

呼吸管理中の換気力学モニタ ——CP-100 (Bicore, USA) と OMR-8101 (日本光電) ——

桑山直人* 武澤 純*

はじめに

呼吸管理の進歩は、人工呼吸器の進歩といってもよい。人工呼吸器の役割には肺の酸素化能を改善したり、換気効率を上げることに、患者の呼吸筋補助が挙げられる。特に最近では患者の自発呼吸をいかにうまく補助したらよいか、患者に不必要な負担をかけずに人工呼吸器から早く離脱するにはどうしたらよいかを模索する研究が進んでいる。その目的のために、多種多様の新しい換気モードを登載した人工呼吸器が次々に発売されているが、これらの換気力学を十分理解することは容易ではない。これまでの呼吸管理モニタは人工呼吸器で測定される気道内圧や呼吸回数、一回換気量といったアラーム的役割のものが多かった。しかし自発呼吸下に新しい換気モードを駆使して人工呼吸管理することが多くなった今日では、従来の換気モニタでは正確な換気状態を把握しきれない。そこで患者側の換気力学的モニタをすることで、患者と人工呼吸器との相互関係をより正確に把握して、呼吸管理に役立てようと新たな考え方が生まれてきた。

胸腔内圧 (食道内圧) の測定の意義

それは胸腔内圧を測定しようとする考えである。臨床的には胸腔内圧を直接測定することは不可能なので食道内圧でそれを代用している。食道内圧測定によって、患者の吸気努力の時期と強さが把握でき、患者と人工呼吸器が同調しているかがわかる。そこから更に呼吸仕事量を推測するこ

とによって、呼吸管理をガス交換、酸素化能の立場からのみでなく呼吸筋補助の立場からもモニタできる。

auto-PEEP 測定の意義

“auto-PEEP”は呼吸終末に設定 PEEP 値より高い陽圧が肺胞に残る現象である。auto-PEEP 測定の重要性は、心臓前負荷を過大評価することによる誤った循環管理を防止したり¹⁾、肺圧損傷を防ぐこと、更に auto-PEEP による呼吸仕事量の増加を軽減することにある。そのための機器として、アメリカ・Bicore 社製の CP-100 プルモナリモニタと、(株)日本光電で開発中の OMR-8101 を紹介する。

Bicore CP-100

CP-100 は VarFlex と呼ばれる可変 orifice 型のプロトランスデューサ (図 1) と Smartcath という食道内圧測定用のバルーンカテーテル (図 2) を挿入するだけで、患者から得られた一次情報とそこから算出される数々の二次情報を本体 (図 3) のディスプレイに表示してくれる。本体は小型軽量で面倒な校正操作は不要である。VarFlex は薄いステンレス製の隔膜で仕切られた流路の圧差が流量に比例することを利用した流量/圧センサーで 22 g という軽量なため、気管内挿管チューブへの接続も無理なくおこなえる。この流量計は自動的に校正される。Smartcath は air-filled の薄い polyethylene でできたバルーン付きのカテーテルで、本体に接続するだけで内蔵のエアポンプによって膨張、収縮と校正は自動的に行われる。図 2 に示したのは、胃内カテーテ

*名古屋大学医学部附属病院救急部，集中治療部

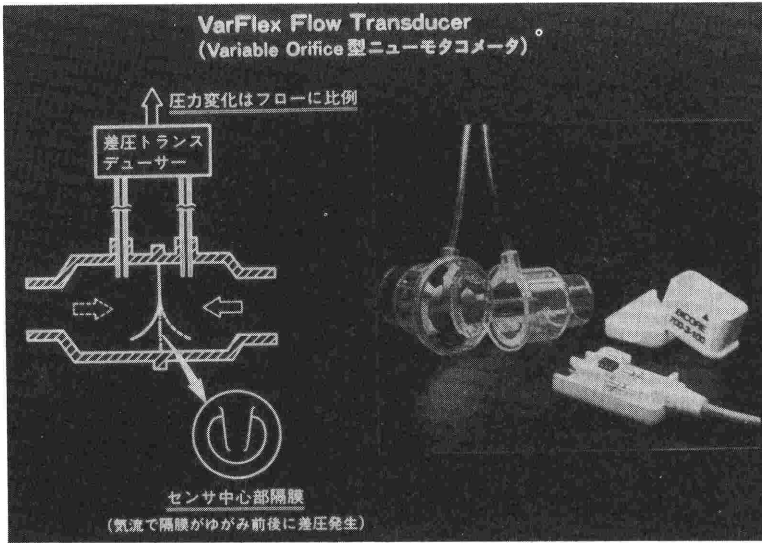


図1 可変 orifice 型流量計“VarFlex”

