

□講座□

呼吸モードの混乱を整理する

山田 芳嗣*

従来、適正換気の維持と酸素化の改善が人工呼吸の主たる目的とされていたが、近年、患者の呼吸仕事量の軽減、更に盲目的な軽減ではなくて適正な仕事量を維持することの重要性が強く叫ばれるようになった。このような人工呼吸の目的のシフトは、呼吸管理の手法に大きな転換期をもたらした。各種の新しい人工呼吸モードが登場し、それぞれ独自の名称が付与されたため、統一性を欠く多くの名称が入り乱れ混乱を招いている。一方では、患者の呼吸仕事量の重要性が強調されるわりには、各呼吸モードが患者呼吸筋の働きにどのような影響を与えるのかほとんど知られていない。現在リリースされようとしている新機種があらたな呼吸モードを続々と持ち込もうとしているので、これらの傾向は今後も更に強まると思われる。本稿ではこのような混乱を整理するひとつの試みとして、第1に呼吸モードの分類を整理し、各呼吸モードとその呼称を統一的に把握するための考察を行う。第2に代表的な二、三の呼吸モードをとりあげて、それぞれのモードにおける呼吸筋の活動の特徴を比較してみたい。

I. 呼吸モードの分類と命名法の統一化

1. 呼吸モードの命名法の現状と再考

近年登場した呼吸モードの新しい名称は、特定の呼吸器の機種が導入したものである。従って新機種が開発され新しい性能が付加されれば、開発に携わった研究者や製造メーカーによって新たな名称が半ば独自に与えられる。統一性を欠く新しい呼吸モードの略語が増えるにつれ、人工呼吸器を使用する側の臨床家にとって、名称が多すぎて覚えられなくなってしまった。たとえモードの名称を覚えたとしても、それが実際にどういう作動

を行うのか正確に理解するのは困難である。この混乱を改善するためには、呼吸器を操作する立場に立った実際的な呼吸モードの分類を作り、その分類の枠組みにそって各モードの名称の統一化を図る作業が必要であろう。また、モードの名称だけからでも基本的な作動方式が最低限明瞭になるような方向で名称の統一化を図ることが望まれる。そのために考慮すべき点を列挙すると、

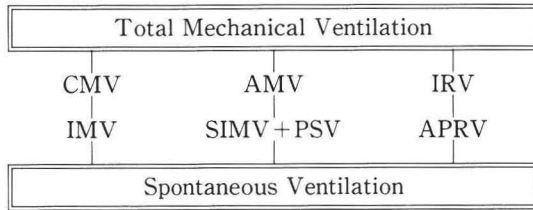
1) 新しい呼吸モードの名称が特定の人工呼吸器の機種とともに導入された時点では、モードの名称はその機種に依存したものである。モードの名称を機種によらない、いわば generic name に移行させる必要がある。しかも、現在使われている名前をなるべく変えなくて済むことが好ましい。もしある呼吸モードの効果が特定機種に依存している場合は、モードの名称をむやみに増やすのではなく、この呼吸器によるこの呼吸モードといった方が明確である。

2) 一方では、ある呼吸モードの特定の使い方をすれば、他の呼吸モードと全く同等の換気パターン・効果が出現する場合がある。この場合、実際に実現した換気パターンに対応する名称を用いた方が、混乱が少ないと思われる。そのためには、前述のように、呼吸モードの名称自体がその作動方式を明らかにするよう付けられていることが望ましい。例えば、EVITAのBIPAPモードによって実際にはPCIMVの換気パターンが得られた場合は、BIPAPシステムによるPCIMVと言った方が混乱が少ないと思われる¹⁾。

3) 呼吸器を使用する際、ほとんどすべての機種においてダイヤルかキーで最初に呼吸モードを設定するようになってきている。この最初の設定にかかわらない分類は、副次的なものとしたほうがよい。この観点から、Downsが行った呼吸モードの分類を検討してみよう(表1)²⁾。Downsの分

* 東京大学医学部付属病院麻酔科

表 1 Downs による呼吸モードの分類



類は、縦・横方向に行われているが、横方向の分類は、呼吸器使用時の最初のモード設定は同一であり、その中での条件設定によって決められるものであるから、縦方向の分類より副次的なものとした方が見方が簡単になる。例えば、AMVはCMVモードにおける感度設定によって、患者トリガにより吸気が開始される場合に対応するし、IRVはCMVモードにおいてI/E比の設定によって実現される。従って、Downsの縦方向の分類を最も基本的な枠組みと考えるのが適当であり、以下に提示する呼吸モードの分類・命名法もこの線に沿っている。

