

□呼吸管理の工夫□

慣用 $P_{0.1}$ 測定装置の試作について

—ME の立場より—

深 沢 伸 慈* 鈴 木 廣 美** 釘 宮 豊 城***

はじめに

呼吸管理のための指標のひとつに Whitelaw, Milic-Emili ら¹⁾により始められた airway occlusion pressure ($P_{0.1}$) がある。この方法は、安静換気中の呼気時に気道を閉鎖し、吸気開始直後の 0.1~0.2 秒間の直線的口腔内陰圧変化を計測することにより、呼吸中枢活動の指標に用いることを提唱したものである。その測定方法は、一方向のバルブを使用し、被検者に気づかれることなく吸気管を閉鎖し、そのときの口腔内陰圧を圧トランスジューサでモニターし連続記録するものである。この測定方法は非常にシンプルなものであるが、実際行おうとすると呼気終末の認識、閉鎖方法、閉鎖のタイミング、口腔内圧計測など各種装置、モニターが必要であり、非常に時間と手間のかかる検査である。最近ではマイクロプロセッサなどの発達により、閉鎖弁の動き、波形解析などをコンピュータ管理とし、ウィーニングの指標²⁾⁻⁵⁾のひとつとして人工呼吸器に、また換気応答・循環応答検査機器の検査項目⁶⁾⁻⁸⁾の一つとしても搭載され、一般的になりつつある。しかし、それらの $P_{0.1}$ 測定機能搭載機器は、その目的から大型なものが多く、状況によっては特に病室などでは測定が行えない場合も多々ある。そこで今回、著者らは、測定項目を $P_{0.1}$ に絞り口腔閉鎖内圧法 (mouth occlusion pressure) により慣用性と機動性に重点をおいた、小型軽量で口元、Y ピースに装着可能な $P_{0.1}$ 測定装置を試作した。その製作状況および測定された波形データについて報告する。

1. 測定装置

a) 閉鎖弁の条件について

従来の方法は、一方弁と組み合わせた電磁弁⁸⁾⁹⁾の使用が多いようである。電磁弁の場合、口径が大きくなると開閉音や振動が大きくなる可能性があり、また測定装置自体が大型となり今回の目的上適しているとは思われなかった。著者らは 1994 年にポリウレタン製の小児用食道内圧バルーン (内径 9 mm, 容量 0.8 ml) を使用した閉鎖弁を試作した¹⁰⁾ (図 1)。このバルーンは完全に広がり閉塞するのに約 50 mmHg の圧力が必要であり、また死腔を極力少なくするために小児用人工呼吸回路の Y ピースを加工し、死腔容量を約 35 ml とした。さらに呼吸抵抗を軽減するためにバルーン 4 個を並列使用したもので、人工呼吸器回路に取り付け可能にしたものである。この閉鎖弁の閉鎖方法は、呼吸曲線を見ながら手動により行った。しかし、閉鎖のタイミングや閉鎖時間など多少の慣れが必要であり、また閉鎖音は小さいが、バルーンを膨らます装置の複雑化あるいは膨らませたときに生ずる口腔内圧への影響などの問

