

□原 著□

## 呼吸筋仕事量 $W_{mus}$ 測定法の評価について

—CP-100 を用いた OMR-8101 の検討—

繁 田 正 毅\* 坂 本 哲 也\* 折 井 亮\*\* 松 下 芙 佐 子\*\*  
山 田 芳 嗣\*\*\*

### ABSTRACT

Validation of measuring method in respiratory muscle work ( $W_{mus}$ )  
—evaluation of OMR-8101 by CP-100—

Masaki SHIGETA\*, Tetsuya SAKAMOTO\*, Ryo ORII\*\*,  
Fusako MATSUSHITA\*\*, Yoshitugu YAMADA\*\*\*

\**Department of Critical Care Medicine, Showa General Hospital :  
2-450, Tenjin-cho, Kodaira, Tokyo, 187*

\*\**Department of Anesthesiology, Showa General Hospital*

\*\*\**Surgical Center, University of Tokyo Hospital*

During partial ventilatory support such as PSV and SIMV, the magnitude of respiratory muscle exertion is difficult to differentiate from the ventilator assistance. We have developed a new technique for estimating pressure ( $P_{mus}$ ) and work ( $W_{mus}$ ) performed by the respiratory muscles without measuring esophageal pressure ( $P_{es}$ ). In this study, we incorporated this method into a commercially available respiratory monitor (OMR-8101). To determine the clinical validity of  $W_{mus}$  monitoring, we compared  $W_{mus}$  obtained from OMR-8101 with the patient's work of breathing (WOBp) derived from CP-100. Instead of using automated measurements of WOBp in CP-100, WOBp (corrected) was calculated graphically on Campbell's diagram using measured chest wall compliance.  $W_{mus}$  and WOBp (corrected) were simultaneously obtained in 7 ICU patients during weaning process (136 measurements in 6 patients).

The measurements of  $W_{mus}$  by OMR-8101 were correlated reasonably well with WOBp (corrected) ( $y=0.86x+3.5$   $r^2=0.63$   $n=136$ ). In additional 45 measurements in one patient, the position of esophageal pressure catheter was corrected by using the airway occlusion method. The obtained correlation between the two variables was better ( $y=0.87x+0.78$   $r^2=0.90$   $n=45$ ). The automated measurements of WOBp by CP-100 underestimated WOBp (corrected) significantly.

The measurements of ventilator work by OMR-8101 were almost identical to values

\* 公立昭和病院救急医学科 (〒187 東京都小平市天神町 2-450)

\*\* 同 麻酔科

\*\*\* 東京大学医学部附属病院手術部

measured by CP-100 ( $r^2=0.99$ ).

These results indicate that Wmus monitored by OMR-8101 is a reliable parameter equivalent to WOBp. By eliminating the needs for Pes measurement, this monitor increases the clinical feasibility of assessing respiratory muscle work.

### はじめに

近年、呼吸管理を行う上で呼吸筋の仕事量をモニターすることについての重要性が指摘されるようになってきた<sup>1)2)</sup>。しかし、現在行われている人工呼吸ではその多くが pressure support ventilation (PSV) や SIMV をはじめとした partial ventilatory support の状態であり、このように患者の呼吸筋と人工呼吸器の両者が同時に動いている状態では、呼吸筋がどれだけ働いているのかを知ることは従来困難であった。

これに対し、われわれは新しい換気力学的な方法 (Pmus 理論) を用いて partial ventilatory support の状態でも患者の呼吸筋仕事量を測定することが可能であること<sup>3)</sup>、動物実験によってこの理論が妥当であること<sup>4)</sup>、またこれによって呼吸管理上有用な情報が得られることを報告してき

た。

一方最近になって、食道内圧をモニターして、Campbell のダイアグラムにより患者呼吸仕事量を測定する呼吸モニターが市販され、臨床的に使用できるようになってきた。このモニターは仕事量を自動的に計算し表示するが、胸壁のコンプライアンスは全ての患者で同一の値を仮定している。