2. 呼吸モードの新しい分類・命名法の提案

1) 人工呼吸の作動方式

人工呼吸器の作動は、これを患者側からみた4つの相、すなわち、1) 吸気相、2) 吸気から呼気への転換相、3) 呼気相、4) 呼気から吸気への転換相、に分けて考えるのが基本的である。人工呼吸器は各相において、いくつかの異なった作動方式を持ち、すべての換気法は、これら4つの相のそれぞれに用いられている作動方式の組み合わせからなっている(表2)³⁾。

人工呼吸器の作動方式と呼吸モードの分類・命名との結びつきを明瞭にするために、表2を現在の呼吸器が実際に行う作動方式を考慮して簡略化したい。大きく改変できるのは吸気から呼気への転換相についてであり、これを時間サイクル式と患者サイクル式に簡略化する。時間サイクル式の代表例は調節換気である。患者サイクル式は患者の吸気努力が終了したことを呼吸器が何らかのアルゴリズムによって認知したとき呼気に転換するものを総称する。患者サイクル式は実際には従来の分類では流量サイクル式・圧サイクル式などに対応する機構によって行われる。PSVがこの代

表 2 各時相における人工呼吸器の作動方式

1) 吸気相	流量規定方式(flow regulated) 圧規定方式(pressure regulated)
2) 吸気から呼気への転換相	時間サイクル式(time cycled) → 患者サイクル式 圧サイクル式(pressure cycled) → (patient cycled) 容量サイクル式(volume cycled) → 流量サイクル式(flow cycled)
3) 呼気相	圧規定方式(pressure regulated) 呼気終末陽圧法(PEEP) 呼気終末陰圧法(NEEP) 大気圧解放法(ZEEP) 呼気抵抗負荷方式(expiratory-retarded)
4) 呼気から吸気への転換相	時間サイクル式(time cycled) 患者サイクル式(patient cycled) 患者/時間サイクル式(patient/time cycled)

表例であり、呼吸器がプレシャサポートを停止して呼気に移るのは、PS圧を維持するために必要な吸気流速が初期最大流速の25%、または5l/分に低下したとき、あるいは患者の呼気開始によってPS圧が1.5または3cmH₂O以上上昇したとき(ΔP)である。

2) 作動方式に基づいた呼吸モード分類

吸気から呼気への転換の仕方に重点を置いて、調節換気(control ventilation)、支持換気(support ventilation)を区別する。呼気への転換が全く呼吸器によってのみ決められる時間サイクル式の呼吸モードを、調節換気とする。患者の呼吸筋活動に応じて呼気への転換がはかられる患者サイクル式の呼吸モードを、支持換気とする。これら2つでは、設定した換気量もしくは換気圧が保証される。これに対し、自発呼吸補助(assisted spontaneous breathing or assist)とは、患者の自発呼吸を呼吸器が助けるが、定まった換気量/換気圧を保証しない呼吸モードと規定する。IMVは調節換気のどれかと他の二者(support or assist)のどれかを任意に組み合わせたものと定義する。

表 3 呼吸モードの分類
各呼吸モードに関しては、文献を参照してほしい

調節換気

pressure control ventilation(PCV) PCIRV⁵⁾

volume control ventilation(VCV) VCIRV

pressure regulated VCV

(シーメンス SV 300 の新モード)

間欠的強制換気(IMV)

VCSIMV

PCSIMV(シーメンス SV 300 の新モード)

VCSIMV+PS

PCSIMV+PS(シーメンス SV 300 の新モード)

支持換気

PSV⁵⁾

volume support ventilation(VSV)

(シーメンス SV 300 の新モード)

自発補助

CPAP

flow regulated CPAP^{4),5)}BIPAP³⁾airway pressure release ventilation
(APRV)^{1),5)}proportional assist ventilation(PAV)^{5),6)}

