

0427

パーセント表示型鼻腔通気度計の試作

(課題番号：63870068)

平成2年度科学研究費補助金
(試験研究B)研究成果報告書



平成3年3月

研究代表者 海野 徳 二
(旭川医科大学耳鼻咽喉科)

研 究 組 織

研究代表者 海 野 徳 二（旭川医科大学耳鼻咽喉科）
研究分担者 内 藤 義 弘（旭川医科大学耳鼻咽喉科）
研究分担者 平 野 道 之（日本光電工業株式会社 生体計測事業部）
研究分担者 松 木 英 幹（リオン株式会社 聴能技術部）

研 究 経 費

昭和63年度	2, 6 0 0 千円
平成1年度	4 0 0 千円
平成2年度	4 0 0 千円
計	3, 4 0 0 千円

研 究 発 表

(1) 学 会 誌

- 1) 内藤義弘、白戸 勝：鼻腔通気度の比率表示法 —その正当性と正常範囲—. 日耳鼻会報92 (11) 1884—1894、1989
- 2) 海野徳二：鼻腔通気度測定法の最近の進歩.
北海道医学雑誌64 (3) 219—222、1989
- 3) 海野徳二：パーセント表示型鼻腔通気度計.
病態生理10 (4) 掲載予定

(2) 口頭発表

- 1) 内藤義弘、海野徳二、白戸 勝、畑山尚生：基準点を必要としない鼻腔通気度測定法の試み．第89回日耳鼻総会 1988年5月27日
- 2) Naitoh, Y. & Unno, T. : Numerical expression of nasal resistance regardless of reference point.
12th ERS and 7th ISIAN June 20, 1988
- 3) Unno, T. & Naitoh, Y. : A simple method to express nasal patency.
12th ERS and 7th ISIAN June 21, 1988
- 4) 内藤義弘、今田正信、白戸 勝、海野徳二：新しい鼻腔通気度表現法による正常者の分析．第158回日耳鼻北海道地方部会 1988年9月18日
- 5) 今田正信、内藤義弘、白戸 勝、海野徳二：パーセント表示法による鼻腔通気度変動の観察．第27回日本鼻科学会 1988年9月23日
- 6) 海野徳二：鼻腔通気度測定法の最近の進歩．
第68回北海道医学会総会 1988年9月25日
- 7) Unno, T. Tanida, M. Naitoh, Y. Shirato, M. : Percent expression of rhinomanometric results in nasal provocation test.
8th ISIAN June 12, 1989
- 8) 海野徳二、白戸 勝、内藤義弘、谷田光弘：パーセント表示型鼻腔通気度計の試作．第28回日本鼻科学会 1989年10月21日

鼻の主症状の一つに鼻閉がある。鼻閉を訴える患者は多く、病態も多彩であるが、いわゆる鼻閉感と鼻腔の通気性とは必ずしも一致するとは限らない。呼吸困難とは患者の自覚的な訴えであり、呼吸に際しての苦痛、努力感、不充足感などと同じように、鼻閉感も満足感の得られない鼻呼吸と解釈できるかも知れない。しかしながら、呼吸困難の多くが気道の換気障害を伴うように、鼻閉感の多くにも鼻腔或はその周辺に起因する換気障害が存在するものである。その起こり方が持続性、一過性、交代性、突発性であるかも考慮に入れて、適切に行われる鼻閉に対する検査は、鼻呼吸障害に対する検査であり、呼吸機能検査の一つに位置づけることができる。この検査方法は鼻腔通気度検査という。多くの方法が考案され用いられて来たが、測定方法の統一化が進められ、その中心として活躍して来たのが国際的、国内的鼻腔通気度測定標準化委員会である。日本では1988年に日本工業規格が制定され（JIS 1171）、鼻腔通気度計の性能や構造が詳細に記載されている。従来経過からも使用頻度からも、自発呼吸下の、鼻腔抵抗を用いて通気度を表現することが適切であるとの結論には達したが、抵抗を算出する基準点については、意見が一致していないのが実状である。その結果、市販の通気度計には種々の点での測定値を並記しなくてはならなくなった。これは、実地使用時の煩雑さ、評価の困難さを引き起こし、通気度測定法普及の問題点になっている。パーセント表示型鼻腔通気度計は、この問題を解決するために試作されたものである。しかも、標準化委員会での決定やJISの規格にも合致することを考慮し、かつ、測定器の価格も現在市販されている機種程度に抑える努力もした。

既発表論文と重複する点もあるが、それは目的や計算の基礎となっている理論を明らかにし、誤解を避けるためであり、敢えてその部分も含めて報告書を作成した。

I 鼻腔通気度測定に適用した流体力学の理論

流体力学の理論を完全に理解することは、我々にとっては不可能に近いし、また、それを理解した上で実際の測定方法に当てはめたとしても、煩雑さを増すばかりで実用的ではない。そうかと言って全く無視したのでは科学的な裏づけを欠くことになる。また、ある特定の部分のみの流体力学を強調したのでは全体の調和がなくなる。現在我々は、いくつかの理論に則ってはいるが、省略している点もある。この区別を明らかにしておくことは重要である。

1. 連続の方程式とベルヌイの定理

気体や液体のような流体が運動する時、速度には変化はなく（定常流）、圧縮は起こらず、従って密度の変化もなく（非圧縮性）、流れと平行の力は作用

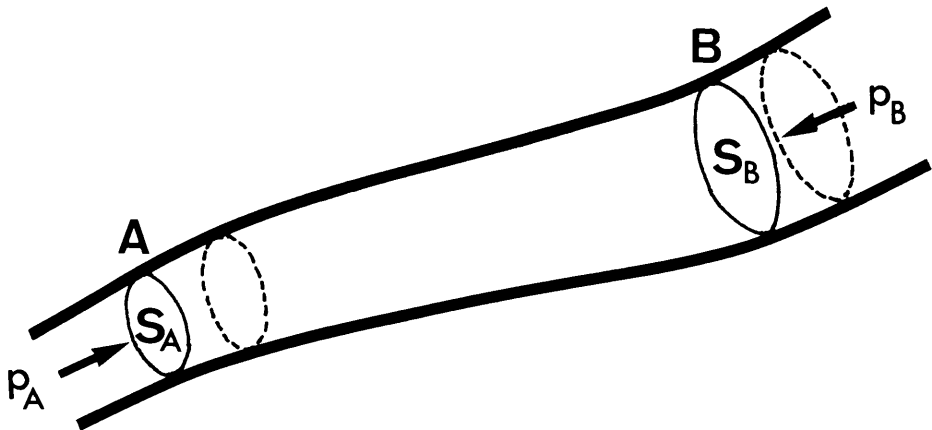


図1 定常流、非圧縮性、非粘性の流管

しない（非粘性）の流管を仮定する。図1に示した断面 S_A に、流速 v_A で流入する質量は、断面 S_B から流速 v_B で流出する質量に等しい。密度を ρ で示すと次の式が得られる。

$$\rho S_A v_A dt = \rho S_B v_B dt$$

$$\therefore S_A v_A = S_B v_B$$

S_A , S_B は任意の断面であるから、一般的には $Sv = \text{一定}$ ということになり、これを連続の方程式という。鼻腔通気度測定の場合に、吸気・呼気によって鼻腔内や計測器内では圧縮も起こり、厳密な意味では鼻腔前後で流入・流出する質量は異なるが、連続の方程式が成立することになっている。

図1で運動エネルギーの増加分は、断面A, Bでの力を p_A , p_B とし、A, Bの落差を h とすれば次のようになる。

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2}(\rho S_B v_B dt)v_B^2 - \frac{1}{2}(\rho S_A v_A dt)v_A^2 \\ & = p_A S_A v_A dt - p_B S_B v_B dt - \rho S_A v_A dt gh \end{aligned}$$

連続の方程式に従って整理し、任意の2点について一般式に書き換えると、

$$\frac{1}{2}v^2 + gh + \frac{p}{\rho} = \text{一定}$$

となる。これをベルヌーイの定理という。鼻腔通気度測定では、測定する2点は同一水平面にあると考えることができるから、落差と重力を除いて

$$\frac{1}{2}\rho v^2 + p = \text{一定}$$

と表すことができる。第1項は流れの力によって生ずるから動圧と呼び、第2項を静圧という。鼻腔通過前後での圧差を測定する際には、動圧の影響を加味すると複雑になるので、2点間の静圧の差で計測する。

2. ポアズイユの法則

ベルヌーイの定理では粘性は存在せず、流管の平行方向には力は作用しないと考えたが、管腔を粘性ある流体が通過する際には、管壁と流体との間にも、流体分子間にも平行な力が作用し合う。図2はこの状態を示したもので、管壁での流速は0であり、管腔の中心軸で最大となる。中心軸での流速を V_{\max} 、軸からの距離を d で示し、その部位での流速を $v(d)$ 、管の半径を r とすると、

$$v(d) = V_{\max} \left(1 - \frac{d^2}{r^2} \right)$$

で示される放物線の形になるのが粘性のある流体の流れである。

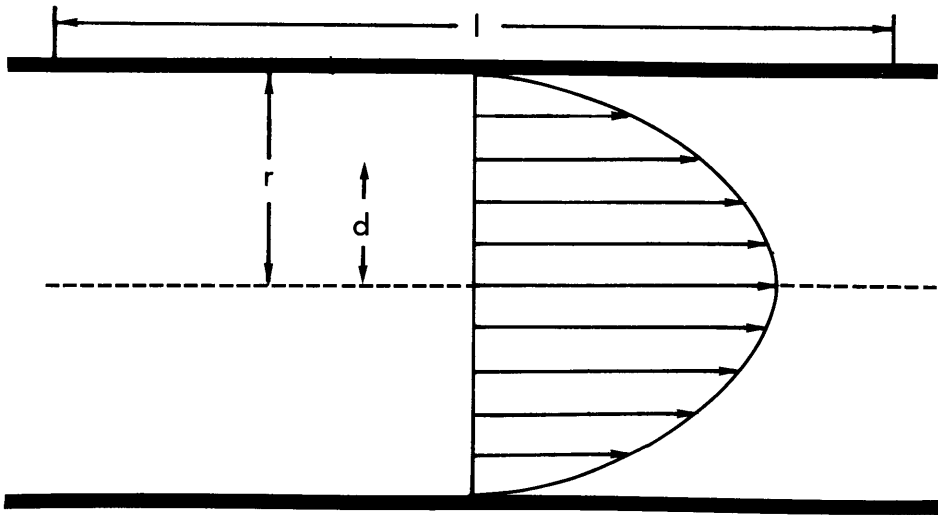


図2 粘性のある流体の流れ

半径 r 、長さ l の円柱管を流体が流れる時、単位時間に流れる全流量 V は、

$$V = \frac{\pi \Delta P}{8 \ell \eta} r^4 \quad \text{または} \quad \Delta P = \frac{8 \ell V \eta}{\pi r^4}$$