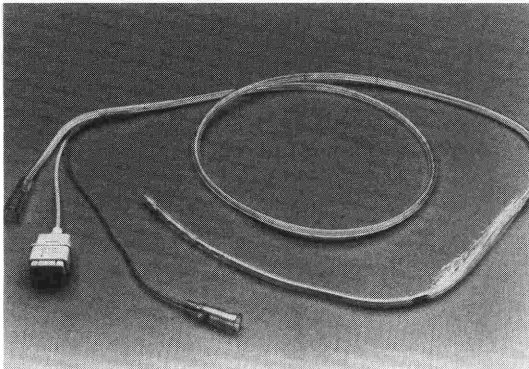


図2 食道内圧測定カテーテル“Smartcath”

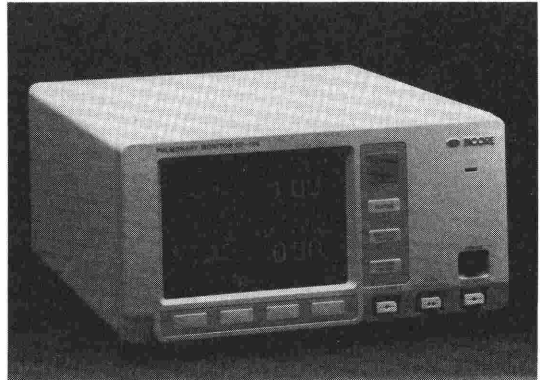


図3 CP-100 の本体

ル付きタイプのバルーンで我々も普段これを用いている。食道内圧を測定することで胸腔内圧を代用する方法は、Milic-Emili らの胸腔内圧と食道内圧がパラレルに変化するという理論にもとづいている²⁾。正確を期すためバルーンは食道の下1/3に位置するように挿入しX線写真で確認する。更に食道内圧が胸腔内圧を正確に反映していることを確認するために気道を閉塞させて、自発呼吸させ、経肺圧（気道内圧と食道内圧の差）が一定であることを確認する³⁾。図4は患者にプレッシャーサポート換気をしているが、吸気努力が始まって食道内圧が低下しはじめてから実際に demand valve が反応して吸気が始まるまでにトリガ遅れが生じて同調性の悪い換気状態である。

auto-PEEP の存在する時にしばしば見られる現象であるが、従来の換気モニタでは見えなかった部分である。

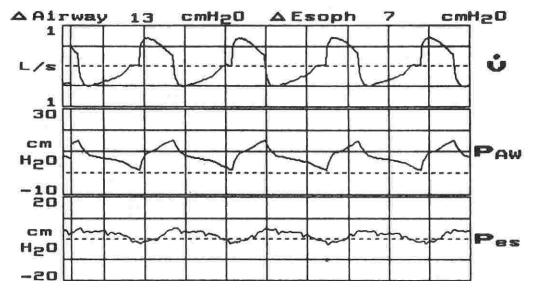


図4 CP-100 で測定した同調性の悪い換気

CP-100 による呼吸仕事量の計算方法

CP-100 が直接測定する一次情報は食道内圧、口元の流量と気道内圧である。そこから表 1 に列挙する多様な換気力学的パラメータを二次情報として算出するのである。これらの内、呼吸管理をする上で最も重要なパラメータの一つである呼吸仕事量の計算方法について述べる。一言に呼吸仕事量といってもその測定方法や計算の仕方は論文によって異なっている。CP-100 では、Campbell のダイアグラム⁴⁾を基本として、図 5 のように換気力学的方法によって呼吸器仕事量 (WOB_V) と患者仕事量 (WOB_P) に分けて計算している。

調節呼吸時は全て呼吸器仕事量として算出して問題はない。自発呼吸のみの時は、患者が肺の粘性抵抗と弾性抵抗に対して行う仕事量と胸郭の弾性抵抗に対する仕事量の和として算出している。ここでは胸郭の粘性抵抗は小さいので無視している。胸郭コンプライアンスを成人の正常値である