呼吸モードの命名の方式は、ペースメーカーみたいな文字コード方式を採用する。第1文字は最も基本的に設定される条件：圧(P)、容量(V)を表す。第2文字は吸気から呼気への転換の仕方を表し、同時にこれは大分類にも対応するため、それぞれの呼吸モードがどの分類に入るか名称のみから一目瞭然である。第3文字目以降で更に個別的な換気モードを示す(例えば、IMV, SIMV, IRVなど)。吸気相の作動方式を特定することが必要な場合は、頭に flow regulated, pressure regulated の文句を付加する。この方針に従って分類を試みたものを、表3に示す。このように、呼吸モードの略語を全体としてしか意味をなさないものとして取り扱うのではなく、おのおのの英文字(特に最初の2文字)に独立した意味を付与すれば、そのモードの最低限の基本的な作動方式は名称から即座に明確にできる。以上、呼吸モードの分類を簡便化しモードの名称を統一化する1案を提示したが、近年増える一方の呼吸

モードを整理して混乱を解消するためには、こういった試みも急務であると考える。

II. 各種人工モードにおける呼吸筋活動

現在の呼吸管理は、SIMV や PSV のように、呼吸筋の呼吸運動を保持しつつ機械呼吸を行う様式が主体である。このような呼吸モードでは呼吸器と呼吸筋が同時に作動してひとつの換気運動を作り出しているため、吸気中呼吸筋がどのように働いているのか、また呼吸筋がどのくらい吸気仕事しているのかの評価が極めて困難である。これは呼吸モードの選択や換気条件の設定が適切であるかどうか評価する上で大きな支障となっている。人工呼吸中の呼吸筋活動を明らかにするには、呼吸筋の発生する圧力(respiratory muscle pressure, P_{mus})という概念を導入するのが有用である。では、人工呼吸中の P_{mus} を呼吸器の供給する圧力から分離して求めることができるのであろうか。

1. 呼吸筋発生圧(P_{mus})と吸気仕事量

P_{mus} を求めるための土台になるのは、図1に示す呼吸器・肺胸郭系・呼吸筋の簡単なモデルである⁷⁾。実際には呼吸筋は胸郭の一部をなすいくつかの筋群であるが、モデルでは受動的に運動する胸郭部分から区別され、単体として胸郭に付着し外方に引っ張るように働いていると考える。図1下はこれを電気等価回路で書いたもので、呼吸器と呼吸筋に対応する2つの電源が、肺胸郭系の負荷(抵抗, エラスタンス)をはさんで直列につながる構成になる。このシステムは、肺胸郭系の負荷に対し、同時に両側から、呼吸器が押し(push)呼吸筋が引っ張る(pull)いわゆる push-pull system を構成していることが特徴である。

これを数式で表せば、このシステムの基本的な運動方程式が得られる。

$$R_{rs} \dot{V} + E_{rs} \Delta V = P_{ao}(t) - P_{mus}(t) \quad (1)$$

R_{rs} , E_{rs} : 呼吸器系の抵抗, エラスタンス

\dot{V} , ΔV : フロー, 肺容量変化

$P_{ao}(t)$: 気道内圧 (=呼吸器発生圧)

$P_{mus}(t)$: 呼吸筋発生圧

この式を変形すると、簡単に P_{mus} を求める式が得られる。

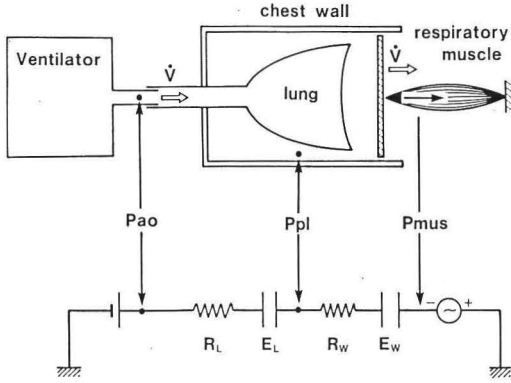


図1 人工呼吸下の呼吸器系のシェーマ
 下段に等価電気回路を示す
 R_L, E_L : 肺抵抗, エラスタンス
 R_w, E_w : 胸郭の抵抗, エラスタンス

$$P_{mus}(t) = P_{ao}(t) - R_{rs}\dot{V} - E_{rs}\Delta V \quad (2)$$

この P_{mus} の式に着目すると、あらかじめ何らかの方法で患者の肺胸郭系の抵抗とエラスタンスを決定しておけば（つまり R_{rs} と E_{rs} が既知であれば）、口元の圧とフローをモニターして $P_{ao}(t) \cdot \dot{V} \cdot \Delta V(t)$ を連続測定するだけで、(2)式を用いて簡単に $P_{mus}(t)$ が連続的に求められる。 R_{rs} と E_{rs} の決定は、臨床でしばしば用いられている通常の方法で行えばよい。例えば、患者の自発呼吸が十分に抑制された状態において、コンスタントフロー+吸気終末プラトーの調節換気 (VCV) を行い、得られた吸気気道内圧波形に吸気終末閉塞法を適用して求めることができる⁹⁾。呼吸器の機種によっては、これらの値を自動的に測定するものもある。