で表される。 ΔP は長さ l の間の圧差、 η は粘性を示す。これをポアズイユの法則と呼び、粘性ある流体が層流で流れる際の基本式である。つまり、2点間の圧差 ΔP は、管の断面積の2乗に反比例し、長さ、粘性、流量に比例している。鼻腔通気度測定時に流速を用いず、単位時間に流れる量（流量）を用いるのは、この法則に基づいているからである。

3. 層流と乱流

ポアズイユの法則では、前述したように圧差と流量との関係は一次式で示され、このような流れは層流と呼ばれる。しかし、流量が或る値を越えると圧差は流量のほぼ2乗に比例して増加するようになり、渦を含む不規則な流れに変化し、このような流れを乱流と呼ぶ。図3はこの関係を示したものである。平

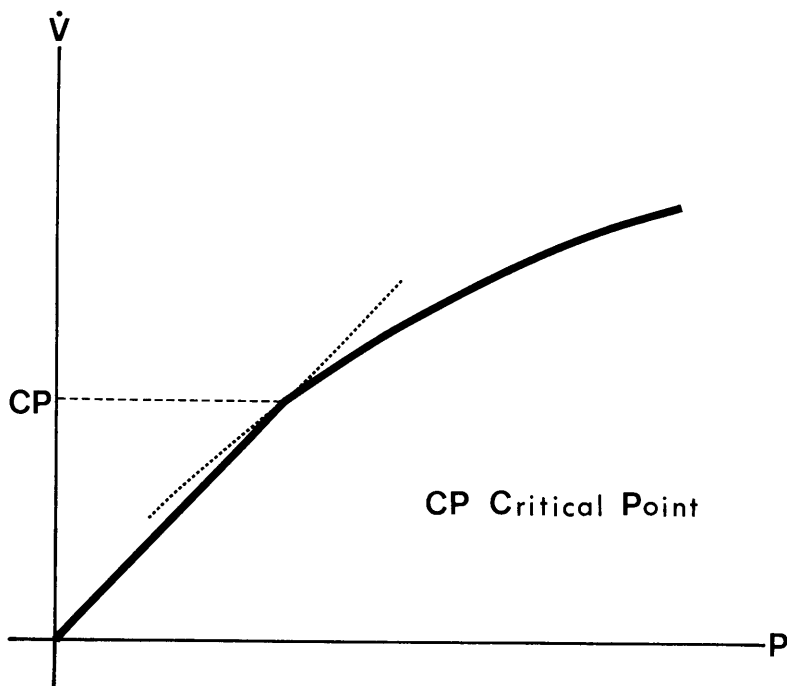


図3 層流から乱流への移行

均流速を v 、流体の密度を ρ 、粘性を η 、管の半径を r とすると

$$\text{Re} = \frac{\rho v r}{\eta}$$

で表される値をレイノルズ数 (Re) という。Re を越えるような流速になると層流から乱流に変わってしまう。この点を臨界点、Reの値を臨界値という。レイノルズ数は、確かに乱流発生と関係の深い数値ではあるが、十分に長い管中を、或る速度に達するまでは層流で流れる流体について当てはまる数である。流れが管中に入った直後には流入口流 (orifice flow) といって層流とはなっていない。或る長さを流れてから層流となるのである。また、管壁の性状、凹凸、屈曲なども乱流の発生に影響を与える。これらの条件を考慮すると、鼻腔通気度測定に際しては、ゆっくりした流れでも乱流が混在し、純粋な層流のみの流れは存在しないと考えるべきであろう。

4. 集束 (convergence) と散束 (divergence)

連続の方程式 $Sv = \text{一定}$ からも明らかなように、断面積が小さい所では速度は大きくなる。つまり、動圧が大きくなった分だけ静圧は小さくなり、流線が細く集まってきてまとまる (convergence) ために費やされるエネルギーは、静圧の変化として表現される。拡散する場合 (divergence) にはエネルギーを獲得することになる。断面積が部位によって異なる鼻腔内の流れを評価するには、この点も考慮すべきではあるが、このような圧差まで精密に測定できる適切な方法はないので、鼻腔通気度測定の場合は、全体の圧差として取り扱っている。

5. 方向変換性

上述したことは、すべて一方向性の流れについて当てはまることである。呼

吸は方向変換性であり、しかも、呼気相から吸気相、吸気相から呼気相というように位相が変わる場合に最も変化率が大きくなる。この点に対する配慮をとり入れている研究者もあり、測定時の技術的な工夫もされているが、通常は一方方向性の流れとして鼻腔通気度を取り扱っている。

Ⅱ 従来 の 測 定 方 法

鼻の通気性を知るのであるから、特殊な場合を除き流体は空気である。外鼻孔から呼出される空気には、外気温では飽和を越える水蒸気が含まれているから、外鼻孔に近接して置いた鏡面や金属板は、呼気の水蒸気の凝縮によって、或る面積が曇ってくる。この曇り具合から鼻孔から吐き出される空気の量を推測することが出来る。Glatzel の鏡と呼ばれる方法である。簡単ではあるが、定性の域を出ない。近年では呼気の温度が上昇していることに着眼し、液晶板の色の变化部を測定して通気性を知る試みが発表されているが、原理的には同じものである。

通気性を定性的にではなく定量的に知る方法も種々考案されて来た。そのために用いた変数は、圧、流量、時間である。空気の鼻腔内通過様式としては、自発的な呼吸を営ませながら測定する方法と、外部の装置から空気或は他の気体を強制的に流す方法とがある。前者を active 法、後者を passive 法と呼んでいる。passive 法は、測定者の意図によって空気の流し方をコントロールすることができるので、協力を得ることが困難な動物実験、乳幼児の検査などに現在も用いられている。送気装置を工夫して既知の流れを送るようにすれば、測定すべきパラメータは一つで済むところから、従来、いろいろな方法が用いられて来た。

- (1) 一定の体積が入る二層容器の一方が重力によって下降する際に、下端の流出孔から空気が押し出される。これを鼻腔に接続して空気が無くなるまでの時間を測定
- (2) 一定の流量で流れる空気を前鼻孔から流入させて、その時に生ずる大気圧との圧差を測定 (anterior rhinomanometry)
- (3) 同様の空気を後鼻孔から流入させて、その時に生ずる大気圧との圧差を測定 (posterior rhinomanometry)
- (4) (2)、(3)の圧測定を同時に行って、大気圧との圧差ではなく、鼻腔前後の圧差を測定 (combined rhinomanometry)
- (5) 一定の圧の空気を流して、その時の流量を測定

このような方法では、測定する変数が一つであるので、安定が得られるまで或る程度の時間を要しても支障がないという利点がある。しかし、人工的な空気を使用するので、一方向性とか、鼻腔粘膜の乾燥とかの欠点を避けることはできない。

自発呼吸は、吸気時には呼吸筋の作用により胸腔そして肺胞が陰圧になり、呼気時には胸廓の弾性収縮力も加わって肺胞内は陽圧になり、これらの圧差によって、自然のままの呼吸状態を観察できるという利点がある。被検者の自発的な呼吸であるから、換気量も換気数もパターンも各人によって異なり、圧と流量を同時に測定する必要がある。センサー、トランスジューサー、増幅装置、記録装置の改良により、これに属する測定方法が大いに進歩し、標準法と考えられるようになった。

鼻腔前後の圧差は、前鼻孔の外側と後鼻孔の後部で静圧を測定することを要する。前者は密着したマスクの一部に小孔をあけて、そこから側圧を導出することができる。後者は、経口腔的に挿入したチューブにより導出できる。両者を一つのトランスジューサーに導けば、圧差としての信号が送られる。流量は

マスクに接続したニューモタコグラフや熱線流量計で計測する。このようにして圧差と流量を連続的に測定し、記録するのである。鼻の後ろから圧を導くところから、後鼻誘導法 (posterior rhinomanometry) と呼ぶ。active の語をつければ、自発呼吸下の測定であることがもっとはっきりする。図4に後鼻誘導法のシェーマを示した。