表 1 Bicore CP-100 の主な一次・二次情報

1) 換気・呼吸状態を示すパラメータ
AUTO PEEP and applied PEEP
Minute Volume (V _E)
Compliance, Dynamic (C _{Dyn})
Compliance, Static (C _{Static})
Resistance, Mean (R _{AWM})
Resistance, Expiratory (R _{AWE})
Tidal Volume, Inspired (V _{Tins})
Tidal Volume, Expired (V _{Texp})
Respiratory Rate (RR)
2) 患者と人工呼吸器の同調性を示すパラメータ (波形表示)
Airway pressure (P _{AW})
Esophageal pressure (P _{ES})
Flow (V̇)
Tidal volume (V _T)
3) 呼吸仕事量に関するパラメータ
Work of Breathing, Ventilator (WOB _V)
Work of Breathing, Patient (WOB _P)
Flow/Volume curve
Pressure/Volume curve
4) ウィニングに関するパラメータ
Rapid, Shallow Breathing (f/V _T)
Respired Drive (P _{0.1})
Inspiratory Time Fraction (T _I /T _{TOT})
Pressure Time Product (PTP)
Pressure Time Index (PTI)

200 ml/cmH₂O を固定値として算出しているため病的な場合は誤差となる。この点は調節呼吸中の胸郭コンプライアンスの値を記憶させて患者仕事量を算出することで将来ある程度解決されるであろう。問題はプレッシャーサポート換気時のような補助換気時の呼吸器呼吸仕事量 (WOB_V) と患者呼吸仕事量 (WOB_P) の算出法である。図 5 の下段中の Area 1 は実際には人工呼吸器も仕事をしているが全て患者仕事量と仮定しているし、Area 3 では患者は全く呼吸仕事をしていないと仮定している。また人工呼吸器がトリガされて吸気流が生じない限り仕事量は計算されないので、次の OMR-8101 同様に、triggering work of breathing (トリガのための吸気仕事量) は測定できない。

CP-100 での auto-PEEP の測定方法

自発呼吸下の auto-PEEP を Milic-Emili らの方法で次式を用いて計算している⁵⁾。

$$\text{auto-PEEP} = (\text{吸気努力開始時の食道内圧}$$

$$- \text{吸気流開始時の食道内圧}) - \text{SENSE}$$

すなわち、auto-PEEP に打ち勝って実際に吸気流を生じさせるために必要な食道内圧の低下分から人工呼吸器の感度分を差し引いたものである (図 6)。ここで言う SENSE は人工呼吸器の demand valve を開かせるのに必要な口元の気道内圧の低下分である。

OMR-8101 による呼吸仕事量の算出

OMR-8101 (日本光電) は図 7 の本体と図 8 の超音波法によるフローセンサーからなり、CP-100 同様、食道内圧から患者呼吸仕事量を算出する方法と、山田らの言う呼吸筋圧 (P_{mus}) から呼吸筋仕事量 (W_{mus}) なるものを算出する。山田らは呼吸系を図 9 のような電気的等価回路として、肺胸郭系に対して人工呼吸器が押し呼吸筋が引っ張る状態と考えた⁶⁾。すると

$$P_{vent} - P_{mus} = P_{res}(rs) + P_{st}(rs)$$

となり

$$P_{mus} = P_{vent} - P_{res}(rs) - P_{st}(rs)$$

となる。ここで P_{vent} は口元の気道内圧に等しいと仮定し、P_{res}(rs)、P_{st}(rs) はそれぞれ、肺胸郭系の粘性抵抗と弾性抵抗であるので、