呼吸筋の全吸気仕事量 W_{mus} も、 P_{mus} を利用して簡単に求めることができる。 W_{mus} は、 P_{mus} と肺容量変化を PV 平面上にプロットした時の面積として求められる。

人工呼吸器の呼吸筋仕事量 (W_{mus}) を求めるもうひとつの方法として、Marini の方法がある (図2)⁹⁾。これは assisted ventilation などの時の呼吸器のする仕事量を同じフローパターンと一回換気量に設定した controlled ventilation における呼吸器のする仕事量と比較して求めるものである。

$$W_{mus} = (\text{controlled ventilation における呼}$$

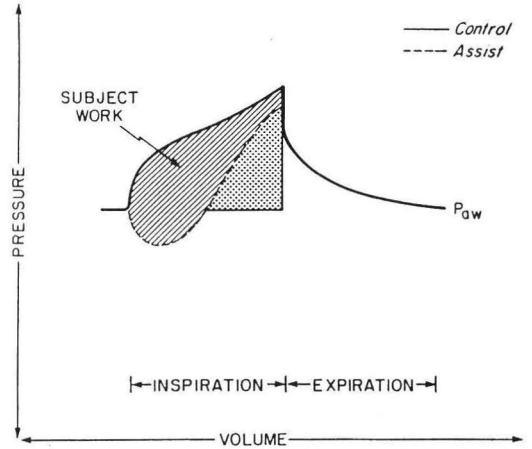


図2 呼吸筋の仕事量を求める Marini の方法

吸器のする仕事量)

-(assisted ventilation などの時の呼吸器のする仕事量)

以下、この二つの手法によって得られた結果をもとにして、各種モードにおける呼吸筋活動の特徴について考察してみたい。

2. 補助換気 (Assist/Control)

補助換気では、患者によって吸気の始めに生じる気道内圧のわずかな陰圧変化 (機種によっては自発吸気の気流) にトリガして作動し、陽気を開始する。かつて補助換気のエネルギの大部分を機械が引き受けていると信じられてきた。しかしながら Marini らの有名な論文⁹⁾¹⁰⁾により、補助換気における呼吸筋の活動は、トリガの後呼吸器による換気が行われている間も続いており、人工呼吸器のピークフローとトリガ感受性が患者のエネルギ消費量を決定する重要な因子であることが示された。この論文の影響は大きく、補助換気において患者は大きなエネルギを消費してしまうという認識が広まった。しかし彼らの結果を今一度整理すると、補助換気中の呼吸仕事量を決定する最も大きな因子は分時換気量であることが明らかである (図3)¹⁰⁾。彼らは吸気に CO_2 を加えることによって補助換気による分時換気量を変化させたため、当然呼吸中枢を強く刺激し P_{mus} の陰圧を増大させている。またわれわれの結果からも、補助呼吸によって中枢からの換気ドライブ