本研究では、われわれの Pmus 理論を組み込んだ日本光電社製 OMR-8101 呼吸モニターと、食道内圧を測定し Campbell のダイアグラムから患者呼吸仕事量を求める BICORE 社製 CP-100 プルモナリモニタとの比較評価を行った。ただし、CP-100 の患者呼吸仕事量の表示値には、胸壁コンプライアンスの仮定など仕事量演算アルゴリズムにまだ不備があり、定量的信頼性の問題が残っている。したがって、個々の患者の胸壁コン

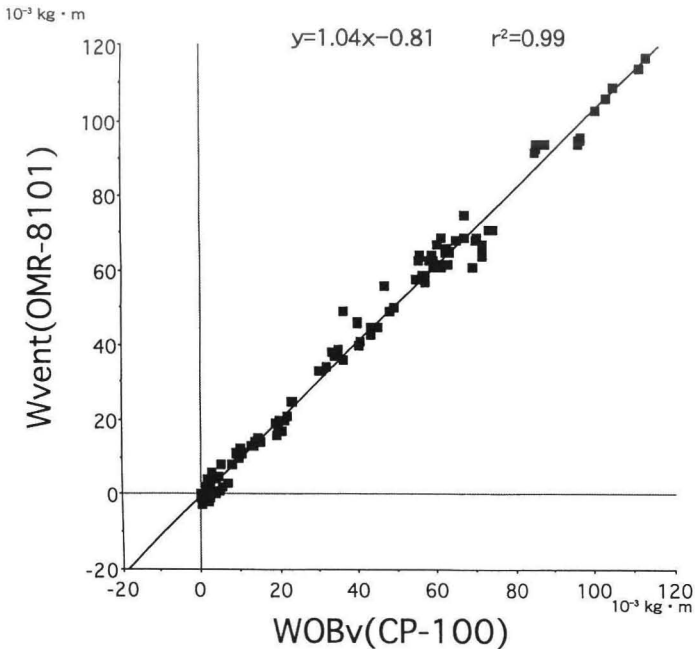


図 1 ベンチレータ仕事量の比較 (成人 6 例)

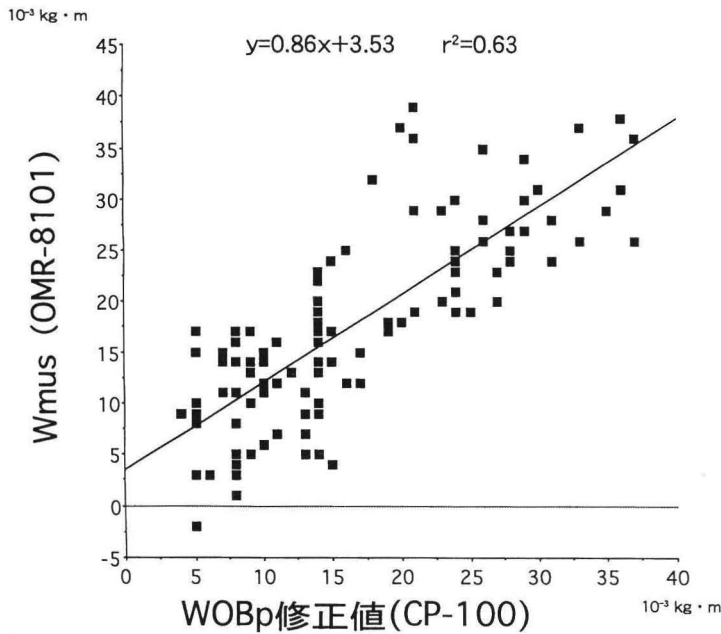


図 2 呼吸筋仕事量の比較 (成人 6 例)

プライアンスの測定値を用いて CP-100 の Campbell ダイアグラムから患者呼吸仕事量 (WOBp 修正値) を算出し、これと OMR-8101 の呼吸筋仕事量 (Wmus) と比較した。CP-100 の表示値 (WOBp) とこの修正値 (WOBp 修正値) を比較し、CP-100 の仕事量演算に用いている仮定がどの程度表示値に影響を与えているのかをあわせて検討した。