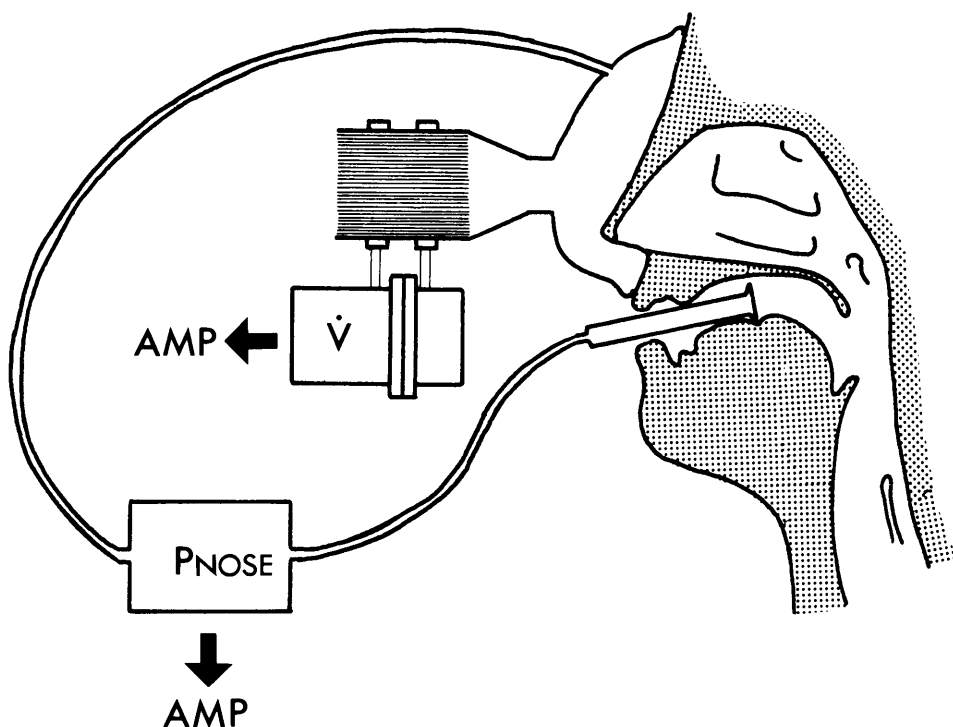


図4 後鼻誘導法のシェーマ

計測器に時間遅れが著しかった時代には、連続的に測定した圧・流量曲線をオッシロスコープに描記するとループとなり、呼吸相が逆転する原点付近でそれが最大となる傾向があった。直記式レコーダーで圧と流量とを別々に記録しても、それらの曲線が基線を通過する際の位相差があった。換気機構に關与す

る弾性・塑性の要素は、鼻の場合は肺ほど大きくないので、計器の性能による影響と考えられた。現在では圧・流量曲線を描くことは容易になり、JIS 規格でもその描記が必要条件になっている。圧・流量曲線は視覚に訴えることができるから、患者に説明するのに用いると便利であり、また、解析や考え方の基礎としても重要なものである。

後鼻誘導法は自然呼吸に近い状態での計測法なので、人為的な操作による影響を受け難いという利点はあるが、経口腔的にチューブを挿入するために、絞扼反射や軟口蓋挙上を来す例があり、全症例の検査を施行することができないという欠点もある。これを補うために前鼻誘導法 (anterior rhinomanometry) が考案され、標準法として用いられるようになった。この方法も自発呼吸で行うが、片側の鼻腔は圧導出のためだけに用い、呼吸には使用しない。従って、

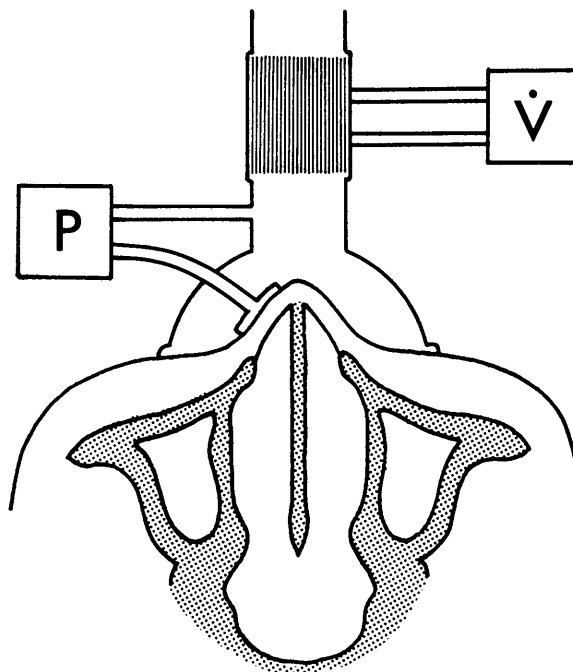


図5 前鼻誘導法のシェーマ

この側の鼻腔には空気の動きはなく、鼻腔後方の圧が恰もチューブを伝わって導かれるようにして得られるという原理を利用したものである。厳密に言うならば、はたして静圧だけが得られているかどうかには疑問が残る。通気度としては一側ずつしか測定できないから、交代に左右を一側ずつ測定し、計算によって両側鼻腔の通気性を知ることになる。一側鼻腔を閉鎖して他側のみを一回換気量が流れるという不自然さがあり、それによって鼻腔の通気性が変化する可能性は否定できないが、変化がないと仮定すれば、計算値が正しいことは理論的にも証明されている。

図6は横軸に圧差を、縦軸に流量をとって描いた圧・流量曲線である。

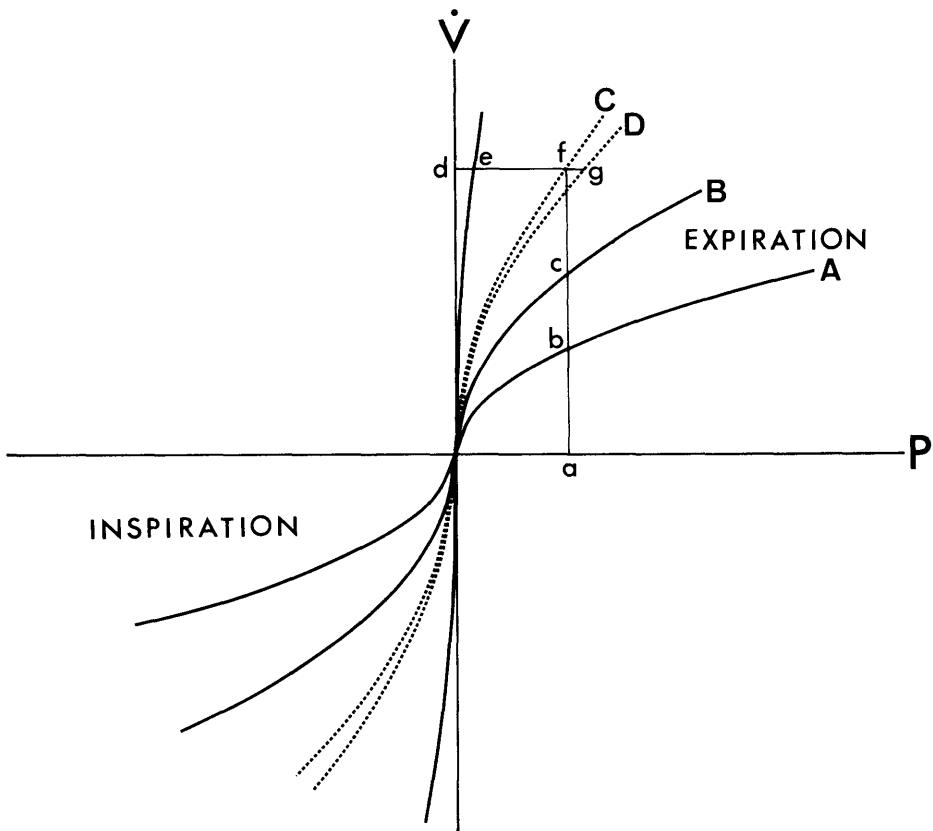


図6 圧・流量曲線で示した Anterior 法と Posterior 法との関係

実線Aを左側鼻腔、Bを右側鼻腔の圧・流量曲線とする。anterior法で一側づつの呼吸で得られた曲線ではあるが、圧差に対する流量の関係は両側で呼吸する場合も変わらない筈であるから、同一圧の点で左右の流量を加えたものが両側の流量となる。圧の或る一点での左側の流量を a-b、右側の流量を a-c で表せば、両者を加えた a-f が両側呼吸時の流量であり、f 点を通る点線Cが両側呼吸での圧・流量曲線である。

anterior法では鼻腔直後の圧を導出しているのに対し、posterior法では経口腔的な圧の導出であるから、上咽頭に抵抗体が存在すると両測定法間に差が生ずる。a-f の流量が上咽頭を流れるのに d-e の圧差を要するとすると、その分だけ (f-g=d-e) 点線は右に移行し、g 点を通る点線Dの圧・流量曲線となる。anterior法と posterior法の理論的な差はこのように説明できるが、曲線C、Dはほぼ同一とみなすことができる場合が多い。

anterior法は、鼻中隔に穿孔があって左右の区画ができなかったり、一側の完全閉塞例では使用できない。片側鼻呼吸を行わせる際に、鼻孔にノズルを当てがうか、圧導出のためのチューブをつけたシールを貼り付けた上でマスク呼吸をさせる (adhesive tape technique) にも議論があるが、ノズル挿入に伴う外鼻孔付近の変形の可能性も考慮に入れて、マスク呼吸を行うことが主流になって来ている。

鼻腔通気度の表現方法について述べると、圧と流量とを同時に測定するようになってからは、鼻腔抵抗 (R) を用いることが多くなった。これは電気抵抗の表現になぞらえたもので、電圧 (E) の代わりに圧差 (P) を、電流 (I) の代わりに流量 (\dot{V}) を用いて $R = P / \dot{V}$ で表現する。抵抗の逆数がコンダクタンスであり、前者がいわば「通りにくさ」であるのに対し、後者は「通りやすさ」を示すものと考えてよい。圧の単位は、以前には実際に水柱マンメーターが用いられたり、較正が水柱マンメーターに対して行われた関係で、cmH₂O

が使用された例が多かったが、mbar や dyne/cm² を使用した例も散見される。流量については、l/sec や l/min が使用された例が多かった。現在では CGS 単位に統一しようという見地から、圧にはパスカル (Pa) を、流量にはcm³/sec を用いることが多くなった。