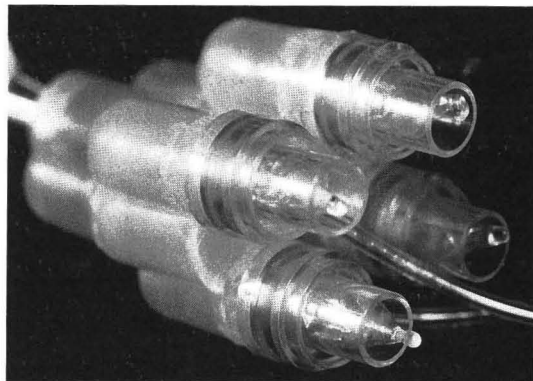


図 1 小児用食道内圧バルーン 4 個を使用した閉鎖弁

* 順天堂大学医学部附属順天堂医院吸入療法室

** (同)臨床工学室

*** (同)麻酔科

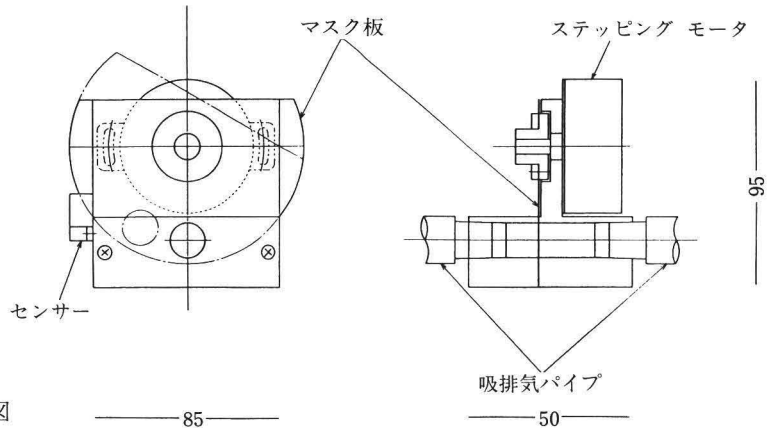


図2 気道シャッター設計図

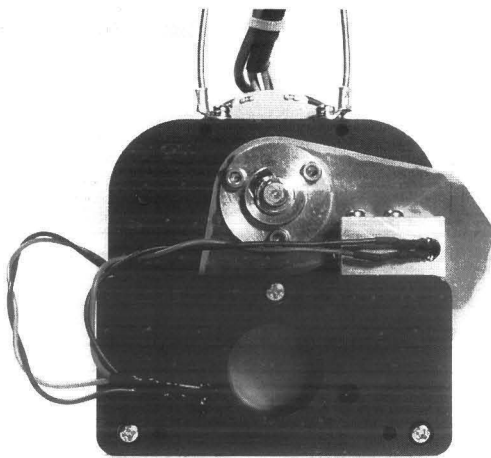


図3 気道シャッター（閉鎖弁）正面

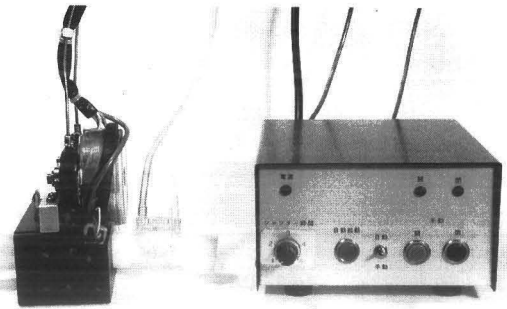


図4 気道シャッターとコントローラ

題が残った。そこで今回、閉鎖弁を試作するうえで次のような条件を満たすものとした。

- ① 小型，軽量である。
- ② 自動で開閉する。
- ③ 閉鎖時間が可変である。
- ④ 弁の作動が呼吸流速に負けない。
- ⑤ 呼吸抵抗が十分に小さい。
- ⑥ 開閉音が可能な限り小さい。
- ⑦ 開閉速度が十分に速い。
- ⑧ 分解洗浄，滅菌消毒が可能である。

b) 閉鎖弁試作について

上記の条件を満たすものとして、閉鎖部にはパルスモータ駆動による一方向閉鎖型のシャッター（閉鎖弁）を考えた。パルスモータは小型，軽量で、トルクが大きく、シャッター（閉鎖弁）の開閉

時間は計測に影響を及ぼさない速度をもっており、また測定上重要であるシャッターの開閉音を極力小さく抑えることができるなどの利点があるためである。弁全体は軽量を考えアルミニウムを削りだし、気道径は気道抵抗を考え22mmとした。シャッター（閉鎖弁）はステンレス製の半扇型とし、動作角は気道径22mmの穴を塞ぐために必要な回転角で30度とした。この本体中心付近にパルスモータを固定しシャッター（閉鎖弁）を取り付けた（図2）。その結果、この弁は性状からみて気道シャッターとなった（図3）。重量は約800gである。この気道シャッターは開閉時間などを制御するコントローラに接続される（図4）。また、シャッター閉鎖時間に関しては、無意識に呼吸を行っているとき、突然気道を閉鎖された場合、この閉鎖を感知し意識的にさらに強く吸気努力を行うまでには吸気開始時より約0.25秒以上必要とする¹⁾。そこで意識に左右されないことから0.01, 0.05, 0.1, 0.2の各秒の自動とし、吸気