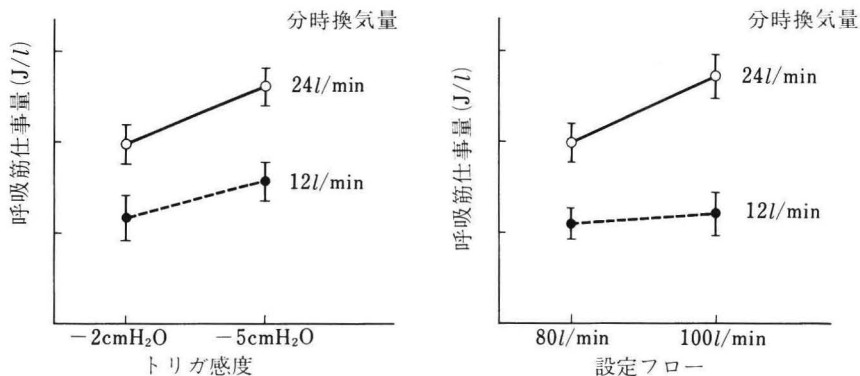


図3 補助換気中の呼吸筋仕事量と影響する因子

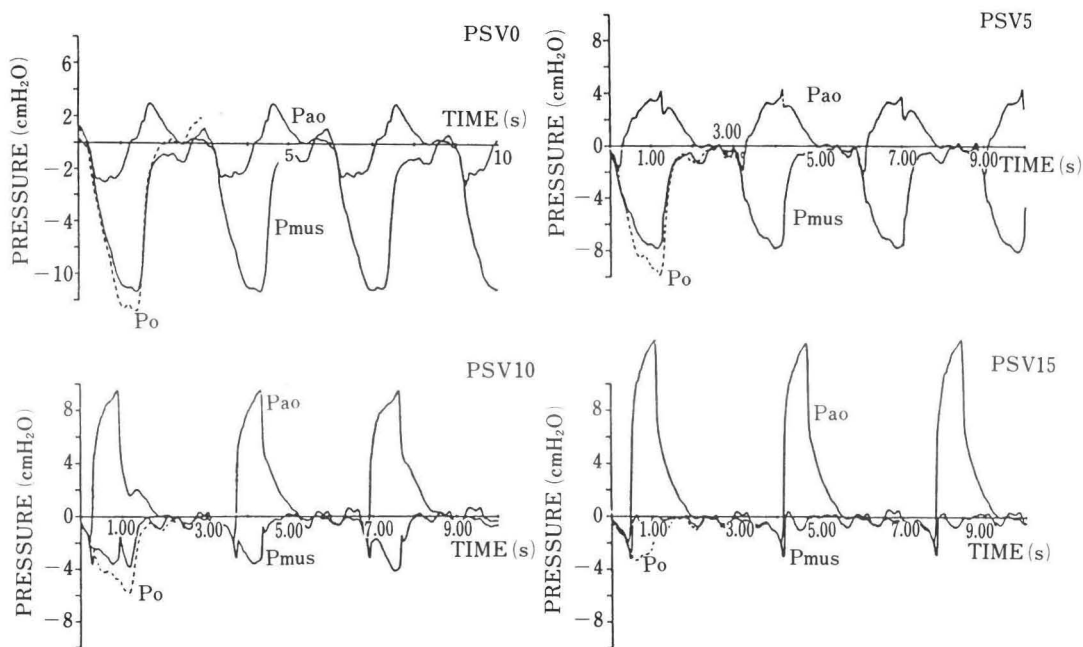


図4 種々のPSレベルにおけるPmus(呼吸筋発生圧)

Pao：口元の気道内圧，Po(点線)：occlusion pressure，これは呼吸筋の強さと中枢からの換気ドライブの程度を表す。

がある程度抑制されると，PmusとWmusは減少し呼吸筋は休息できることは明白である(図6のAssist/Control参照)。従って，補助換気において患者はいつも大きな呼吸仕事をしているわけではなく，その時の呼吸筋発生圧(Pmus)に依存し，これは呼吸中枢からの換気ドライブと呼吸筋の強さによって決定されることが強調されなければならない。

3. Pressure support ventilation (PSV)

図4は，PSV施行中のPmusの時間波形の例である。PSVが0cmH2Oの自発呼吸では，口元の気道内圧(Pao)は呼吸器回路の負荷により吸気時若干の陰圧になり，呼気時やや陽圧になる波形パターンをとっている。この時のPmusを求めると，図4のように吸気時大きな陰圧をつくり，最大-11cmH2Oまで低下しているのが明らかになる。PSVレベルを上げていくに伴い，

Pmusの吸気時陰圧は減少していく。PSVを15 cmH₂Oまで上げると、吸気開始時にPmusはトリガーをかけるための陰圧を発生するだけで、そ

の後の陰圧発生は消失する。このときのWmusはわずかであり、これらの患者に対しPSV 15 cmH₂Oは調節呼吸と同等の効果を持つことが明らかである。PSVの時呼吸器が患者に対してする仕事量は、10 cmH₂Oの時は負で患者にとって負荷になっていたのが、PSレベルを上げるのに比例して増加する(図5)。患者の全吸気仕事量はPSVレベルを上げるのに従って減少していき、呼吸器のする仕事を増加させていくと患者の吸気仕事量を連続的に減少できることが明らかである。この背景にあるメカニズムとしては、各PSレベルにおけるocclusion pressureをみれば明らかのように、PSVの供給する換気エネルギーによって中枢の換気ドライブが低下しPmusが減少することが重要である。