### 1. 方法

まず研究 1 として、ICU 入室中に人工呼吸を受けた成人患者 6 例を対象とした。ベンチレータはサーボ 900 C を用い、CMV の状態から PSV を経て、T-tube による自発呼吸に至るまでの過程で測定を行った。使用機器は BICORE 社製 CP-100 プルモナリモニタ (Ver 1.6, 以後 CP-100) および日本光電社製 OMR-8101 呼吸モニターに Pmus 演算プログラム組み込んだ研究機 (以下 OMR-8101) の 2 機種で、いずれも呼吸仕事量測定モードとした。まず気管内挿管下の患者に、CP-100 の食道内圧測定用バルーンを取り扱い説明書の通り挿入し、気管内チューブと人工呼吸器回路の接続部に CP-100 と OMR-8101 の

センサー (フローおよび気道内圧) を直列に挿入した。

OMR-8101 による Pmus のモニターには、肺胸郭系のエラストランス (Ers) およびレジスタンス (Rrs) の値が必要である。このため、まず患者の呼吸努力の全くない CMV の状態において、これらの値を吸気終末閉塞法<sup>9)</sup>を用いて測定し、OMR-8101 にあらかじめ定数として入力した。このとき同時に、Campbell ダイアグラムに用いる胸壁のコンプライアンスカーブを CP-100 の食道内圧波形を用いて求めた。

このような準備のもとに、上記のウィーニング過程における各呼吸のベンチレータ仕事量 (WOBv, Wvent) と、患者呼吸仕事量 (WOBp) または呼吸筋仕事量 (Wmus) を breath by breath に測定し、同一の呼吸における両機種の測定値を比較した。ただし CP-100 の患者呼吸仕事量については表示値 (WOBp) そのものではなく、患者の胸壁エラストランスと Campbell のダイアグラムを用いて、以下に述べる方法であらためて計算し直した (WOBp 修正値)。

修正値の求め方は図 6 において、

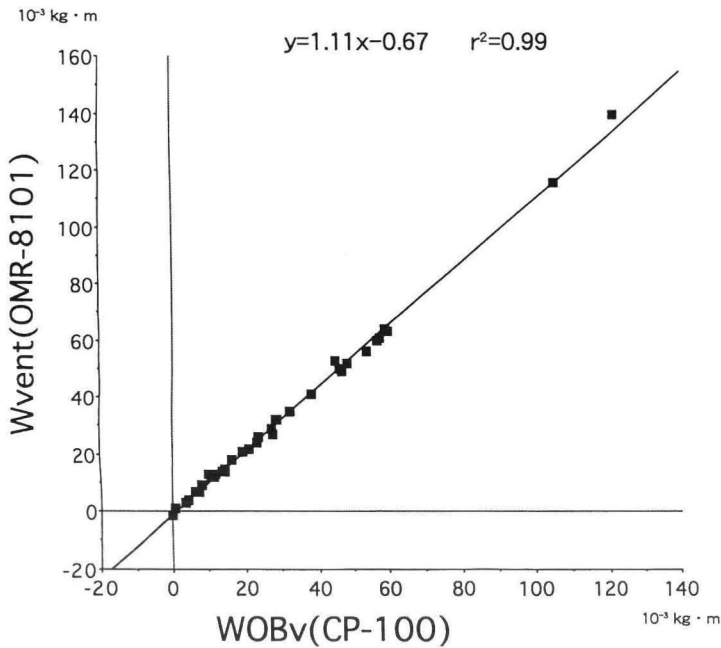


図3 ベンチレータ仕事量の比較 (成人1例)

① 患者の呼吸努力の全くないCMVの状態  
で、食道内圧と換気量から胸郭コンプライアンス  
カーブの傾きを求めておく。

② 各呼吸においてCP-100が描いた食道内圧  
の変化のループの図の上で、まず吸気の開始点A  
から①で求めた胸壁のコンプライアンスカーブ  
AEを引く。