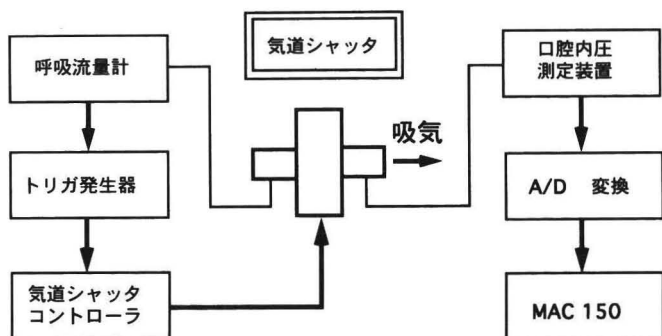


図 5 測定回路図

直前に閉鎖する方法と任意設定のできる手動とした。コントローラの動作は測定開始の認識信号で行うものとした。

c) 測定開始のポイント

測定開始のポイント設定は非常に重要な課題である。一例として $P_{0.1}$ 測定機能搭載型人工呼吸器の場合、自発呼吸時の検査なので換気モードが自動的に持続気道陽圧となり、1呼吸後、呼気吸気弁を閉じ呼気フローセンサで回路が閉鎖されたことを検出、ベースライン圧を基準として気道内圧トランスジューサで $P_{0.1}$ 測定を行う¹¹⁾¹²⁾。計測方法は機種により異なっている。このように人工呼吸器ではフローセンサで測定開始を認識させ、圧トランスジューサで口腔内陰圧の計測を行っている。以上のことを参考とし、以下の方法を行った。

(1) 口腔内圧をトリガとした場合

$P_{0.1}$ 測定機能を持つ人工呼吸器“エビタ”のトリガ感度は通常 -0.5 mbar ¹¹⁾¹²⁾ であることから、著者らはこれよりもゼロに近いところにレベルを設定した。しかし、通常の呼吸での内圧は被検者によりかなり違い、基準値まで達しないことがある。また、 $0.3 \text{ cmH}_2\text{O}$ に相当するノイズにより識別が困難となり、誤動作を起こす可能性もある。人工呼吸器装着時の自発呼吸においては、持続的気道陽圧により口腔内圧が設定値に達しないこともある。したがって、口腔内圧によるトリガ感度の設定は困難であった。

(2) 呼吸流速をトリガとした場合

呼吸における吸気終末時の流速ゼロの時点より吸気相に移行するまでの時間には個人差がある。そこで、著者らは流速をゼロよりやや流量の発生

した点、すなわち吸気流速が 50 ml/sec になったときにトリガを発生させることで測定の認識とした。呼吸流速計はフライッシュ型ニューモタコグラフを使用したので、ノイズの影響も少なく呼吸相移行時に確実に気道シャッターを動作させることができた。吸気流速はキャリブレーションアナライザ RT-200 にて流速を確認して較正した。また、今回の方法ではトリガレベルの設定を任意に変えられる機能により、ある値で認識トリガを発生させるよう設定できるものとした。

d) 測定方法

本装置での測定は次に示すとおりである。口元のマウスピースに口腔内圧測定ポートを接続、続いて気道シャッター、ニューモタコグラフによる流量測定ポートの順に接続したデッドスペースは約 10 ml である。

計測は次の順序で行われる (図 5)。

- ① 吸気流速が 50 ml/sec となる点を認識する。
- ② 測定スイッチにより任意の 1 回の測定パルスを発生させる。
- ③ そのパルスを気道シャッターコントローラへ送る。
- ④ コントローラから弁へ動作命令が出る。
- ⑤ 測定に必要な時間だけ気道を閉塞する。
- ⑥ 閉塞時の気道内圧を求める。
- ⑦ 気道内圧を A/D 変換後コンピュータにて解析する。

口腔内圧測定のための増幅器の周波数特性は 10 Hz である。日本光電社製ポリグラフ RM-6000 での周波数特性は 15 Hz であった。呼吸回数は正常人で毎分 15 回、新生児では 60 回にもな

