

[一般演題]

第3世代人工呼吸器のCPAPおよびPSV時の 気道内圧制御様式の比較検討

武澤 純* 木村 智政* 具沼 関志*
西脇 公俊* 島田 康弘*

はじめに

第3世代人工呼吸器はプレッシャーサポート換気を含めた多種多様の換気モードの使用が可能であり、アラーム機構や呼吸モニター機能を十分に備えることによって、呼吸管理をより安全にかつ客観的に進めようとするところに従来までの人工呼吸器との相違点がある。加えて、第3世代人工呼吸器はマイクロプロセッサによって呼吸器全体の制御を行うところにその特徴がある。その設計思想は呼吸仕事量の軽減、つまり、呼吸不全の患者においても正常時の呼吸仕事量と同等にまで呼吸仕事量を軽減させる呼吸補助の達成を第一義的目的としている。しかし病的肺も含めて気道内圧の制御がどの程度正確に成されているか、またその制御の不正確さがどの程度の新たな呼吸仕事を患者に負荷しているかは充分には検討されていない。今回われわれは5種類の第3世代人工呼吸器の気道内圧制御様式の比較検討を行った。

方法

対象とした人工呼吸器はPuritan-Bennett 7200 a, Bear-5, Hamilton Veolar, Siemens 900 C, PPG IriSa (Drager Evita) の5種類とした。Siemens 900 Cは正確には第2世代に属する人工呼吸器であるが従来までの汎用度の高さから今回検定に加えた。

今回われわれが開発したモデル肺の模式図を図1に示す。モデル肺は二つのベローを気密性のシリンダーの中に収容し、ベローとシリンダーの間には水を満たした。上部のベローは肺に見なし、

コンプライアンスが0.1 l/cmH₂Oになるような伸展バネを取り付けた。下側のベローは横隔膜と見なし、コンプライアンスが0.1 l/cmH₂Oの圧縮バネを取り付けた。したがって全コンプライアンスは0.2 l/cmH₂Oとなった。シリンダー内の水圧は胸腔内圧と見なしトランスデューサーにて測定した。ミナト医科の熱線流量計を上部のベローの出口に取り付け一回換気量および気道内圧の測定を行いRM-300にて圧-容量曲線を書かせた。

下部のベローは一方方向性クラッチ付きモーターに接続した。つまり吸気時はモーターがベローを下に引き、呼気時にはベローが受動的に元の位置に戻るようにモーターを制御した。この際モ-

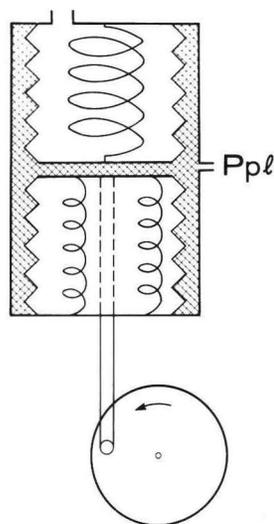


図1 モデル肺の模式図

上のバネは肺のコンプライアンス、下のバネは胸壁コンプライアンスに相当する。斜線部には水が満たされている。

* 名古屋大学医学部附属病院集中治療部

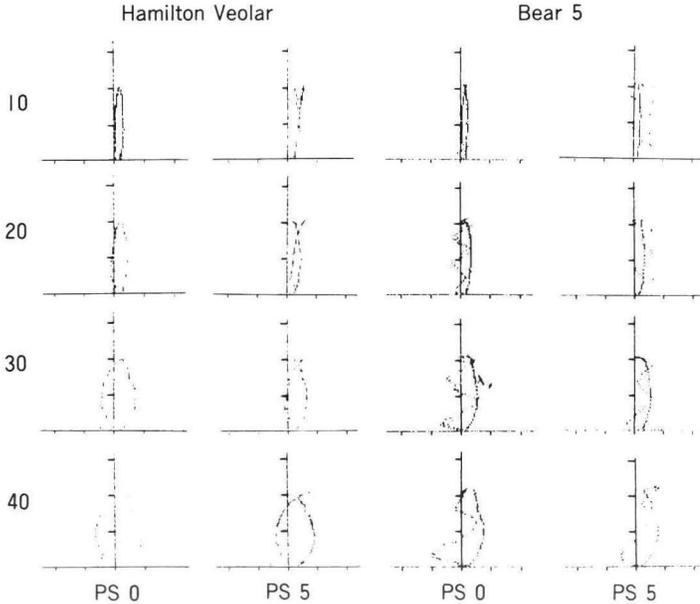


図2 Hamilton Veolar, Bear 5の気道内圧-容量曲線
各図の縦軸は一回換気量で300 ml ずつ、横軸は気道内圧で10 cmH₂O ずつのスケールで示してある。図全体の縦軸は呼吸回数、横軸は各呼吸器でのプレッシャーサポートレベル0および5 cmH₂Oを示す。