③ この直線AEとCP-100が描いた食道内圧  
の変化のループとで囲まれる面積ACEを求める  
(planimetry)。

④ このACEの面積をもって患者呼吸仕事量  
の修正値(WOBp修正値)とした。

次に研究2として、成人女性1例に対し、上記  
と同様患者胸郭コンプライアンスとCP-  
100(Ver 2.0。仕事量演算についてはVer 1.6  
と同じ)のCampbellのダイアグラムから患者呼  
吸仕事量を計算した値(WOBp修正値)を用い  
てOMR-8101の呼吸筋仕事量(Wmus)と比較  
した。ただしここでは、CP-100(Ver. 2.0)で  
つけ加えられたMIPのメニューを利用して、食  
道内圧が正確に胸腔内圧を反映するように、食  
道内圧測定用バルーンの位置決めを気道閉塞法に  
よって確実に行った<sup>7)</sup>。

なお、両機種種の表示値の単位は、CP-100がJ/  
l、OMR-8101がkg·mであるが、ここではkg·  
mに統一した。

## 2. 結果

図1にベンチレータが行う仕事量の比較を示  
す。図の横軸(x)はCP-100が計算表示したベ  
ンチレータ仕事量WOBv、縦軸(y)はOMR-  
8101の表示したベンチレータ仕事量Wventで  
ある。回帰直線は

$$y=1.04x-0.81 \quad r^2=0.99$$

であり、両者の値はよく一致していることがわか  
る。

図2に患者の呼吸筋仕事量の比較を示す。横軸  
(x)はCP-100の測定値から新たに計算し直し  
た患者呼吸仕事量(WOBp修正値)、縦軸(y)  
はOMR-8101の表示した呼吸筋仕事量  
(Wmus)である。回帰直線が

$$y=0.86x+3.53 \quad r^2=0.63$$

となる相関が得られ、CP-100に比べてOMR-  
8101の方がやや低く表示していることがわか  
る。

図3、図4に食道内圧バルーンの位置を気道閉

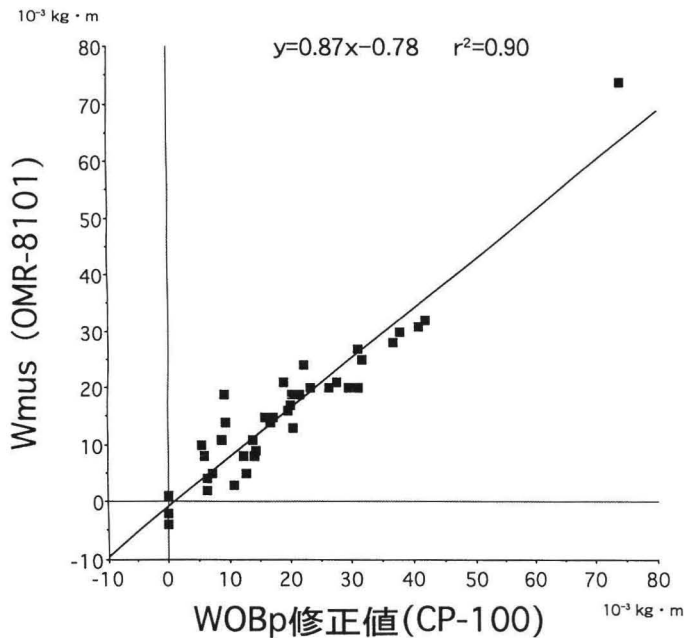


図4 呼吸筋仕事量の比較 (成人1例)

塞法によって確定した研究2のデータを示す。

まず図3はベンチレータが行う仕事量の比較で、こちらも回帰直線は

$$y = 1.11x - 0.67 \quad r^2 = 0.99$$

であり、両者の値はよく一致している。

図4の横軸(x)はCP-100の測定値から新たに計算し直した患者呼吸仕事量(WOBp修正値)、縦軸(y)はOMR-8101の表示した呼吸筋仕事量Wmusである。すると、回帰直線は

$$y = 0.87x - 0.78 \quad r^2 = 0.90$$

となった。すなわち、患者の呼吸筋が行う仕事量の評価に関しても、CP-100の修正データとOMR-8101は良い相関を示し、OMR-8101の方がやや低い値を示した。