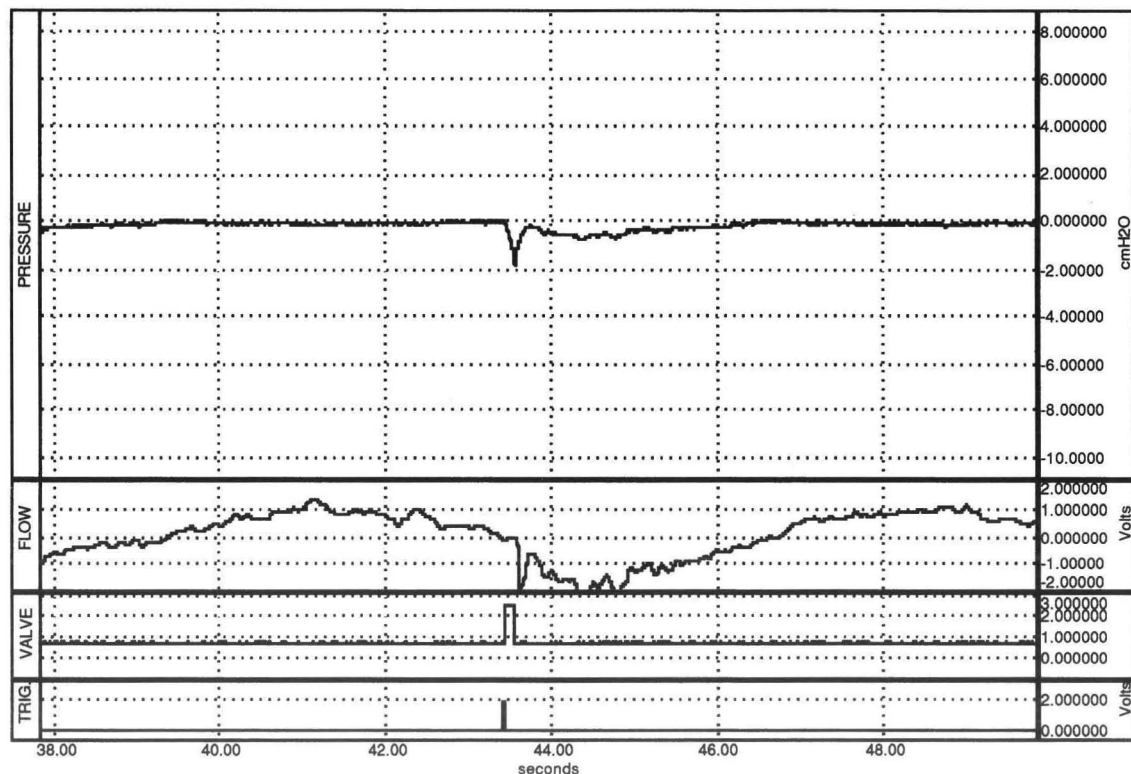


図 6 口腔内圧波形データ

上段より口腔内圧 (PRESSURE), 呼吸波形 (FLOW), シャッター閉鎖時間 (VALVE), 測定開始トリガ (TRIG)

る。これを周波数として表わすと、 $1 \sim 0.06$ Hz となる。したがって、測定における 0.1 秒での増幅周波数 10 Hz は十分すぎる帯域であると考えた。

e) 解析ソフト

今回、解析に使用したコンピュータはマッキントッシュ (パワーブック 150, メモリ 20 MB), ソフトは無調整で A/D 変換のできるバイオパックシステム社製分析ソフト“アクノリッジ”を使用した。アクノリッジでのデータの取り込みは、サンプリング周波数を 250 Hz とした場合、1 チャンネルあたり 2 バイトで行われる。したがって、1 秒間で 500 バイト、1 分間では 30 k バイトとなる。今回の測定の場合の口腔内圧、呼吸流速、弁閉鎖トリガおよびバルブ閉鎖時間の 4 チャンネル波形では、1 分間あたり 120 k バイトである。1 枚のフロッピーディスク (2 HD) で約 10 分間の測定が記録できる。測定時間がそれ以上に

なったときはデータを整理して不要な部分を捨て、重要な部分のみをフロッピーディスクに入れることも可能である。コンピュータで解析する情報は呼吸波形 ($P_{0.1}$ 測定波形) で、流速 (呼吸曲線)、気道シャッターの動作状況およびトリガパルス波形は時間軸の参考とした。気道シャッターの動作状況は、閉塞時間内における呼吸波形をポリグラフに記録しながら波形を確認、測定を行ったが、実際上では A/D 変換したコンピュータ波形で十分であった。したがって、当初は測定された波形は熱書きレコーダおよびフロッピーディスクに記録していたが、熱書きレコーダでの記録は中止した。

f) 波形計測について

従来の方法はレコーダに記録したものを定規などを使用し計測を行った。しかし、現在はコンピュータを使用することにより、そのデータはより正確な再現性のあるものとなっている。人工呼