Ⅲ 目 的

鼻腔通気度は、圧と流量を同時に測定して鼻腔抵抗で表現することが多いことは前に述べた通りである。単一の数字で表現できるという利点はあるが、電

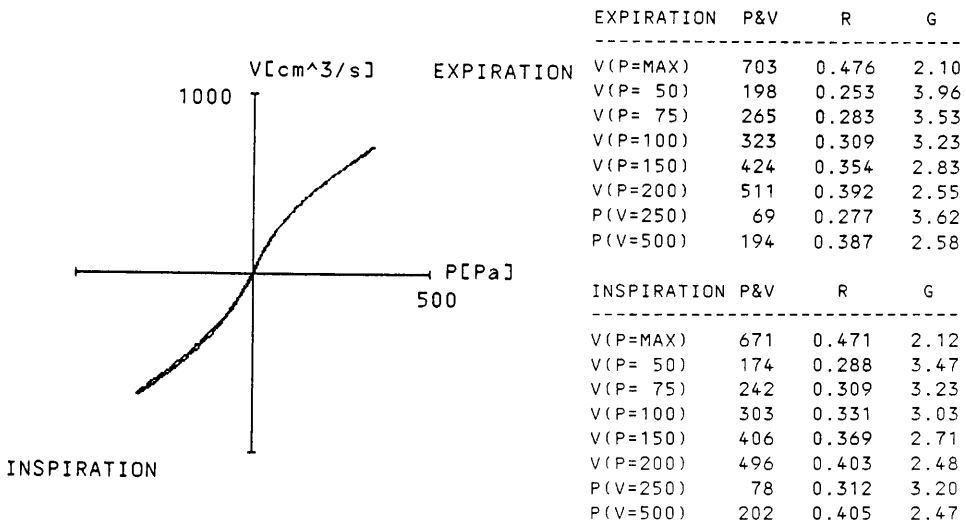


図7 圧・流量曲線と種々な計算値

気抵抗のように一定値を示しはしない。鼻呼吸の圧・流量関係は曲線であり、抵抗を計算する点の選び方によって、同一の圧・流量曲線からも、いろいろな抵抗値が計算されてしまう。図7にその例を示した。これは或る被検者についての圧・流量曲線と、種々の基準点での値をプリントアウトしたものである。左端の括弧内の数字は抵抗計算に選んだ点を示し、圧については、最大点、50, 75, 100, 150, 200Paを、流量については250, 500 cm³/secの8点である。2列目のP & Vはそれぞれの点での流量や圧の測定値を、3列目のRは抵抗値を、4列目のGはコンダクタンスの値である。これだけの数字が羅列されると、どの値で判断すべきであるか迷ってしまう。抵抗算出の基準点を統一しようという動きは、国際的にも国内的にもあるが、目的・用途による差、人種による差、使い慣れた計器による差、などのために意見が一致しない。欧米では150 Paを基準点にしようとする意見が強いが、日本人の正常鼻腔、安静呼吸では150 Paまで圧が到達しない例も少なくない。現状では100 Paを基準点とした抵抗値を採用している人が多いようである。誰でもが、どんな呼吸でも到達できるような低い圧の点を選んでおけば、全被検者に共通して使用できるわけであるが、このような点は呼吸相の変換点に近く、測定誤差が入りやすい。安定した呼吸状態になってからの点を基準に選んだ方が、適正な通気度を知ることができるという意見があるのも当然である。

基準点を決めることが非常に困難であるために、これに代わる方法も用いられて来た。呼吸に伴って変化する圧と流量の値を一定間隔でサンプリングし、各点での抵抗値を求め、その平均値を用いている研究者もいる。圧・流量関係は曲線であり、各点での抵抗値といっても、圧や流量が大きい点での値は大きくなっている。平均値を用いても、呼吸パターンの大小によって、同一鼻腔でも異なった抵抗値を示す可能性がある。

圧・流量曲線は近似式で表現することができる。最も広く用いられているの

は、 $P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$ で示される Rohrer の式と呼ばれるものである。 K_1 を層流係数、 K_2 を乱流係数として、係数に意味を持たせようとする考え方もあるが、はっきりした意味づけができるだけのデータは得られていない。放物線の一般式（乗べき級数）、 $P = K_0 + K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2 + K_3 \dot{V}^3 \dots$ の K_0 の項と \dot{V}^3 以上の項が省略された形と考えた方が妥当である。

$P = a\dot{V}^n$ の式を用いて表現している人もいる。 n は 1 から 2 までの間の値をとり、1 ならば層流を、2 ならば乱流を示し、その間の値は層流と乱流との混合を示すものとしているが、理論式というよりは実験式に近いものである。

これらの数式による表現方法は、圧・流量曲線の再現には便利ではあるが、 K_1 と K_2 、 a と n というように変数が二つ存在するために、相互比較には不便である。また、一例毎に計算しなければならないという不便さもある。自験例では Rohrer の式の方がより近似性が高かった。

Broms は極座標の考え方を導入して、圧・流量曲線を評価する方法を考案した。直角座標の縦軸に圧、横軸に流量をとり、半径が等間隔で増加する円を描いておく。圧・流量曲線とその円と交わる点での抵抗を求める。円の半径を内側から $r_1, r_2, r_3 \dots$ とし、交点から原点に直線を引いて得られる x 軸との角度を $\nu_1, \nu_2, \nu_3 \dots$ とすると、それぞれの抵抗は、 $\tan \nu_1, \tan \nu_2, \tan \nu_3 \dots$ である。この圧・流量曲線の原点での接線と x 軸との角度を ν_0 とすると、任意の半径 r と曲線との交点から求められる $\nu(r)$ は

$$\nu(r) = \nu_0 + cr$$

で表現できるとしたものである。新しい表現方法であり、研究的な解析の手法としては興味深いだが、臨床的に日常使用するには難解である。

原理が簡単で臨床的に使用やすく、かつ正確で研究的にも使用可能な方法を考案することを目的とした。

IV 方 法

多くの被検者で鼻呼吸時の圧・流量曲線を、1枚の図面上に重複して描記すると、原点を通過して分散した曲線が、原点から離れた所で再び交叉することは殆どないことが分かっている。図8は任意に抽出した50側の圧・流量曲線を示す。これは非常に重要なことであって、Rohrer の式や、 $P = a\dot{V}^n$ の式で近似

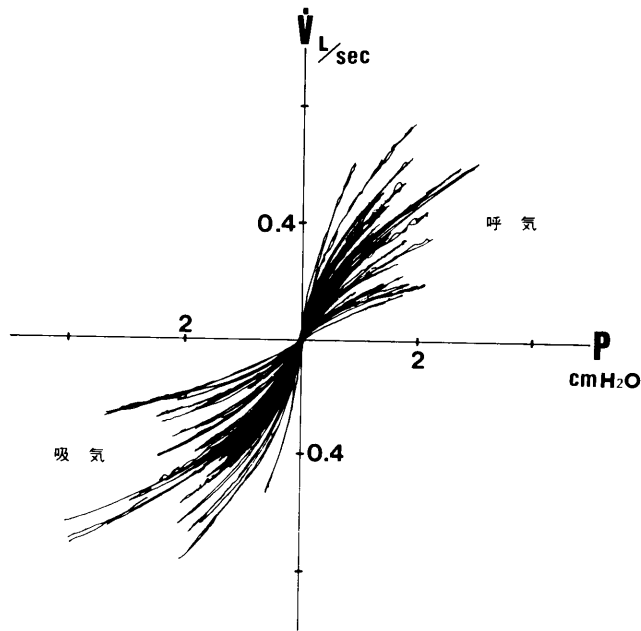


図8 重複抽記した圧・流量曲線

できるということでは説明がつかない。鼻腔という類似した形態を有する空間を通過する流体が、層流や乱流が混在した複雑な流れであって、数式での表現は単なる近似に過ぎない。しかし、圧と流量との関係が類似した流体特性を持

つであろうことは推測できる。

或る一点での計算で得られる抵抗やコンダクタンスではなくて、上述の性質を利用すれば、圧・流量曲線全体を比較する評価も可能である。原点における接線の角度で曲線は決まってしまうとすることができるから、この角度を測定することも一つの方法である。しかし、原点付近では測定誤差が大きいので、接線の微妙な角度の差を実際に測ることは事実上不可能であるし、Broms の方法で計算で求めるとしても理論的な問題がある。そこで、もっと実用的な容易な方法で曲線全体を比較してみることにした。

1. 前以て作成した曲線と重複させる方法

「鼻腔有効断面積による測定法」というのがある。鼻呼吸の際に、外鼻孔の

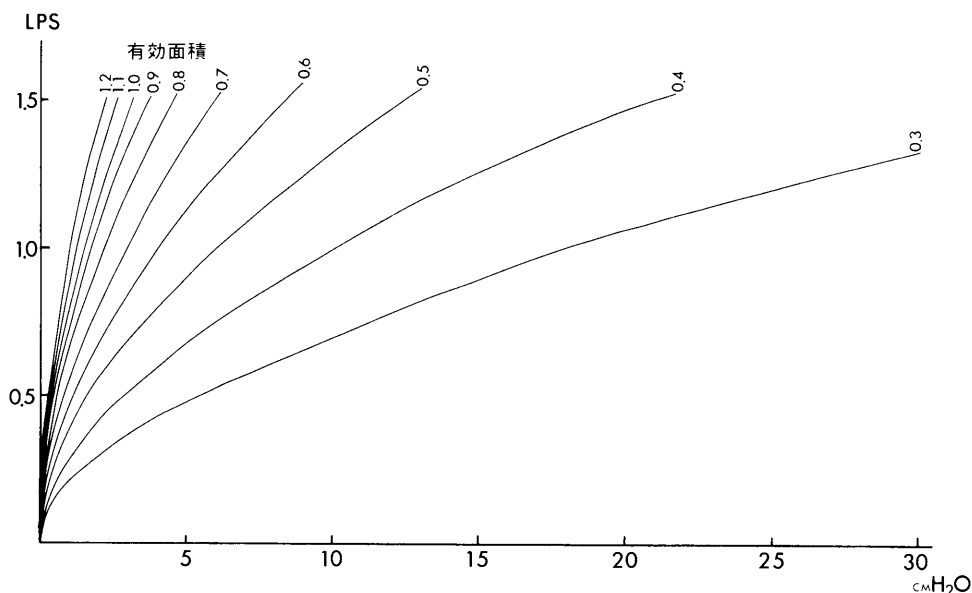


図9 間隙を通過する時の圧・流量曲線

前に可変性抵抗を負荷して呼吸させ、鼻腔前後に生ずる圧差と同じ圧差になるように可変性抵抗を調節する方法である。抵抗の調節は、間隙の大きさを大きくしたり小さくしたりして行うので、鼻腔の通気性が、或る間隙面積を通過する通気性と同じ程度であるという表現なのである。透明のプラスチック板上に種々の間隙面積を空気が通過する際の圧・流量曲線を何本も描いておいて、被検者の曲線と重ね合わせる。或は、これらの曲線を印刷してある用紙に被検者の圧・流量曲線を記録してもよい。図9に種々の間隙面積通過時の曲線を示したが、面積が狭くなる程曲線の間隔は広くなるので、実際に使用できるような間隔の狭い曲線をつくる面積差は微細なものである。