ちなみに、研究2でのデータをもとにCP-100の表示したWOBpと新たに計算し直したWOBp修正値とを比較して見ると、図5に示す通り、

$$y = 1.13x + 9.93 \quad r^2 = 0.85$$

と両者の値はかなり食い違っている。

### 3. 考察

換気力学的な方法を用いた呼吸仕事量の理論の基本は1950年代にOtisらによって確立されてお

り<sup>5)</sup>、自発呼吸だけの場合に患者の呼吸筋が行う仕事量、あるいは自発呼吸が完全に消失した状態での人工呼吸器の行う仕事量については従来から測定が可能であった。しかし、現在行われている人工呼吸ではほとんどがPSVやSIMVをはじめとしたpartial ventilatory supportの状態である。このように患者の自発呼吸と人工呼吸器の両者が同時に動いている状態では、患者の呼吸筋がどれだけ働いているのかを知ることは困難であった。

これに対し、最近、換気力学的な方法でpartial ventilatory supportの状態でも患者の呼吸筋仕事量を測定することが可能になってきた。これが、BICORE社製CP-100プルモナリモニタおよび日本光電社製OMR-8101の2機種であり、両者は異なった理論に基づきながら同じ呼吸仕事量を測定している。

partial ventilatory supportの状態では、呼吸仕事量にはベンチレータ仕事量と患者の呼吸筋仕事量の2つがある。

まず、ベンチレータが行う呼吸仕事量を考えてみると、患者の自発呼吸の有無にかかわらず、吸気期間に気道内圧が陽圧になるのはすべてベンチ

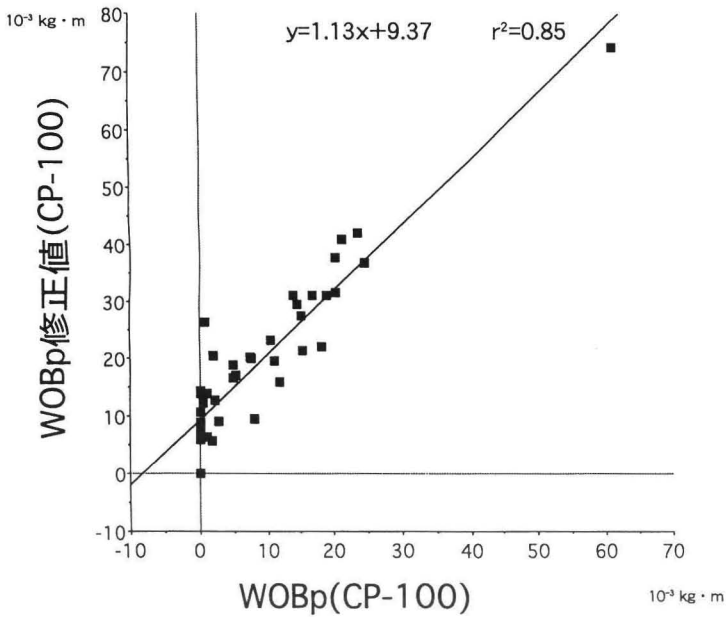


図 5 WOBp と WOBp 修正値の比較

レータによって行われる。したがっていずれの場合もベンチレータが患者の呼吸器系に対して行う仕事量は患者の口元で測定した気道内圧と換気量によって決定される。CP-100 と OMR-8101 のベンチレータ仕事量はそれぞれ次のように表されている。

$$WOB_v = \int (P_{aw} - P_{atm}) dv$$

$$W_{vent} = \int (P_{aw}) (dv/dt) dt$$

両者は結局同じ式になっており、ベンチレータが行う呼吸仕事量に関しては両者に理論上の差はない。実際、両モニターのベンチレータ仕事量を比較すると、図 1、図 3 のように両者はよく一致している。また、この結果は、CP-100、OMR-8101 とも患者の口元で測定した気道内圧、換気量は同一であると考えてほぼさしつかえないことを支持している。

次に患者の呼吸筋仕事量について、まず CP-100 を検討してみると、現時点 (Ver 1.6, 2.0) では測定論理上不備があると言わざるをえない。CP-100 では partial ventilatory support の状態における患者呼吸仕事量を Campbell のダイアグ