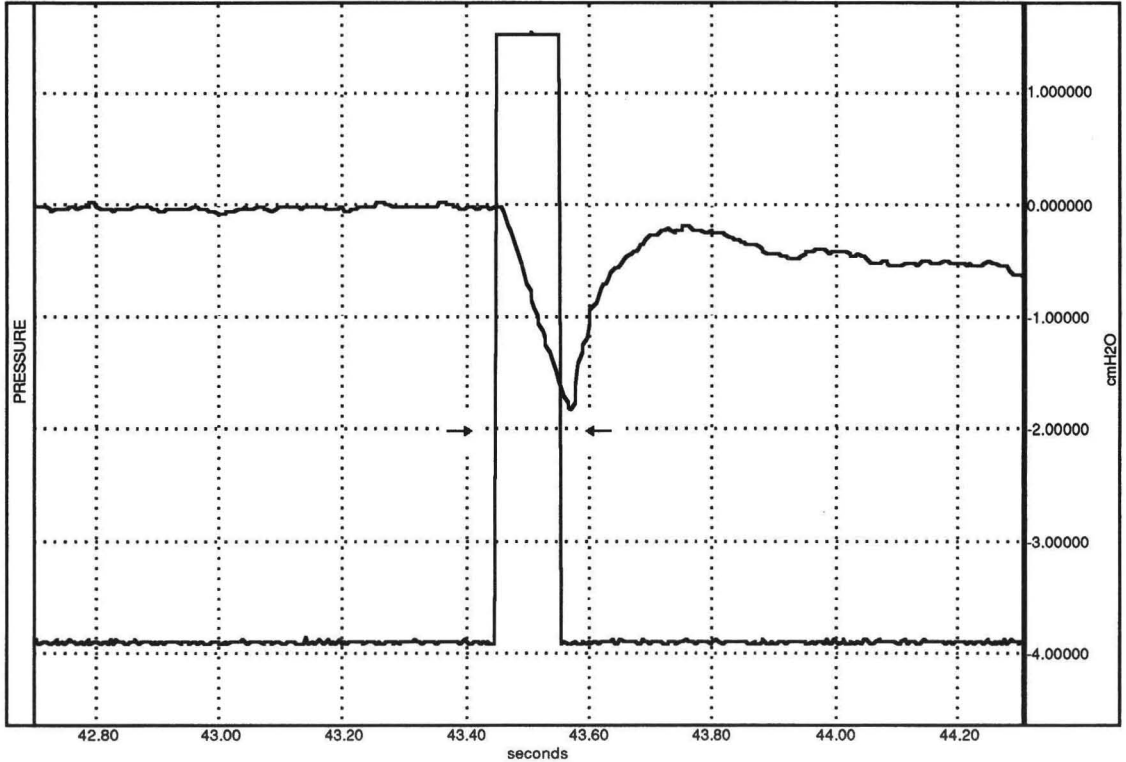


図 7 シャッタ閉鎖時間による $P_{0.1}$ 計測法

吸器の場合は現在 2 メーカー 3 機種に $P_{0.1}$ 測定機能が搭載されている。“アダルトスター”の場合は 20 msec ごとに連続して気道内圧の測定を行いベースライン圧（持続気道陽圧）を基準として、吸気努力による陰圧の発生した瞬間から測定を開始し、5つのウィンドウすなわち 100 msec 経過時の陰圧を測定している。また、“エビタ”の場合は、ベースライン圧（持続気道陽圧）を基準として、 -0.5 mbar になったときを吸気開始時点とし 100 msec 経過時の陰圧を計測している¹²⁾¹³⁾。このようにベースライン圧よりの計測開始ポイントを決めるのは非常に難しく、方法としてはベースライン圧のゼロクロスをとる方法、計測時のベースライン圧平均を求める方法、“エビタ”のような方法などがある。しかし、今回著者らは各シャッタ閉鎖時間が正確であるため、閉鎖されてから開くまでのシャッタ時間で計測を行った。

2. 実際の $P_{0.1}$ 検査方法

測定は、健常者 20 人を対象とし行った。被検者を椅子に座らせ気道シャッタのマウスピースをくわえ、ノーズクリップ装着後に安静呼吸をさせた。測定は 10~20 分後から開始し、1 人に 30~45 分の時間をかけ 5~10 回の検査を行った。閉鎖時間は 0.01, 0.05, 0.1, 0.2 の各秒とした。測定波形は上段より口腔内圧 (PRESSURE)、呼吸曲線 (FLOW)、シャッタ閉鎖時間 (VALVE)、測定開始トリガ (TRIG) とし (図 6)、各波形を拡大しシャッタ閉鎖時間より口腔内圧の計測を行った (図 7)。

3. 測定結果

健常者 20 名の $P_{0.1}$ 値は、気道シャッタ閉鎖時間、0.1, 0.2 秒で -1 cmH₂O 以下となった (表)。また、口腔内圧波形は閉鎖時間 0.1, 0.2 秒できわめてよい直線性を示した (図 8)。しかし、直線性を示さないものも多々あることが判明