この方法では、間隙通過時の圧・流量曲線と、鼻腔通過時のそれとが完全には同一軌跡上にはないという点と、無数の曲線を描いておくことは不可能であるから、どうしても“eye best fit”ということになり、臨床目的には十分使用可能であるが、研究目的で精密なデータを欲する際には不満が残るところが欠点である。また、通気性を間隙の断面積で表現する方法には一般には慣れていないので、何 cm^2 と言われてもピンと来ないという点もある。しかし、換気機能検査でコンプライアンスや肺の粘性抵抗測定には、簡便な方法として実際に用いられて来たものである。

2. ポテンショメータによる重ね合わせ法

x y 座標に曲線 $y = f(x)$ を描記する際、y の出力回路にポテンショメータを入れて操作すると、y 軸分の増幅を任意に変えることが可能である。つまり $f(x)$ の曲線全体を y 方向だけ何倍かにして描記することができるのである。標準となる圧・流量曲線を前以て作成してデータレコーダに反復記録しておき、ポテンショメータのつまみを回して被検者の曲線と重ね合わせ、その段階で、つまみの目盛りを読みとり、何倍になっているかを判定する。この方法を実際

に行ってみると、ポテンシオメータの介在による時間遅れが生じたり、重ね合わせに要する時間が予想外に長くかかる、などの欠点があることが分かった。

3. A-D 変換による曲線の比較

圧・流量曲線が原点以外では交叉しないこと、ポテンシオメータの操作で重ね合わせができること、はxの等しい点でyを比較すれば、何倍かという値を得ることが可能であることを意味する。図10はA, B二つの圧・流量曲線の比

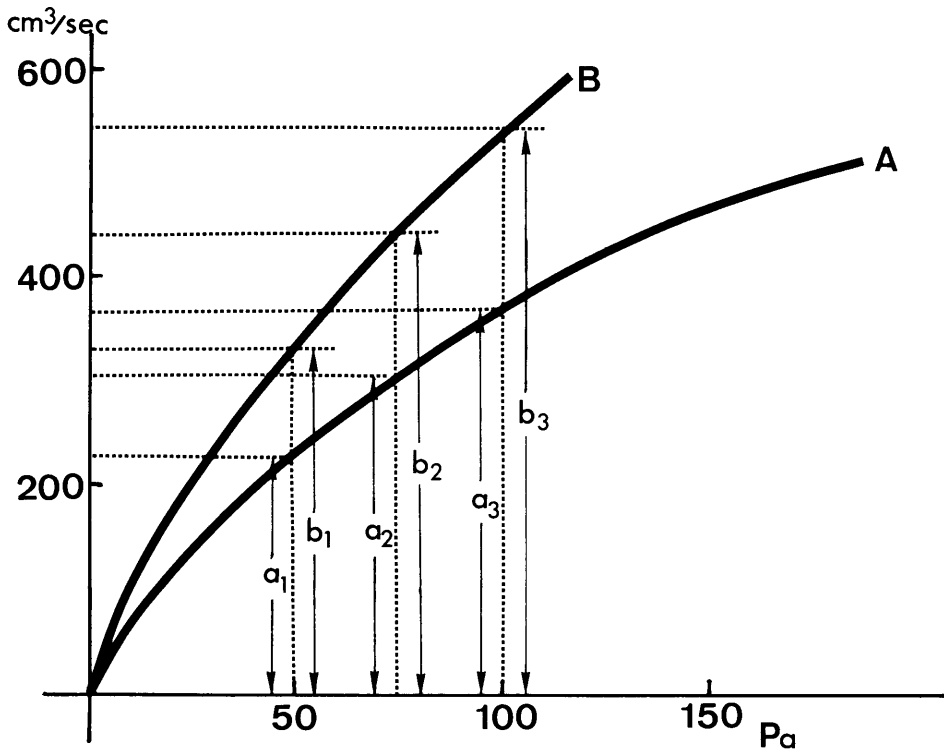


図10 同じ圧の点での流量の比較

較である。同じ圧の点を任意に3箇所選び、曲線Aの流量を a_1 , a_2 , a_3 、曲線Bの流量を b_1 , b_2 , b_3 とすると、 b を a で除した商 (或は a を b で除した商)

は、ほぼ等しくなる。このような計算はパーソナルコンピュータと連動させると短時間内に処理することができる。図11は装置の写真、図12は接続のブロッ

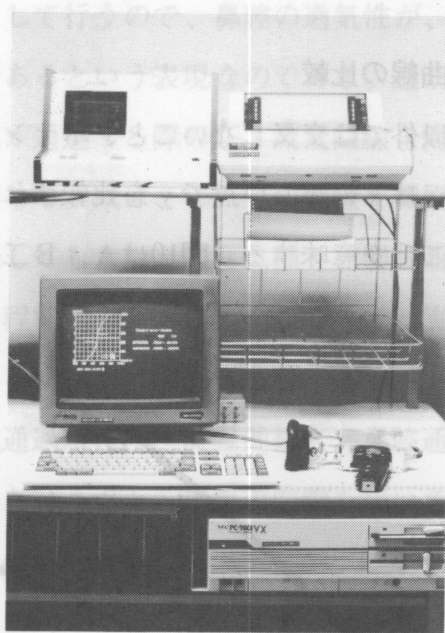


図11 通気度計と解析用のコンピュータ

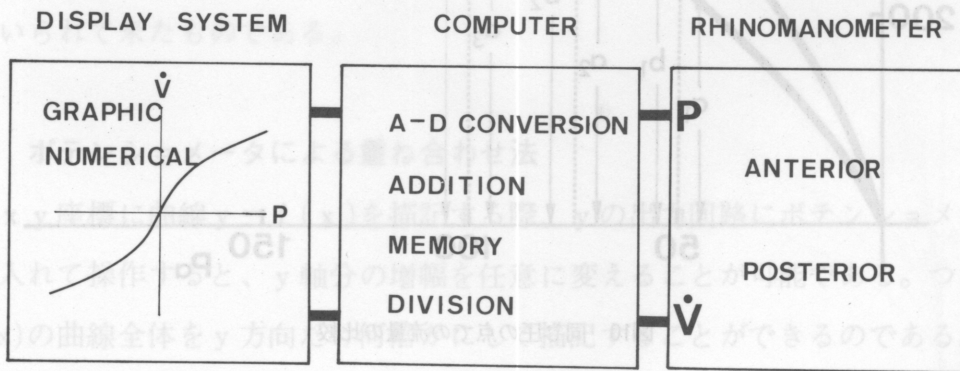


図12 通気度計とコンピュータ接続のブロックダイアグラム

クダイアグラムである。図13は図10で述べたことをコンピュータ処理の際に一般化したものである。

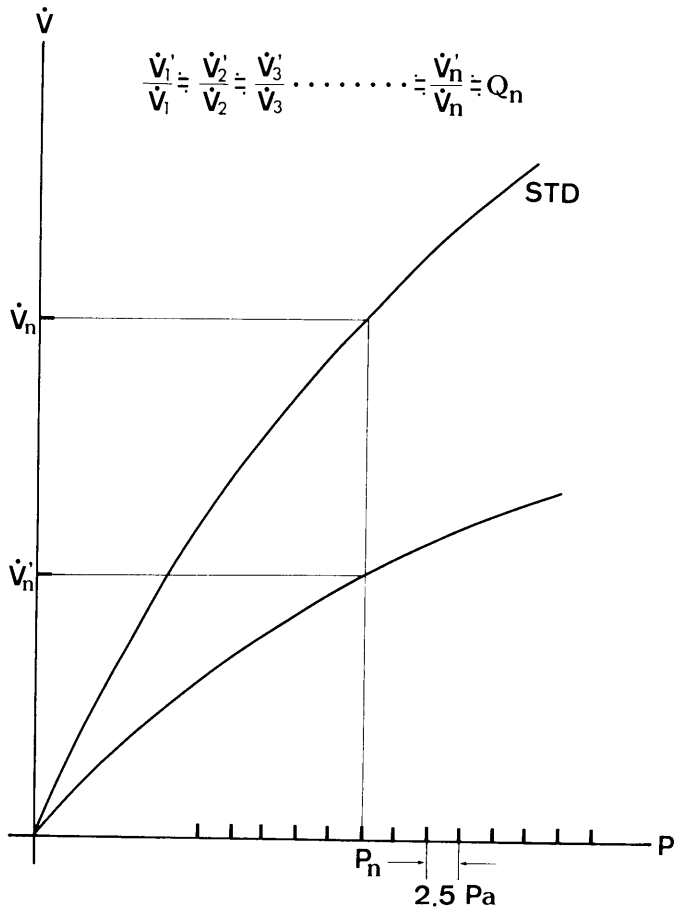


図13 コンピュータ処理による流量比較と平均化

データの読みとりや計算に関するプログラムの、以下の共通条件に従い、データはフロッピーディスクに保存して、必要に応じていつでも呼び出せるようにした。

- (1) サンプリングは x 軸に沿って 2.5Pa 毎に行い、y 軸の単位は cm³/sec

として A-D 変換する。

- (2) 原点を中心とした $\pm 25\text{Pa}$ の間は、測定誤差が大きいので読みとりから除外する。
- (3) 比較する y の値 (y と y') のどちらかが 0 になった場合には計算は行わない。
- (4) 得られた商の算術平均を求めるが、特殊な条件下での曲線の乱れを鑑別するために、標準偏差も同時に計算する。
- (5) 対照に用いる標準曲線は別に作成する。