ラムを用いて測定している。CP-100 (Ver 2.0) の取り扱い説明書によれば、患者呼吸仕事量は

$$WOB_p = \int (P_{ee} - P_{es}) dV + V_p$$

$$\times V_p / 2 C_{cw}$$

$P_{ee}$  = end expiratory esophageal pressure

$P_{es}$  = esophageal pressure during

inspiration (※)

$dV$  = flow

$V_p$  = patient portion of tidal volume

$C_{cw}$  = chest wall compliance is assumed at 200 ml/cmH<sub>2</sub>O

である。(※) 取り扱い説明書には at the beginning of the breath とあるが、上記の誤りであると思われる。

図 6 で考えてみると、式の後半  $V_p \times V_p / 2 C_{cw}$  は三角形 ADE の面積である。すなわちここは換気仕事のうち患者の胸郭エラストランスによって消費される部分である。ここで問題となるのは、胸壁のコンプライアンス  $C_{cw}$  は患者によらず一律に定数 200 ml/cmH<sub>2</sub>O として決められていることである。しかし、これがどのような状態であっても常に成り立つわけではないので、患者

ごと、状態ごとに胸壁のコンプライアンスを測定すべきであると思われる。それには、あらかじめ患者の呼吸努力の全くない CMV の状態で食道内圧と換気量を測定することで求められる（しかしこの場合には、後述の Pmus の理論と同様、胸壁のコンプライアンスは呼吸筋が弛緩している時と、活動している時と同じ値をとることを仮定している）。このため、本研究では患者の胸壁のコンプライアンスカーブの傾きを求め、その値を用いて新たにダイアグラム上の面積を計算し直すという方法をとっている。実際、CP-100 の表示

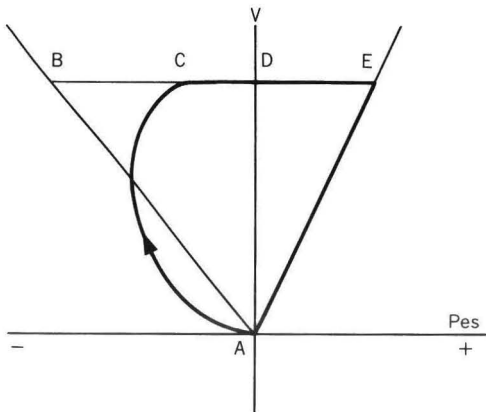


図 6 CP-100 による呼吸筋仕事量の計算

した WOBp とこの方法で計算し直した WOBp 修正値とを比較したグラフが図 5 であるが、両者の値は食い違っており、胸壁のコンプライアンスの確定が重要であることを示唆している。

一方、式の前半  $\int (P_{ee} - P_{es}) dV$  は図形 ACD

の面積を意味している。この面積を決定するのに重要なのは、横軸の胸腔内圧を測定することである。しかし、食道バルーンの位置によっては得られた食道内圧が胸腔内圧を正しく反映していないことがある<sup>6)</sup>。したがって、自発呼吸において気道閉塞法を用いて、測定される食道内圧と気道内圧が絶対値まで完全に一致していることを確かめておく必要がある<sup>7)</sup>。研究 2 ではこの方法を用いることによって、食道内圧と胸腔内圧の一致性を確認した。

以上述べた 2 点を改善することで、CP-100 は患者の呼吸筋仕事量を測定するための標準的な方法になると考えられる。

一方、山田らは、PSV を受けている患者とベンチレータとの相互作用を明らかにした<sup>3)</sup>。ここで示された換気モデルは PSV のみならずベンチレータと自発呼吸が同時に存在する呼吸補助の状

