くできる

などが挙げられる。また、PPS の臨床使用においては、適切な呼吸ドライブがあることが前提となる。つまり、呼吸ドライブが抑制されていて吸気流速や換気量が減少しているときには、PPS は不適切な換気量を供給し高二酸化炭素血症や急性呼吸性アシドーシスを引き起こす可能性がある。

おわりに

本編では、新しい換気モード ATC と PPS を紹介した。今、医療に求められているのは「医療の質」であり、呼吸管理においても、患者の転帰は勿論のこと、人工呼吸管理期間の短縮に伴うコストの軽減化、そして人工呼吸管理が行われている患者の快適さが求められている。その点では、ATC および PPS はこれからの呼吸管理に有望な換気モードであると思われる。

文 献

- 1) Guttman J, Eberhard L, Fabry B, et al : Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. Anes-

- thysiology 79 : 503-513, 1993
- 2) Fabry B, Haberthur C, Zappe D, et al : Breathing pattern and additional work of breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demands during inspiratory pressure support and automatic tube compensation. *Intensive Care Med* 23 : 545-552, 1997
 - 3) Guttman J, Bernhard H, Mols G, et al : Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans. *Intensive Care Med* 23 : 1119-1124, 1997
 - 4) Haberthur C, Fabry B, Stocker R, et al : Additional inspiratory work of breathing imposed by tracheostomy tubes and non-ideal ventilator properties in critically ill patients. *Intensive Care Med* 25 : 514-519, 1999
 - 5) Younes M, Puddy A, Roberts D, et al : Proportional assist ventilation. Results of an initial clinical trial. *Am Rev Respir Dis* 145 : 121-129, 1992
 - 6) Younes M : Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. *Theory. Am Rev Respir Dis* 145 : 114-120, 1992
 - 7) Lua AC, Shi KC, Chua LP : Proportional assist ventilation system based on proportional solenoid valve control. *Med Eng Phys* 23 : 381-389, 2001
 - 8) Ranieri VM, Grasso S, Mascia L, et al : Effects of proportional assist ventilation on inspiratory muscle effort in patients with chronic obstructive pulmonary disease and acute respiratory failure. *Anesthesiology* 86 : 79-91, 1997
 - 9) Du HL, Ohtsui M, Shigeta M, et al : Expiratory asynchrony in proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 165 : 972-977, 2002
 - 10) Bigatello LM, Nishimura M, Imanaka H, et al : Unloading of the work of breathing by proportional assist ventilation in a lung model. *Crit Care Med* 25 : 267-272, 1997
 - 11) Giannouli E, Webster K, Roberts D, et al : Response of ventilator-dependent patients to different levels of pressure support and proportional assist. *Am J Respir Crit Care Med* 159 : 1716-1725, 1999
 - 12) Mols G, von Ungern-Sternberg B, Rohr E, et al : Respiratory comfort and breathing pattern during volume proportional assist ventilation and pressure support ventilation : a study on volunteers with artificially reduced compliance. *Crit Care Med* 28 : 1940-1946, 2000
-