表 測定結果

閉鎖時間 (sec)	$P_{0.1}$ (cmH ₂ O)	微分値 (cmH ₂ O/sec)
0.01	-2.25 ± 0.10	-26.4 ± 13.6
0.05	-1.33 ± 0.46	-41.9 ± 8.3
0.1	-0.97 ± 0.63	-23.7 ± 11.5
0.2	-0.64 ± 0.84	-36.9 ± 19.5

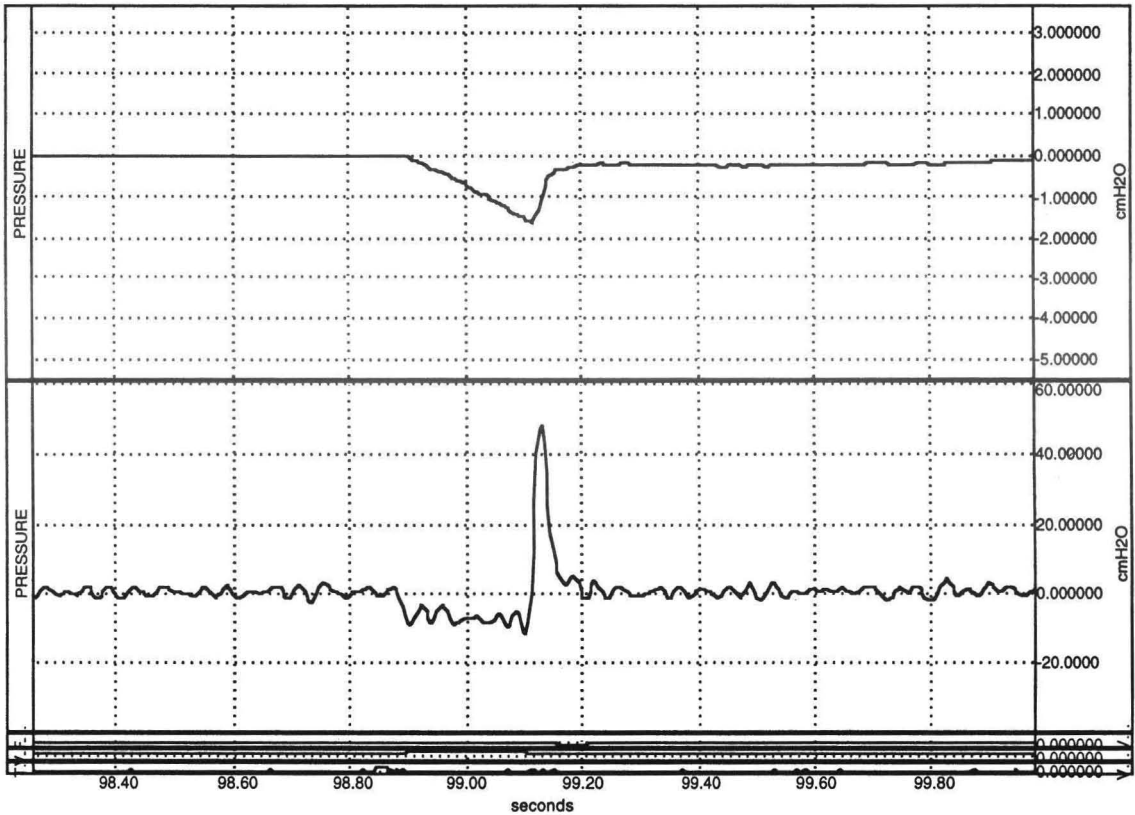


図 8 直線性を示す $P_{0.1}$ 波形とその微分波形

した。これらについては、その波形を微分して直線性の確認を行った。その結果、シャッター閉鎖速度が速いほど微分値が大きくなるものとなり、そのほとんどが閉鎖直後にピークが現われることが分かった (図9)。