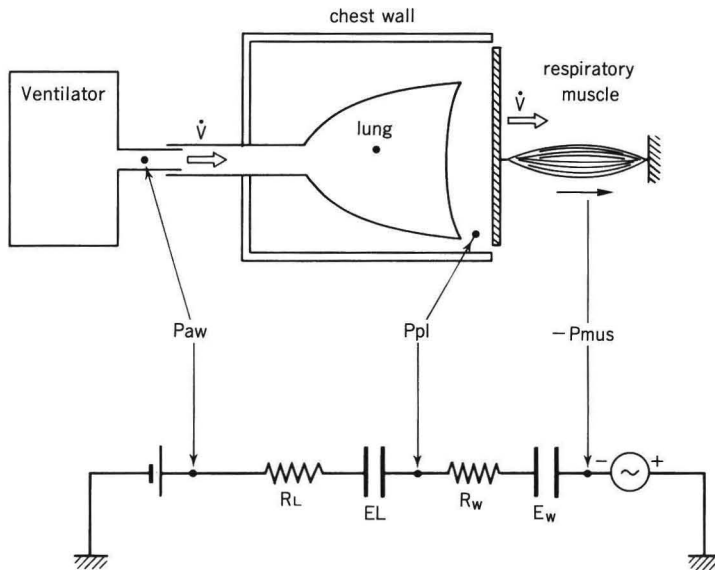


図 7 人工呼吸下の呼吸器系のシエーマ  
下段に等価電気回路を示す。

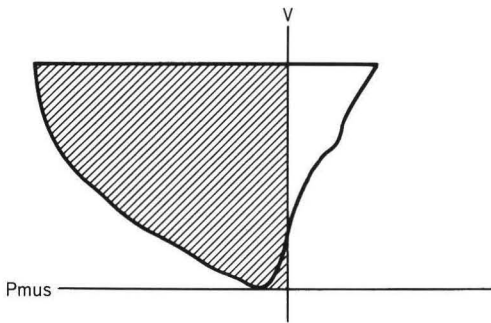


図 8 OMR-8101 による呼吸筋仕事量の計算

態に広く適用できる数学的モデルである。それによるとベンチレータ・肺胸郭系・呼吸筋の換気モデルは図 7 のようになる。図の下段はこのモデルの電気的等価回路であり、肺胸郭に対し、ベンチレータと呼吸筋が同時に働いていると考える。

呼吸筋が肺胸郭系を引っ張る力、すなわち呼吸筋発生圧を  $P_{mus}(t)$  とすると、このモデルによる運動方程式は次のように表される。

$$P_{ao}(t) - P_{mus}(t) = R_{rs} \cdot dv/dt + E_{rs} \cdot \Delta V$$

$P_{ao}(t)$  : 気道内圧 (= ベンチレータ発生圧)

$P_{mus}(t)$  : 呼吸筋発生圧

$R_{rs}$ ,  $E_{rs}$  : 肺胸郭系のレジスタンス,  
エラストランス

この式を変形すると

$$P_{mus}(t) = P_{ao}(t) - R_{rs} \cdot dv/dt - E_{rs} \cdot \Delta V$$

となり、 $P_{ao}(t)$ ,  $dv/dt$ ,  $\Delta V$  はいずれも口元で測定可能である。したがって、定数である  $R_{rs}$  と  $E_{rs}$  があらかじめわかっているならば、口元にセンサーを置き連続的に測定するだけで、本来知ることのできない呼吸筋発生圧  $P_{mus}(t)$  を連続的に求めることができる。

すると、呼吸筋仕事量は、仕事の定義に基づき、

$$\begin{aligned} W_{mus} &= \int P_{mus} dv \\ &= \int P_{mus} (dv/dt) dt \\ &= \int (P_{ao}(t) - R_{rs} \cdot dv/dt - E_{rs} \cdot \Delta V) \\ &\quad (dv/dt) dt \end{aligned}$$

として求めることができる。これは図 8 に示す斜

線部分の面積にあたる。

山田によるこの理論は、口元での二つのパラメーターの測定だけで呼吸筋圧ひいては呼吸筋仕事量が測定できることが特徴である。ただしこの理論を利用するにあたっては、 $R_{rs}$  と  $E_{rs}$  をあらかじめ定数として求めておかなければならない。具体的には吸気終末閉塞法を用い<sup>8)</sup>、患者の自発呼吸が完全に消失した状態（筋弛緩・過換気など）で定常流と吸気終末プラトーの調節呼吸を行って、得られた吸気気道内圧波形から  $R_{rs}$  と  $E_{rs}$  を決定する。本理論そのものが妥当であることは、動物実験を用いた研究ではすでに報告した<sup>4)</sup>。