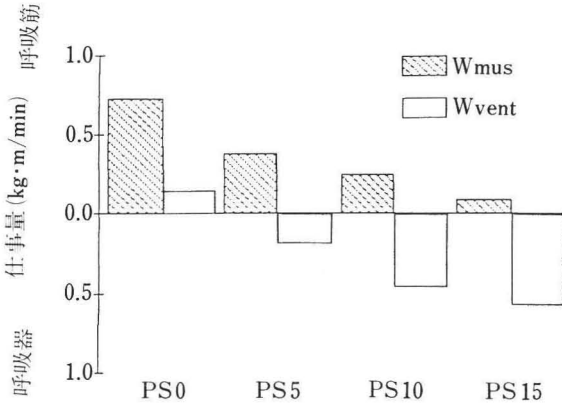


図5 PSレベルの変更に伴う呼吸筋と呼吸器のする仕事量の変化

4. SIMV

SIMVの回数を変えていった場合の呼吸筋活

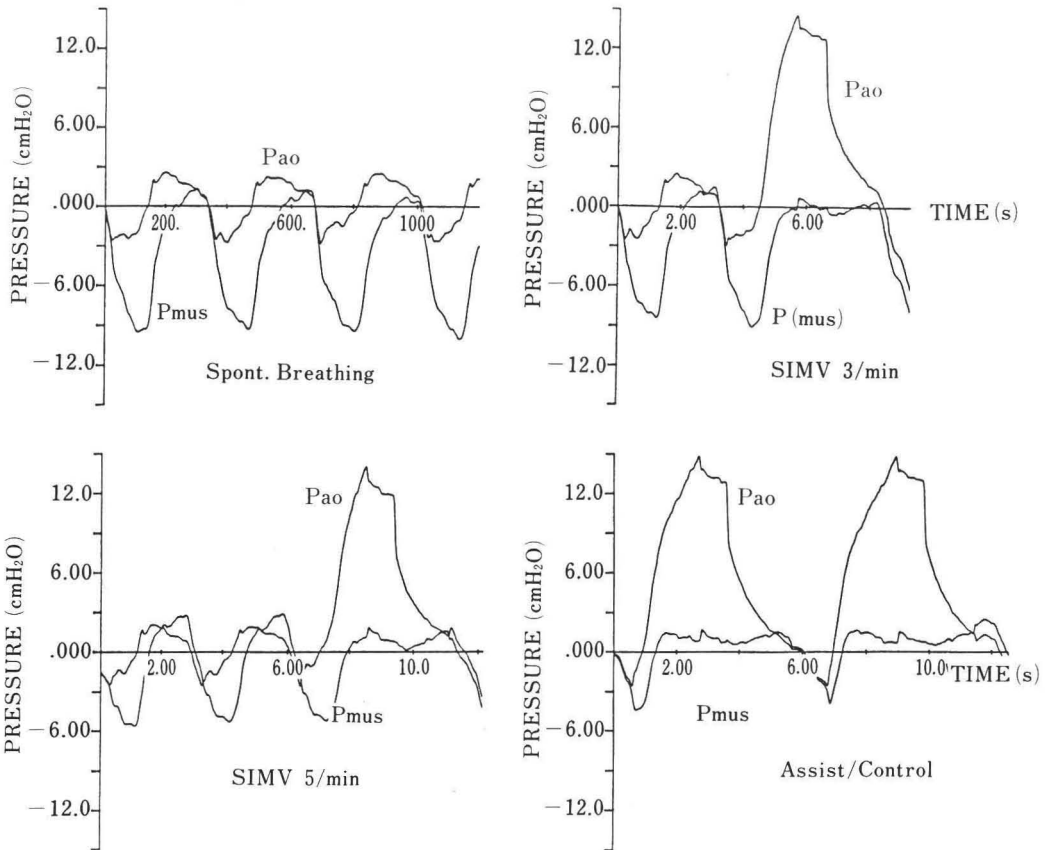


図6 SIMVの場合のPmus

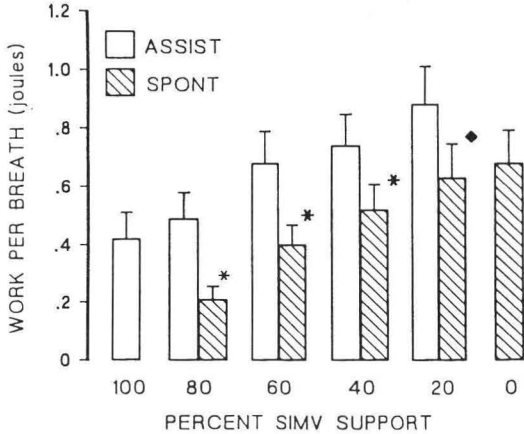


図7 SIMV回数を变化させた時の呼吸筋の仕事量の変化

動の変化の様子を図6に示す。上段左はPEEP 0 cmH₂Oの自発呼吸であり、これはPSV 0 cmH₂Oレベルとして示した例と同様なPaoとPmusの波形になっている。上段右がIMV 3/minにおける波形であるが、これにはいくつか際だった特徴が認められる。(1) IMVの換気補助を行ったことで、Pmusの最大陰圧が低下した。(2) IMV下における自発呼吸と強制換気時のPmusの波形が全く同じである。(3) IMVの強制換気するとき、Pmusの吸気相は呼吸器の吸気相の半ばで終了し、その後はPmusは陰圧を発生しない。(4) 呼吸器の換気が終了すると、Pmusは次のサイクルの陰圧を形成する。IMVの強制換気するとき、Pmusが自発呼吸のときと全く同じ圧パターンを生じた後、IMV換気の終了時まで次の陰圧の発生が抑制された事実は非常に興味深い。IMVの回数を増やしていくと、Pmusの最大陰圧が減少していき、完全なAssist/Controlではトリガーの後Pmusは全く陰圧を発生しなかった。Pmusの変化に伴い、Wmusも強制換気・自発呼吸ともにIMV回数を上げていくと次第に減少していく。Mariniらも彼らの方法を用いて同様な結果を報告している(図7)¹¹⁾。

PSV, SIMV, また補助換気も含めて、人工呼吸中の呼吸筋活動に対する主要な効果は、機械換気のレベルを上げていくに従い中枢の換気ドライブを徐々に抑制し、Pmusの陰圧の程度が減少さ

せていくことである。SIMVとPSVの時のPmusの波形は極めて類似しており、機械による換気補助のレベルが対応していればpressure time productは同じである。従って、呼吸筋の活動の面からみると、SIMVとPSVはそれほど変わらないとも言える。どういう換気モードにおいても、そのモードにおける換気条件設定によって機械がどの程度換気エネルギーを供給し、その換気効果がどの程度中枢の換気ドライブを抑えるかが重要であり、Pmusが呼吸筋のエネルギー消費を決める最終的な因子であることには変わらない。

文献

- 丸川征四郎, 尾崎孝平, 下山順子ほか: BIPAP機構によるSIMVの臨床的検討: 従来のSIMVとの比較の試み. 私信
- Downs J: What's new in mechanical ventilation. 1991 Annual refresher course lectures. Park Ridge, American Society of Anesthesiologists, 1991