4. 考 察

今回の $P_{0.1}$ 測定装置試作において問題となった点は以下の3点であった。

- ① 閉鎖弁とその駆動方法。

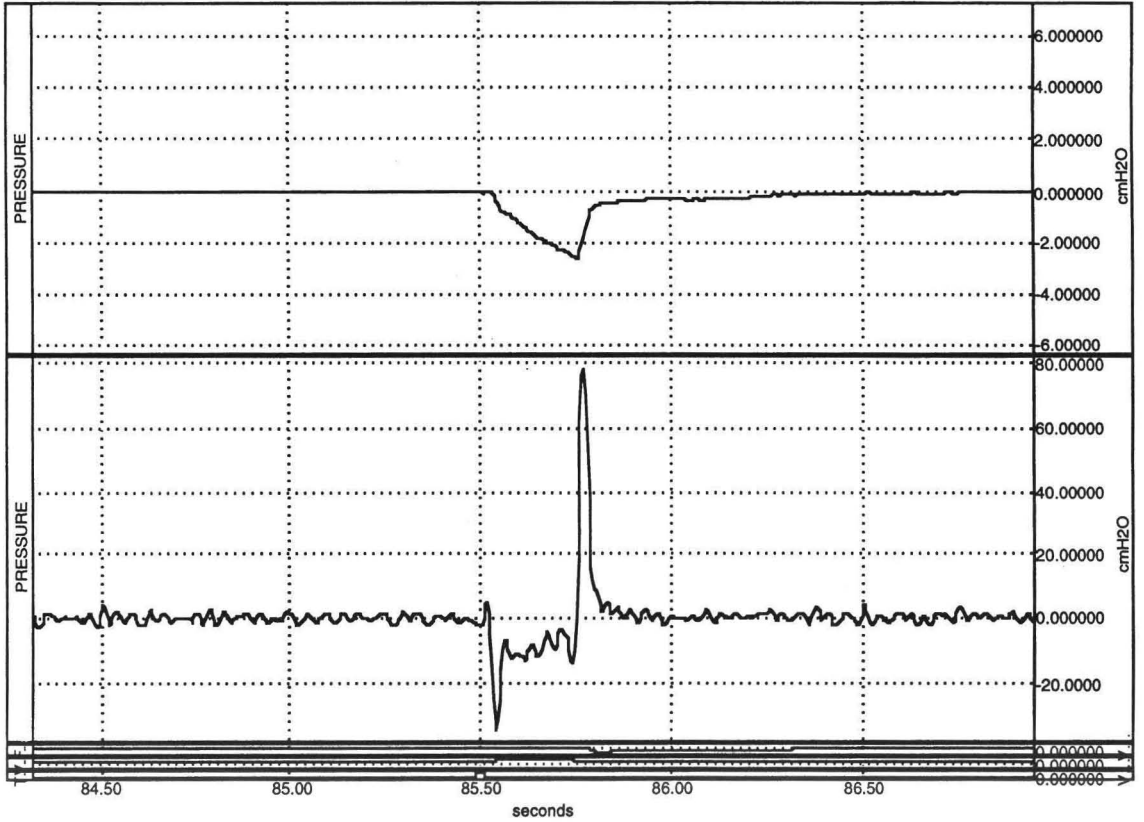


図 9 非直線性を示す P_{0.1} 波形とその微分波形

② 吸気直前に自動的に気道を閉鎖する方法。

③ 計測時のベースライン圧から陰圧になる部分をいかに正確に取るか。

閉鎖方法は、先にも述べたように、電磁弁、バルーンなどの場合もある。今回のパルスモータによるシャッター方式では、シャッター閉鎖時の閉鎖音も小さく、閉鎖弁を単体のものとし独立させたことにより機動性に優れ、狭い病室でも P_{0.1} の測定が容易にできるもので、臨床上好評を得ている。測定はボタンを押すだけで可能であるため、測定に要する技術的な問題もとくにない。また、閉鎖弁全体の大きさも今回は 800 g であったが、試作の段階でパルスモータと気道径に支障がないかぎり小さくすることができ、より機動性が出てくるものと思われる。今後の課題は閉鎖弁の閉鎖方式であると思われる。吸気開始直後の口腔内陰圧波形の直線性を確認する意味で行った測定波形の微分波形であるが、直線的な波形を示したとは

いえない傾きを示したものもあった。このことは、閉鎖弁が閉鎖する瞬間、流速が速くなるので、測定波形への影響が出ているものと考えられる。閉鎖方式にも一方向型、左右型、絞り込み型などいろいろな方法があるが、より影響の少ないものを選択すべきであると考え。また、微分波形については、変化点判別の認識はもとより、閉鎖時の吸気速度を求めることができる。したがって、微分値 $dp(0.1)/dt^{13}$ の最大値は吸気出力の最大値と考えられ、総合的な吸気出力の指標として今後解析を進めていきたいと考えている。閉鎖タイミングのポイントであるが、当初フライッシュ型ニューモタコグラフにて流速がゼロになった時点をトリガとして弁を作動させた。しかし、流速がゼロとなった時点から吸気に移るまでの時間には個人差が関与するため、正確でないことが分かった。そこで気道内圧による方法に切り替え、なるべくゼロに近い陰圧を求めるようにした