ターに抵抗をつけ組織抵抗と見なした。モデル肺の呼吸回数は10, 20, 30, 40回/分、一回換気量は約600 mlとし、プレッシャーサポートレベルは0および5 cmH₂Oとした。

結果

Hamilton VeolarとBear 5の結果を図2に示す。Veolarにおいては呼吸回数の増加に伴って吸気および呼気の負荷仕事量の増加が見られたが、気道内圧曲線は比較的安定していた。しかしPS 5 cmH₂Oで時に振動が見られた。Bear 5ではPS 0 cmH₂Oでは呼吸回数の増加に伴って吸気相での振動幅が大きくなった。PS 5 cmH₂Oでは一貫して気道内圧の振動が見られた。

図3にPuritan-Bennett 7200 aとPPG IRISA (Drager Evita)を示す。7200 aはPS 0 cmH₂Oにおいても5 cmH₂Oにおいても呼吸回数の増加に拘らず安定した気道内圧曲線を示し、負荷された呼吸仕事量も今回の機種の中では一番少なかった。Evitaも比較的安定した気道内圧曲線を示し

たが呼吸回数(吸気流速)が多くなると負荷された吸気仕事量の増加が見られた。これは最大吸気流速の不足によると思われる。

図4に、Siemens 900 Cと会社の好意により検定する機会を得た新型人工呼吸器の結果を示す。Siemens 900 CにおいてはBear 5と同様の著しい気道内圧の変動が見られた。これに対して新型人工呼吸器は吸気弁、呼気弁をマイクロプロセッサで同時に制御するもので、いわば第4世代の人工呼吸器ともいえ、気道内圧の制御に関しては第3世代の人工呼吸器に比べて圧倒的に安定した制御を可能にしていた。

考察

今回われわれが開発したモデル肺は胸腔に見立てた部分に水を入れ、その水圧の変化と換気量から呼吸仕事量を測定するところに第1の特徴がある。第2に組織抵抗をモデル肺の中に組み込んだことである¹⁾。気道内圧-容量曲線は吸気弁の時間遅れや呼気弁の抵抗などの呼吸器回路によって