$$P_{mus} = \Delta P_{aw} - R * \text{flow} - \text{volume}/C$$

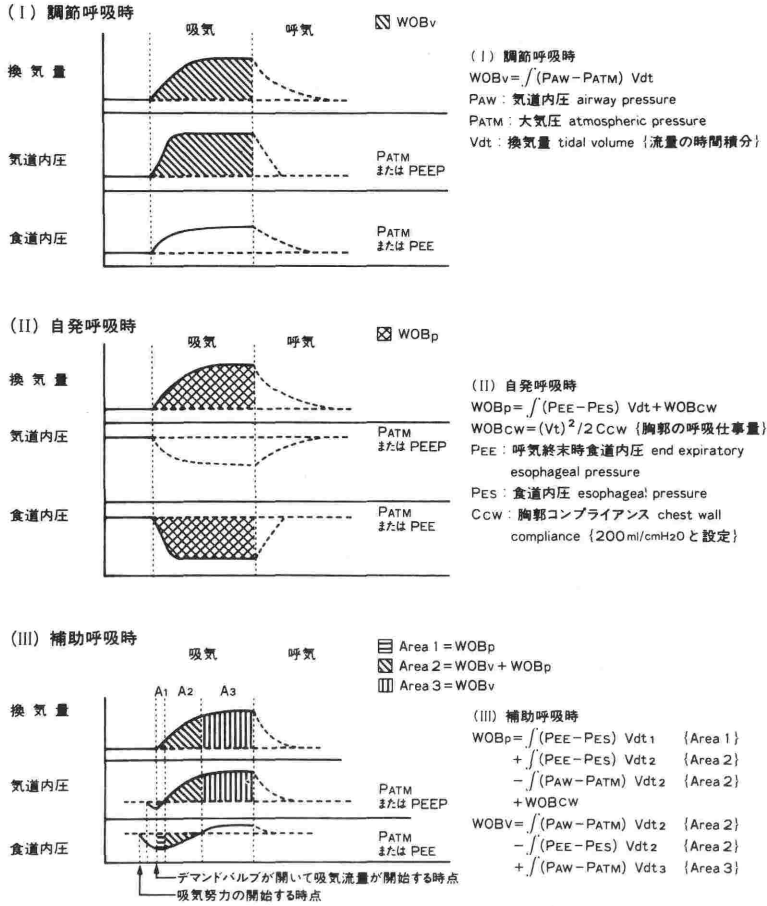


図5 CP-100での呼吸仕事量の計算方法

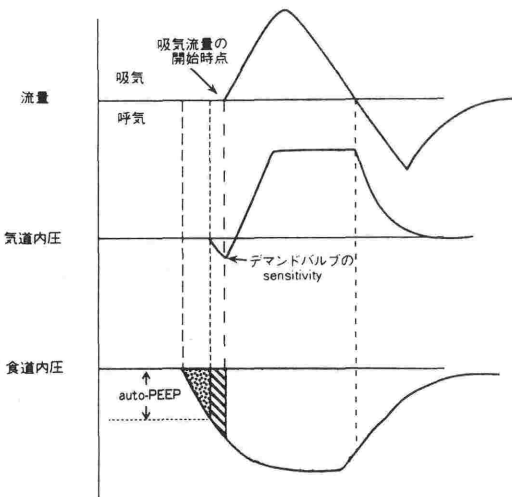


図6 CP-100での auto-PEEP の測定方法

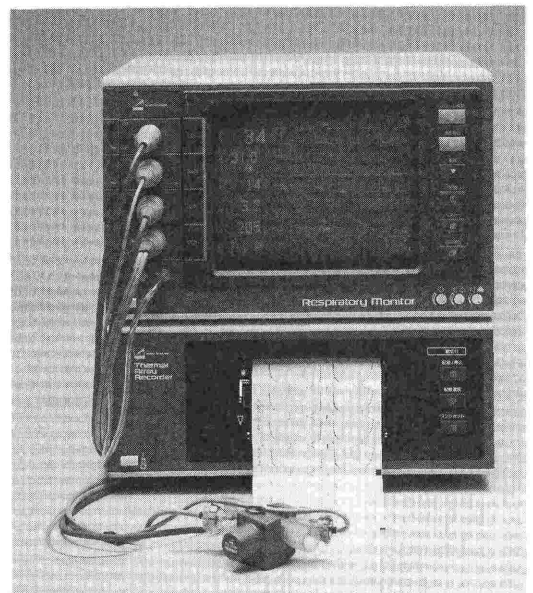


図7 OMR-8101の本体

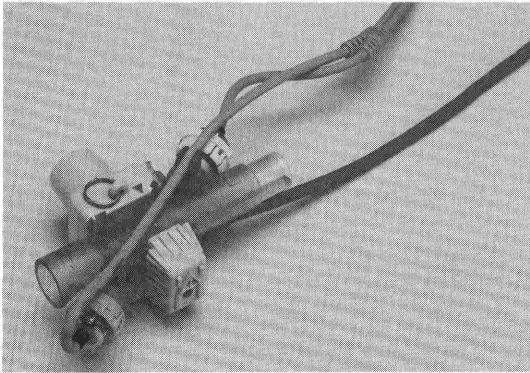


図8 Flow sensor

で計算できる。R、C は調節呼吸時に求められる呼吸器系の気道抵抗とコンプライアンスで固定値であり、

$$\Delta P_{aw} = P_{aw} - PEEP$$

である。volume は吸気開始時からの flow の積分値で求められる。呼吸筋が働いていても吸気流が生じず volume change が無ければ P_{mus} はゼロとみなされる。また P_{mus} は肺胸郭系から見るとこれを引っ張る力なので常に負の値となる。呼吸筋仕事量 (W_{mus}) は P_{mus} を volume で積分した値として次式で算出される。W_{mus} を正の値で表示したいためマイナスを記してある。