両理論による 2 つのモニターを比較したのが図 2 であるが、これによると、OMR-8101 の示す値のほうがやや低くなっているが、 $W_{mus}$  (OMR-8101) と WOBp 修正値 (CP-100) の両者はばらつきはあるもののほぼ良く相関している。

この時点ではまだ CP-100 の食道内圧バルーン的位置確認が不十分であったため、これを確実にしたうえで再度測定を行った (図 4)。やはり回帰直線からみると  $W_{mus}$  (OMR-8101) の方がやや低めであるが、両者はほぼ相関があると考えてよいと思われる。すなわち、WOBp 修正値 (CP-100) を基準として考えると、 $W_{mus}$  (OMR-8101) はほぼ正しく呼吸筋仕事量を測定しているといえよう。

$W_{mus}$  (OMR-8101) の方がやや低めに数値がでることについては、いくつかの可能性が考えられる。OMR-8101 による  $W_{mus}$  の決定の過程には前述のように、レジスタンスとエラストランスを定数として扱っており、その定数が自発呼吸にもあてはまるという仮説を含んでいる。また、現時点では  $W_{mus}$  の理論には auto-PEEP が入っていない。これらが測定上の誤差を生んでいる可能性がある。しかし臨床的なモニターという点から考えてみると、換気力学の各測定値の精度には常に限界がある。丸川によれば換気量の測定値は、CP-100 では約 10%~20%、OMR-8101 の前モデルである OMR-7101 では約 6% の過大計測であったとされた<sup>9)</sup>。1 次情報にしてもこの程度の



誤差を含んでいるのであり、それらから得られる 2 次情報，3 次情報にある程度誤差があるのはやむを得ず，臨床に使用するモニターの値としてはこの  $W_{mus}$  と  $WOB_p$  の一致は十分妥当であると考えられる。

#### まとめ

胸壁のコンプライアンス  $C_{cw}$  を患者ごとに測定すること，食道内圧を正しく測定すること，の二つを実行することで，CP-100 は呼吸筋仕事量測定の標準的方法になると考えられた。これを用いて新しい呼吸筋仕事量モニター OMR-8101 を検討したところ，両者はほぼ良い相関を示した。これは  $P_{mus}$  の理論を用いて開発された呼吸筋仕事量モニター OMR-8101 が臨床的に妥当であることを示していると考えられた。

(1993.9.2 受)

#### 参考文献

- 1) Fiastro JF, Habib MP, Shon BY, et al : Comparison of standard weaning parameters and the mechanical work of breathing in mechanically ventilated patients. *Chest* 94 : 232-238, 1988
- 2) 島田康弘, Kacmarek RM ほか : 呼吸仕事量は機械的な換気補助のパラメータとなりえるか？人工呼吸 8(1) : 31-59, 1991
- 3) 山田芳嗣, 諏訪邦夫, 沼田克雄 : Pressure support ventilation の数理モデル—呼吸筋と人工呼吸器の Mechanical interaction の説明. 麻酔 40(9 号外) : S 607, 1991
- 4) 繁田正毅, 山田芳嗣ほか : Partial ventilatory support における呼吸筋活動性評価のための理論—その検証. 麻酔 41(9 号増) : S 568, 1992
- 5) Otis AB : The work of breathing. *Physiol Rev* 34 : 449-458, 1954
- 6) 山田芳嗣 : 機械呼吸中の呼吸機能モニタリングとその有用性—機械呼吸中の呼吸筋活動と食道内圧・呼吸筋圧について. 人工呼吸 9(2) : 134, 1992.
- 7) Baydur A, Behrakis P, Milic-Emili J, et al : A Simple Method of Assessing the Validity of the Esophageal Balloon Technique. *Am Rev Respir dis* 126 : 788-791, 1982
- 8) 天羽敬祐 : CLT Raw. 麻酔集中治療とモニタリング, 奥秋 晟, 池田和之, 豊岡秀訓編. pp 98-100, 東京, 克誠堂出版, 1989
- 9) 丸川征四郎, 尾崎孝平, 速水 弘ほか : CP-100 (BICORE) における換気量の測定精度に関する検討. 臨床モニター vol 3(臨時増刊) : 66, 1992.