標準曲線は20歳代の男女47名のデータを用いて作成した。これらの被検者は、1) 日常の鼻閉感はないか、あってもごく僅かで、2) 鼻閉以外の鼻症状もなく、3) 1ヶ月以内に上気道炎罹患の既往はなく、4) 鼻鏡所見にも異常は認められず、5) 測定時には鼻閉を全く感じない、という例に限定し、検査を行った。1例毎、呼気相毎、吸気相毎に最小二乗法により Rohrer の係数 K_1 , K_2 を計算した。 K_1 , K_2 の最も平均的な値を用いた Rohrer の式によって描記した曲線を標準曲線としたが、その値は次のようにして求めた。

$P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$ の式を \dot{V} について解くと

$$\dot{V} = \frac{-K_1 + \sqrt{K_1^2 + 4K_2 P}}{2K_2}$$

となり、この不定積分の式は次のようになる。

$$\begin{aligned} & \int \frac{-K_1 + \sqrt{K_1^2 + 4K_2 P}}{2K_2} dP \\ &= \frac{1}{12K_2^2} (4K_2 P + K_1^2)^{\frac{3}{2}} - \frac{K_1}{2K_2} P - \frac{K_1^3}{12K_2^2} \end{aligned}$$

Pに圧の値を代入すると、原点からその点に至る曲線とx軸との間の面積が得られる。各被検者、各呼吸相につき、二つの定積分値を計算し、47名の平均値を求め、それとPの値から連立方程式を立ててK₁、K₂を算出して標準曲線とした。

鼻腔通気度は鼻腔抵抗で表現するようにJISに定められているので、このような表現方法がそれと矛盾しないことを図14に示す。V、R、Gを標準曲線、V'、R'、G'を比較する圧・流量曲線の流量、抵抗、コンダクタンスとすると、同じ圧の点で計算しているからPは消えて、抵抗、或はコンダクタンスを比較していることになる。

Correlation between $\frac{\dot{V}'}{\dot{V}}$ and other parameters

\dot{V} : Flow

P : Pressure

R : Nasal Resistance

G : Nasal Conductance

$$R = \frac{P}{\dot{V}} = \frac{1}{G}$$

$$\dot{V} = PG = \frac{P}{R}$$

$$\frac{\dot{V}'}{\dot{V}} = \frac{PG'}{PG} = \frac{G'}{G} = \frac{R}{R'}$$

図14 流量、抵抗、コンダクタンスの相互関係

コンピュータと接続して計算やグラフ化を行ったので、その際のコマンド・

メニューを以下に記す。

*** Command Menuw ***

1. Calibration
2. Display Select
3. Print
4. Feed
5. R/L Change
6. Receive Data
7. Send Data
8. L R DISPLAY
9. L+R DISPLAY
10. Receive Data (Table)
11. Table Data DISPLAY
12. $R=P/V$ DISPLAY (R+L)
13. $R=P/V$ DISPLAY (R, L, R+L)
14. $R/(R+L)$, $L/(R+L)$ DISPLAY
15. Compare with standard curve Rawdata/STD
16. Compare with standard curve STD/Rawdata
17. The ratio of A to B
18. END

Input NO. ?

メニュー15を用いた例を図15に示す。この場合は標準曲線で被検者の曲線を除しているから、コンダクタンスの減少率ということになる。両側の通気性は呼気で 0.83 吸気で 0.75 である。左右別の圧・流量曲線も同一画面に加えてあるので、標準曲線に対するそれぞれの割合も読みとれる。この症例では、右側より左側の方が通気性がよいことが分かるが、左右の通気性の割合だけを知

りたい場合にはメニュー14を用いればよい。その画面を図16に示した。

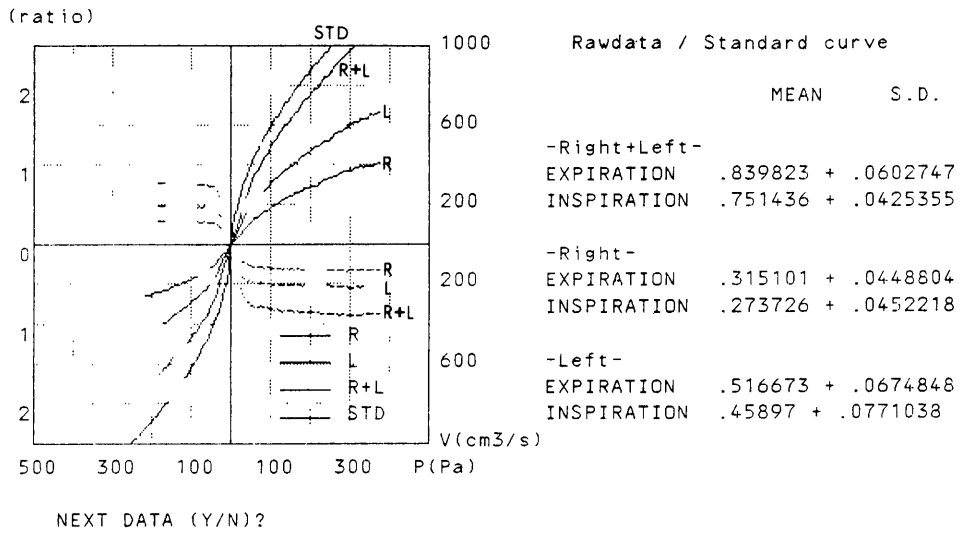


図15 標準曲線との比較 (両側、左右別)

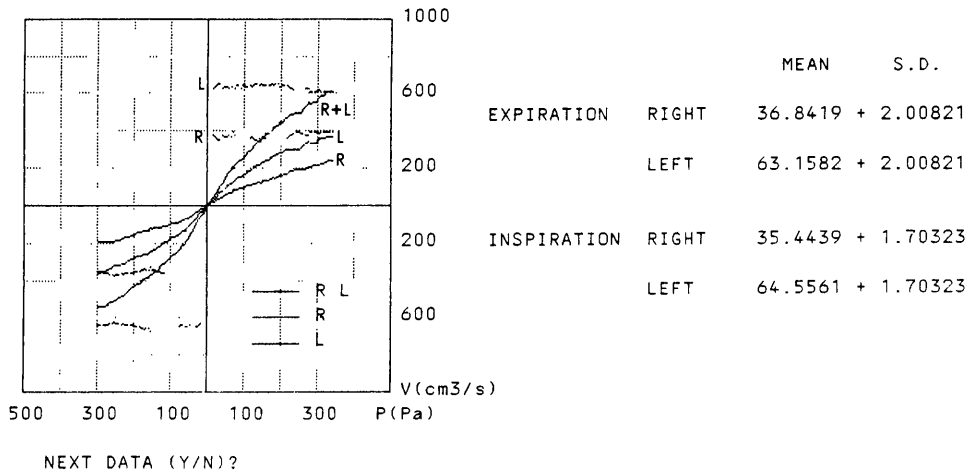


図16 左右側の通気性の割合

従来、鼻腔通気度を表現するのに抵抗値を用いることが多かったために、抵抗値の増減を比較した方が理解しやすいこともある。その場合にはメニュー16を使用する。図17に示した例には左右別の曲線や数値が省略されているが、呼気時 1.19、吸気時 1.33 の値をとり、標準曲線に比べた抵抗の増加分が示されている。

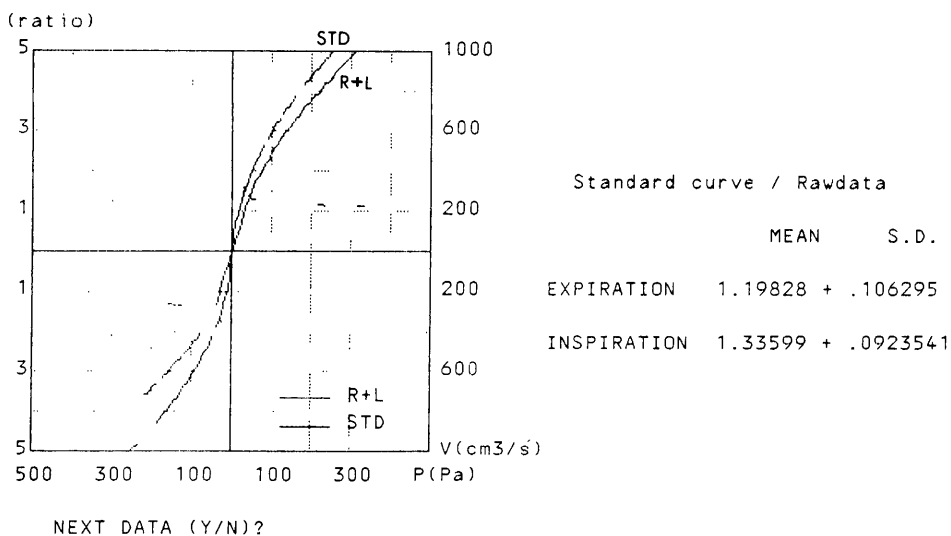


図17 標準曲線との比較（鼻腔抵抗）

抵抗を比較するにしても、コンダクタンスを比較するにしても、或る時点からの変動を追跡したいことがある。その時に用いるのがメニュー17である。こ

れは、フロッピーディスクに記録されている任意の二つの曲線を前述の方法で比較し、商の平均値が表示されるようになっている。図18にその例を示した。鼻誘発後に呼気、吸気共に流量は37%に減少したこと（コンダクタンスの減少）が認められた。標準曲線との比較も重要であるが、或る時点に基準を置き、刺激や薬剤の影響を観察するには便利な方法であるし、術前・術後の直接の比較にも利用できて、この表示方法の特徴の一つと考えている。