- 豊岡秀訓: 各種の換気法. 人工呼吸療法—人工呼吸器を中心として—, 東京, 秀潤社, 1991
- Akashi M, Sakanaka K, Noguchi H, et al: Flow-regulated continuous positive airway pressure to minimize imposed work of breathing. Crit Care Med 18: 999-1002, 1990
- Sassoon CSH: Positive pressure ventilation, Alternate modes. Chest 100: 1421-1429, 1991
- Younes M, Bilan D, Jung D, et al: An apparatus for altering the mechanical load of the respiratory system. J Appl Physiol 62: 2491-2499, 1987
- Yamada Y, Sigeta M, Suzukawa M, et al: Respiratory muscle pressure analysis in pressure support ventilation. 投稿中
- Rossi A, Gottfried SB, Higgs BD, et al: Respiratory mechanics in mechanically ventilated patient with respiratory failure. J Appl Physiol 58: 1849-1858, 1985
- Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb VJ: The inspiratory workload of patient-initiated mechanical ventilation. Am Rev Respir Dis 134: 902-909, 1986
- Marini JJ, Capps JS, Culver BH: The inspir-

atory work of breathing during assisted mechanical ventilation. Chest 87 : 612-618, 1985

- 11) Marini JJ, Smith TC, Lamb VJ : External work output and force generation during

synchronized intermittent mechanical ventilation. Am Rev Respir Dis 138 : 1169-1179, 1988