が、かなり難しく、結果として基準となる気道内圧が $-0.4 \text{ cmH}_2\text{O}$ となった時点トリガの発生とした。しかし、ノイズの影響により識別が困難となり誤作動を起こす可能性があることが分かり、結局、先に述べた流速による方法となった。また、測定パルス発生から閉鎖弁の動作まで約60 msecの時間がかかる。したがって、この測定に必要な吸気直後の100 msecについて考えると、多少の遅れが出てしまうこととなった。計測時間、閉鎖時間が決められているので気道シャッタが閉鎖されてから開くまでの間とした。それは、シャッタ閉鎖時間がきわめて正確であったため、シャッタ閉鎖時間から正確に $P_{0.1}$ を計測することができたためである。

また、 $P_{0.1}$ 値をウィーニングの指標とする場合、 $P_{0.1}$ 測定装置を搭載している人工呼吸器は呼吸回路コンプライアンスなどを含めた値となるが、今回の装置では気道シャッタを患者の口元に装着するので計測に及ぼす影響は少なくなると考えられ、今後、比較検討の対象と考えられる。

まとめ

airway occlusion pressure ($P_{0.1}$)の測定は、マイクロプロセッサを使用し、これにより閉鎖バルブを制御し、そのデータをA/D変換しコンピュータに取り込み波形を解析する方向にある。今回、著者らが試作した気道シャッタによる $P_{0.1}$ 測定装置は小型、軽量で機動性の優れたものであり、今後の臨床測定に期待できるものであった。また、測定開始などの認識については、いくつかの条件が満足されたときに測定を開始するのが理想的方法であると思われる。しかし、この方法では多くのセンサが必要となり、装置が大型になってしまう。どの時点で妥協できるか、小型となりうるかも大きな問題である。今回、著者らが選んだ閉鎖弁、測定開始ポイントは、いかにシンプルに測定できるかを最重点課題とした結果である。

参考文献

- 1) Whitelaw WA, Derenne J-P and Milic-Emili J : Occlusion pressure as a measure of respiratory center output in conscious man. *Respir Physiol* 23 : 181-199, 1975
- 2) Sassoon CSH, Te TT, Mahutte CK, et al : Airway occlusion pressure. An important indicator for successful weaning in patient with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 135 : 107-113, 1987
- 3) 岡本和文, 緒方健一, 黒瀬満朗ほか : ウィーニングの指標としての $P_{0.1}$. *呼と循* 40 : 565-571, 1992
- 4) 堂籠 博, 山田晴彦, 宮脇武徳ほか : ウィーニング時の $P_{0.1}$ 測定の一工夫. *人工呼吸* 12 : 46-49, 1995
- 5) Montgomery AB, Holle RHO, Neagley SR, et al : Prediction of successful ventilator weaning using airway occlusion pressure and hypercapnic challenge. *Chest* 91 : 496-499, 1987
- 6) Lopata M, Fata JLA, Evanich MJ, et al : Effects of flow-resistive loading on mouth occlusion pressure during CO_2 rebreathing. *Am Rev Respir Dis* 115 : 73-81, 1977
- 7) Doblar DD, Muldoon SM, Abbrecht PH, et al : Epidural morphine following epidural local anesthesia : Effect on ventilatory and airway occlusion pressure responses to CO_2 . *Anesthesiology* 55 : 423-428, 1981
- 8) 吉川隆志, 山本宏司, 西村正治ほか : 換気応答自動測定による、健常者および慢性肺気腫患者の呼吸調節機構の解析. *日本胸部疾患学会誌* 20 : 531-539, 1982
- 9) 玉谷青史 : $P_{0.1}$. *呼吸* 3 : 763-769, 1984
- 10) 深澤伸慈, 鈴木廣美 : $P_{0.1}$ 測定の実験的一考察. *人工呼吸* 11 : 210, 1994
- 11) 深澤伸慈, 鈴木廣美 : $P_{0.1}$ 測定機能を搭載したベンチレータの検討. *人工呼吸* 10 : 198, 1993
- 12) 西山 毅, 相沢 朗, 大越裕幸ほか : Digital Oscilloscopeを用いた2機種ベンチレータの考察. *人工呼吸* 12 : 229, 1995
- 13) Burki NK : The effects of changes in function residual capacity with posture on mouth occlusion pressure and ventilatory pattern. *Am Rev Respir Dis* 116 : 895-900, 1977