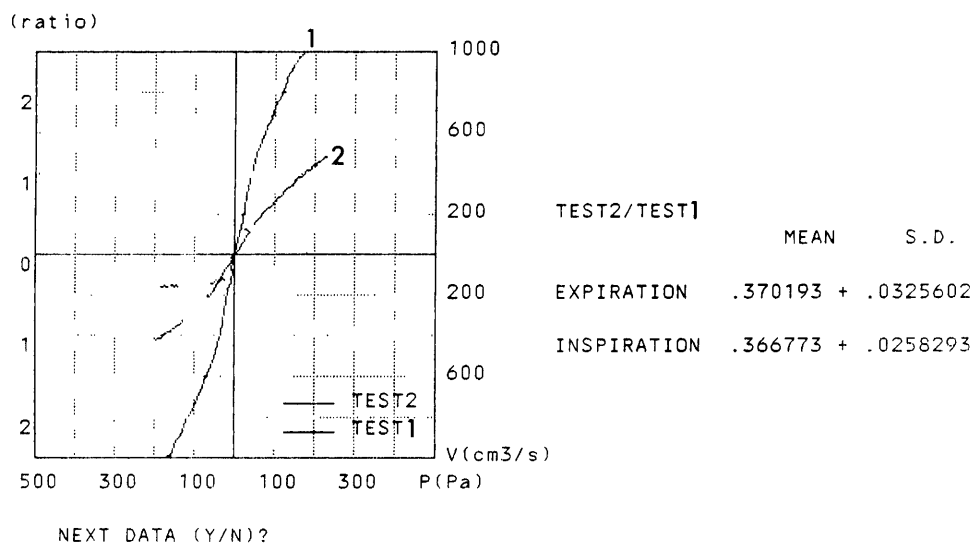


図18 任意の二つの曲線の比較

V パーセント表示型鼻腔通気度計

現在市販の鼻腔通気度計には、コンピュータが内蔵されているのが普通である。この機能を活用すればパーソナルコンピュータと接続しなくても、少なくとも或る程度の画面表示は可能であろうと思われた。図7に示したように多くの数字の羅列があったのでは、どの値を選ぶか迷ってしまう。また、100Paを基準点にしている人と、150Paをそうしている人とが、抵抗の絶対値を取り上げてデータの比較をしても議論はかみ合わないであろう。パーセントで表示すれば、どの位の増減があるのか、正常人と比較した際にどの程度の範囲内にあ

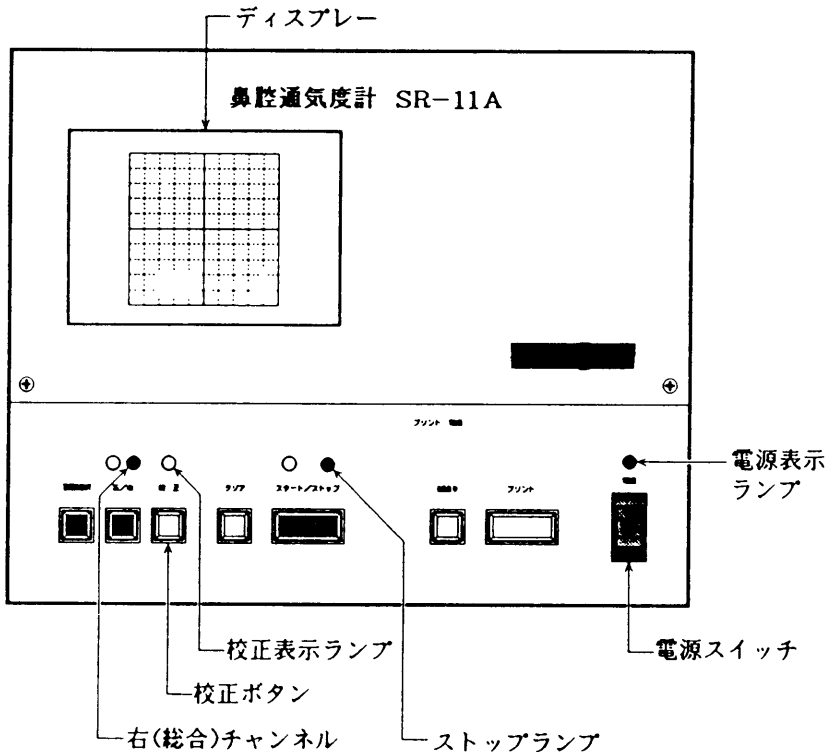


図19 パーセント表示型鼻腔通気度計

るのかは、例え鼻腔通気度の専門家ではなくても見当がつく。肺の換気機能検査でも、%VC, %MVV などのように表示された方が分かりやすいのと同じである。コンピュータと接続した場合には、%表示とはせずに、商をそのままの数字で表示したが（100倍すれば%となる）、本器では画面の表示もパーセントで行った。図19は本器の前面パネルである。左端の画面選択ボタンを押すことにより、各種のディスプレイがなされるようにした。画面の種類は

- (1) 左右別の圧・流量曲線
- (2) 左右加算の総合曲線を標準曲線（STD）と共に表示（図20）

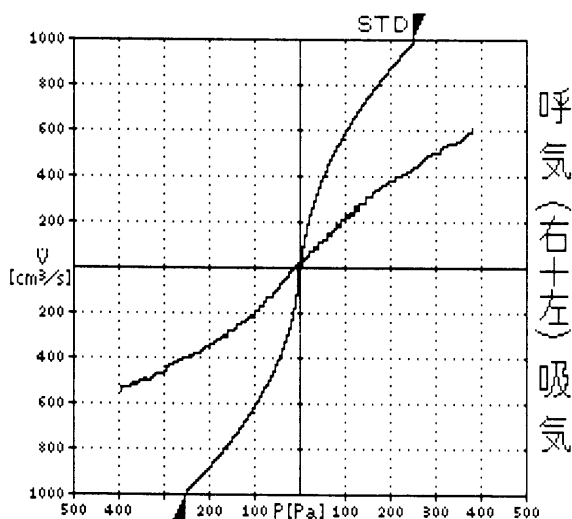


図20 標準曲線との比較

- (3) 左・右・総合（左 右）の数値を JIS に定められた通りにデータ表示
- (4) 総合圧・流量曲線と標準曲線との比較を、商の各点をグラフで、平均値と標準偏差をパーセント数で表示（図21）
- (5) 左右の通気性の割合のグラフを平均値と標準偏差と共に表示（図22）
- (6) （4, 5）のデータをまとめて数字で表示（図23）

である。(1)-(3)の画像が表示されている時にはこの部分の、(4)-(6)の場合はこの部分のプリントアウトがされるようになっている。

鼻腔通気度の測定 (右+左)

	P & V	R	G
呼気:	(P = MAX) 610	.623	1.661
	(P = MAX) 175	.400	2.250
	(P = MAX) 170	.444	2.277
	(P = MAX) 230	.441	2.307
	(P = MAX) 310	.403	2.077
	(P = MAX) 380	.519	1.999
	(P = MAX) 110	.770	2.119
	(P = MAX) 295	.900	1.699
吸気:	(P = MAX) 550	.718	1.339
	(P = MAX) 100	.000	2.000
	(P = MAX) 150	.000	2.000
	(P = MAX) 220	.000	2.000
	(P = MAX) 280	.000	2.000
	(P = MAX) 350	.000	1.700
	(P = MAX) 130	.000	1.900
	(P = MAX) 333	.000	1.500

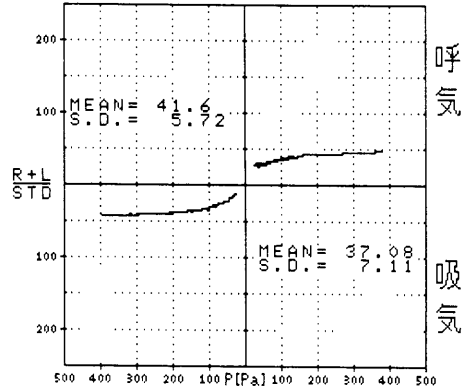


図21 標準曲線との比較をパーセント表示

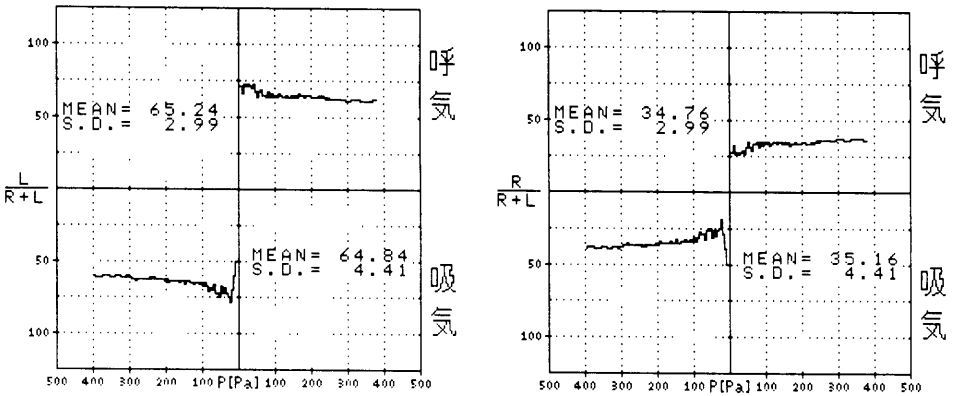


図22 左右の通気性の割合の表示

鼻腔通気度比の測定

名前:	(歳:男,女)		
検査:	年	月	日: A _m
呼気:	$\frac{R+L}{STD}$	MEAN(%) 41.6	S. D. (%) 5.72
	$\frac{R}{R+L}$	34.76	2.99
	$\frac{L}{R+L}$	65.24	2.99
吸気:	$\frac{R+L}{STD}$	37.08	7.11
	$\frac{R}{R+L}$	35.16	4.41
	$\frac{L}{R+L}$	64.84	4.41