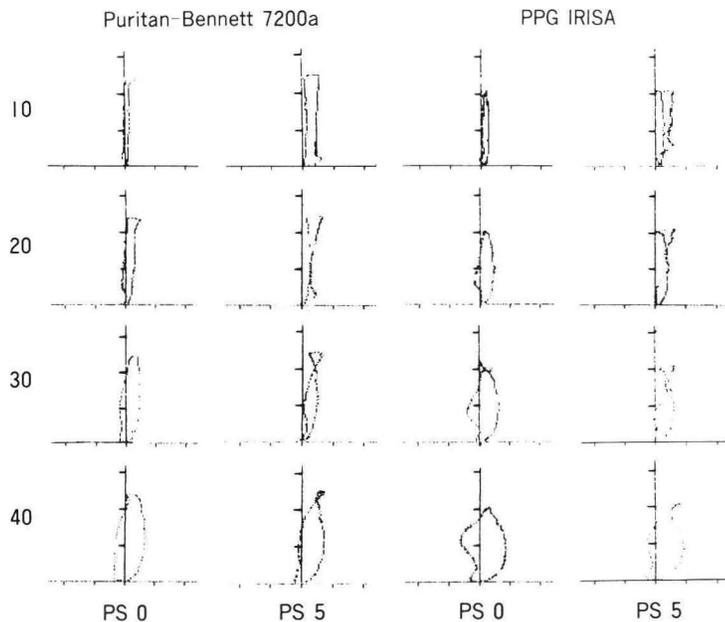


図 3 Puritan-Bennet 7200 a および PPG Irisa (Drager Evita) の気道内圧—容量曲線を示す。

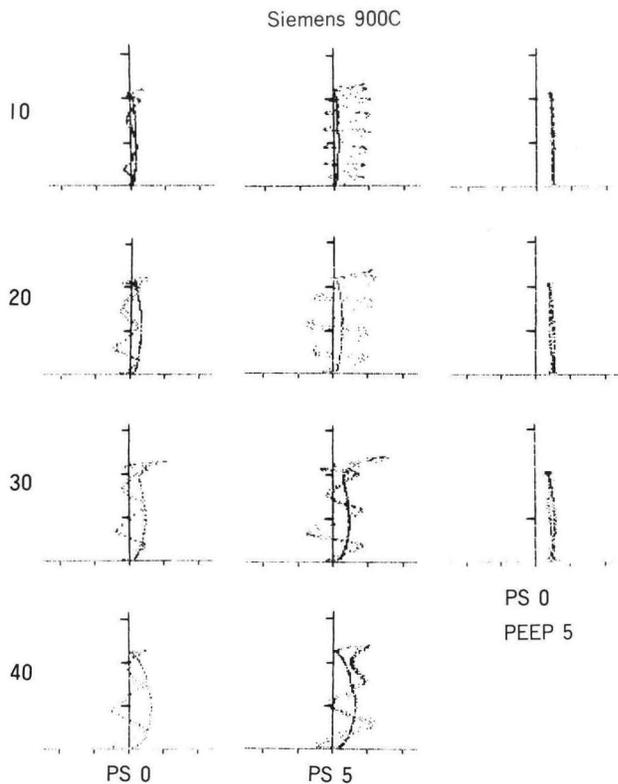


図 4 Siemens 900 C および新型人工呼吸器の気道内圧曲線を示す。

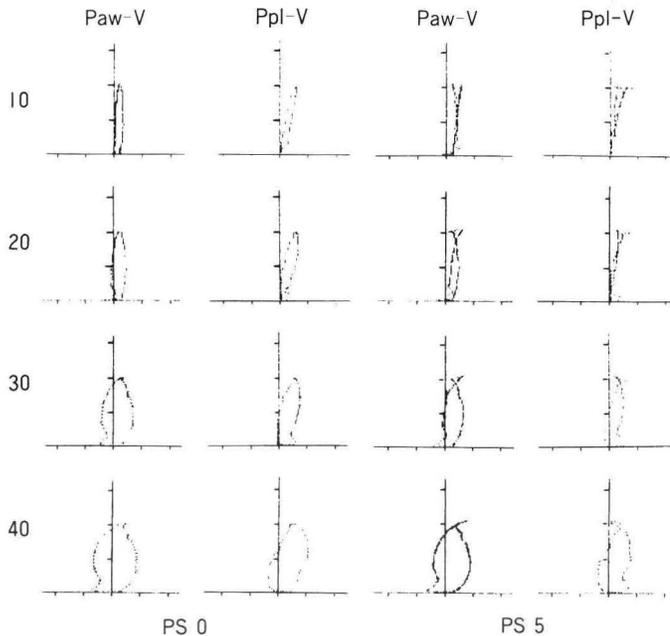


図5 Hamilton Veolar での気道内圧—容量曲線 (Paw-V) および胸腔内圧—容量曲線 (Ppl-V) を示す。

負荷される呼吸仕事量を測定するには適しているが、それがどの程度患者の吸気または呼気仕事の増加に反映されるかは肺のインピーダンスによって違う。それに対して胸腔内圧—容量曲線を用いると、直接的な吸気仕事量の測定が可能であり、かつ呼気の能動的仕事量の測定も可能であるため呼吸仕事量からみた各種人工呼吸器の性能試験に最適であると思われる。

1例として本モデル肺によって、Hamilton Veolar を用いて呼吸仕事量、とくに吸気仕事量の測定を行った結果を図5に示す。Paw-V が気道内圧—容量曲線、Ppl-V が胸腔内圧 (大気圧—胸腔内圧)—容量曲線を示す。PS 5 cmH₂O よりも PS 0 cmH₂O のほうがそして呼吸回数が多い方が吸気仕事量が増加している。また呼吸数 40 回/分では呼気曲線が陰圧側にはみ出しており、能動的な呼気が行われていることを示す。

われわれのモデル肺を用いた結果は西村らがコンプライアンスがゼロのピストン型モデル肺を使用して検定した結果²⁾、および double-chamber 型のモデル肺を使用して検定した結果³⁾とまったく同一であった。このことは一部の機種で見られ

た気道内圧の振動はモデル肺側の問題ではなく、むしろ人工呼吸器側の気道内圧制御方式に問題があると思われる。この正常肺のモデル肺でみられた気道内圧の振動は呼吸仕事量の新たな負荷を意味し、このような振動がインピーダンスの高い肺においてさらに増幅されるかどうかの検討が今後必要と思われる。

文 献

- 1) Takazawa J, Kainuma M, Kimura T, et al : A new lung model for measurement of work of breathing in simulated spontaneous breathing during mechanical ventilatory assist (Abstract). Chest 96 : 257S, 1989
- 2) 西村匡司, 武澤 純, 今中秀光ほか : 人工呼吸器の性能の客観的比較の一方法—呼吸仕事量の面からみた比較—. 麻酔 38(8) : 1017-1029, 1989
- 3) Nishimura M, Takezawa J, Imanaka H, et al : Jet-flow regulated expiratory resistance to maintain constant CPAP during the entire respiratory phase. Chest 95 : 876~880 ; 1989