$$W_{mus} = -\int (P_{mus} * \Delta V) \\ = -\int (P_{mus} * flow * \Delta t)$$

この方法では食道内圧測定をせずに呼吸筋仕事量 (理論的には患者呼吸仕事量に等しい) が求められるが、調節呼吸のときの気道抵抗とコンプライアンスを測定しなければならないのと、自発呼吸時にそれらに変化しないという仮定が成り立つかどうかという問題が残っている。なお患者呼吸仕事量は食道内圧変化から次式で求められる。

$$W_p = -\int (\Delta P_{es} * flow * \Delta t) \\ + (volume)^2 / C_{cw} / 2$$

C_{cw} は胸郭コンプライアンスで調節呼吸時に求められる固定値であり、 $\Delta P_{es} = P_{es} - P_{es\text{offset}}$ (食道内圧の base line) である。 ΔP_{es} は自発呼吸時の時には負の値になるので W_p を正の値で表すためにここでもマイナスを記している。この W_{mus} と W_p は理論的には一致するはずだが、P_{mus} は R と C を固定値とし、W_p では C_{cw}

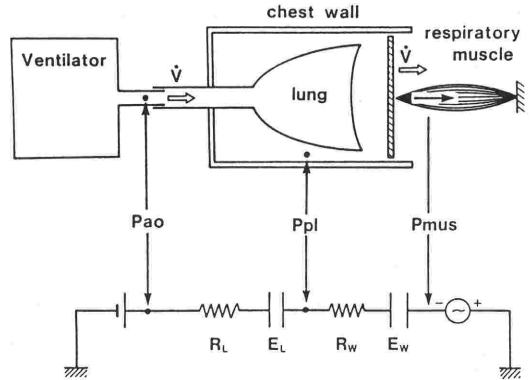


図9 電気的等価回路で示した呼吸器系 (文献6) より引用)

を固定値としているため、自発呼吸時に各々がどう変化するかによって違いが生じる。なおこの算出方法は、現行の OMR のプログラム変更後の仕様でまだ開発中である。

また OMR-8101 専用の CO₂ センサ (吸気中の CO₂ を赤外線吸収方式で導出) を用いることで生理学的及び解剖学的の死容量も同時に算出してくれる。近い将来の臨床使用が大いに期待される。

おわりに

患者呼吸仕事量の測定は厳密にはまだ完成されたものではないが、今まで見えなかった肺胞内圧変化や胸腔内圧変化を推測し、換気力学的分析をしようとする考え方が生まれてきた。ただ患者に人工呼吸器を接続するのみでなく、患者と人工呼吸器の相互関係を明らかにして呼吸循環管理をすることがいかに重要であるかが認識され始めた証拠である。今後は更にこういったモニターが一般的なものになると考えられる。

参考文献

- 1) Marini, J. J.: Occult positive end-expiratory pressure in mechanically ventilated patients with airflow obstruction. Am Rev Respir Dis 126: 166-170, 1982.
- 2) Milic-Emili, J., Mead, J., Turner, J. M., et al.: Improved Technique for estimating pleural pressure from esophageal balloon s. J Appl Physiol 19:207-211, 1964.
- 3) Baydur, A., Behrakis, O. K., Zin, W. A., et al.: A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. Am Rev Respir Dis 126:788-791, 1982.

- 4) Campbell, E. J. M.: The respiratory muscles and mechanics of breathing. Chicago: Year Book Publishers; 1958.
- 5) Haluszka, J., Milic-Emili, J., et al.: Intrinsic PEEP and arterial PCO_2 in stable patients with chronic obstructive pulmonary disease. Am Rev Respir Dis, 141:1194-1197, 1990.
- 6) 山田芳嗣: PSV の理論. 呼吸と循環 40: 845-851, 1992.

* * * * *

* * * * *

* * * * *