図23 パーセント表示の部分をまとめて数値記載

この計器にはメモリー容量に限度があるので、主電源を切るとデータは消去され、再現することができない。データの保存は重要な場合が多いので付属器（データターミナル）を接続した。64 K Byte RAM 1枚につき、16回分の記憶が可能である。図24は本体とデータターミナルを接続した状態を示す。図25はデータターミナルにメモリーカードを挿入した状態である。期日、時刻は自動的に記録され、前面キーの操作でID番号を選び、受信、送信が行えるようになっている。

データターミナルはコンピュータとの接続も可能である。メモリーカードはかなり高価であり、これを何枚も準備しておくのは経済的にも不利であるので、フロッピーディスクに移して保存するようになっている。本器には備えられ



図24 通気度計本体とデータターミナル

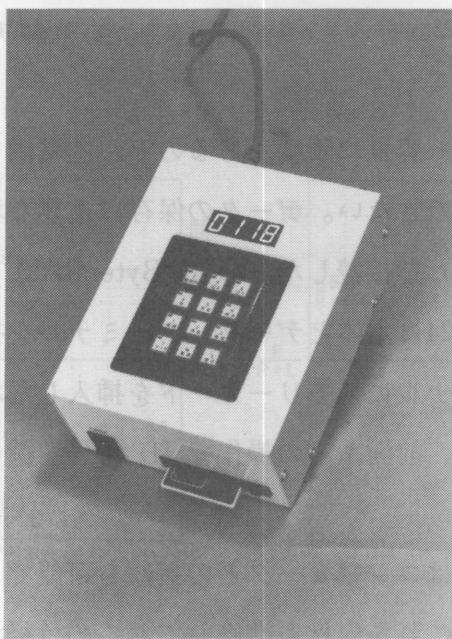


図25 データターミナルとメモリーカード

ていない機能、例えば抵抗の比較などを行う場合には、コンピュータの助けを借りなくてはならないから、その設備のない他機関での検査データを、一旦メモリーカードに記録し、それを統括して解析するという方法もとれる。すべての測定器にデータターミナルをつけることは必要ないが、目的によってはこれによって更に応用範囲を拡大することができる。

VI 本通気度計の使用例

1. 正常範囲

積分値から計算した標準圧・流量曲線については、積分値が正規分布を示すと考えられるので、2SDを減じた積分値を用いた曲線を作成し、標準曲線と比較すると、コンダクタンスでは約70%、抵抗では約150%が限界と考えられた。現在はこの値を目安に用いているが、年齢による通気度の変化も観察されているので、今後更に検討を要する事項である。

2. 運動負荷による通気度の変化

トレッドミルを用いて、傾斜10%、時速6 km、5分間運動負荷後の変化を5分間隔で観察した結果を示す。図26は、運動負荷前の標準曲線との比較で54%を示した例である。▲印が標準曲線との比較%で追跡したもの、△印が負荷前の曲線との比較%で追跡した折線グラフである。負荷直後に通気性は最高に達し、負荷前の250%、標準曲線との比較でも150%近くになっている。以後、徐々に下降し、約30分後には負荷前とほぼ同様になっている。その後更に下降し、運動負荷後45分で最低となり、再び上昇傾向を示すが、5分間隔の測定中にも軽度の変動を繰り返している。リバウンド現象、或は通気性に影響を及ぼす鼻

粘膜血流の微妙な変化を反映しているものと思われる。図は呼気について示したものであるが、吸気でも殆ど同様であった。

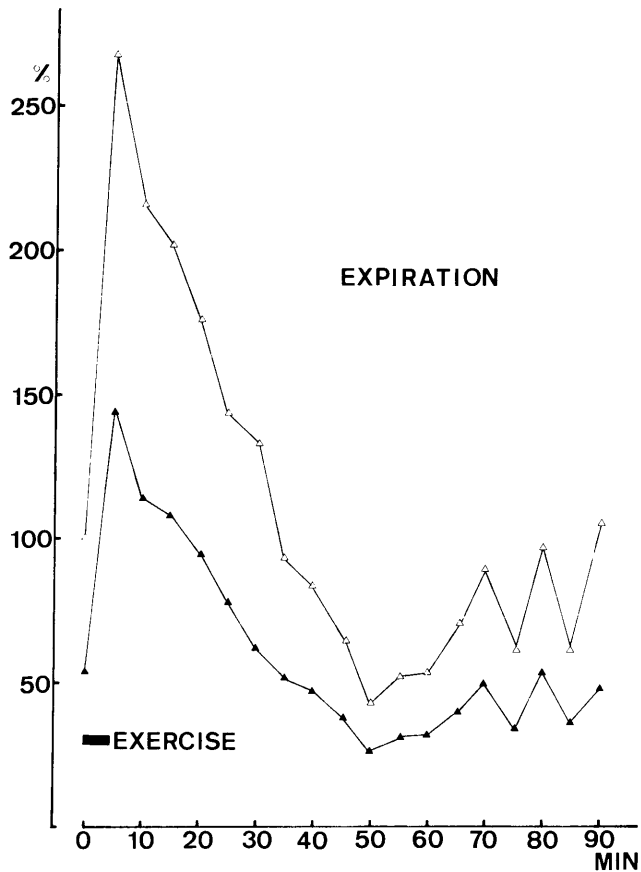


図26 運動負荷後の通気度の変化（鼻閉症例）

図27は、運動負荷前のコンダクタンスが約80%の正常例である。運動負荷量、図の記号などは前図と同じである。運動直後の標準曲線に対するパーセント表示は約140%、負荷前に対しては170%であった。標準曲線に対してのパーセントは両者であり差がない。前者の通気度不良の主原因は、血流状態に起因する粘膜腫脹であろう。後者ではこのような粘膜腫脹はないが、運動負荷によ

て起こり得る粘膜収縮が、この程度までであることを示しているものと思われる。元の値に戻るまでの時間も約30分とほぼ等しく、運動負荷によって起きる鼻腔通気度の変化は同様のメカニズムによるものと考えられた。正常者ではリバウンド現象のような下降傾向は著しくなかった。

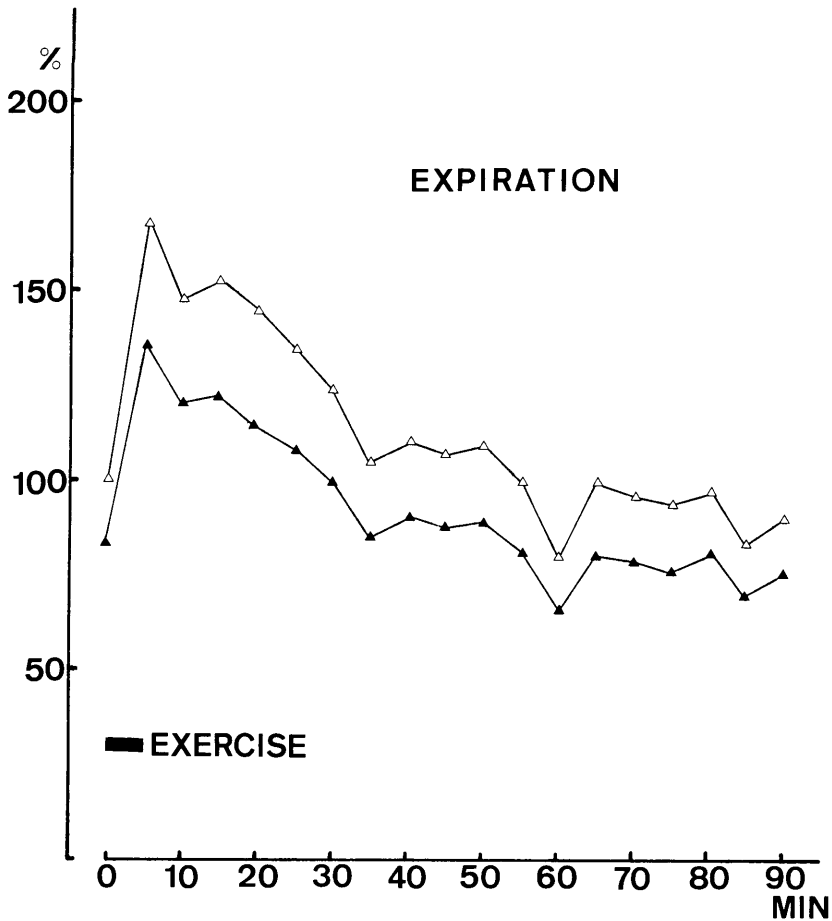


図27 運動負荷後の通気度の変化（正常例）

3. 鼻アレルギー誘発テスト後の通気度変化

下鼻甲介へのディスク貼布による誘発テストは、抗原の確認、治療効果の判

定などに広く用いられている。くしゃみ数、鼻汁の滴下数、鼻閉の程度などをスコア化して判定する方法もあるが、客観性については疑問の入る余地もあって、通気度測定を採用する人も多くなった。このような経時的変化の測定にはパーセント表示法は適している。図28にその例を示す。ハウスダスト抗原の患者で、誘発後60分までは5分間隔で、その後は10分間隔で90分後まで測定した。記号は前図と同じである。この例では波型の下降を示しているが、必ずしもそ

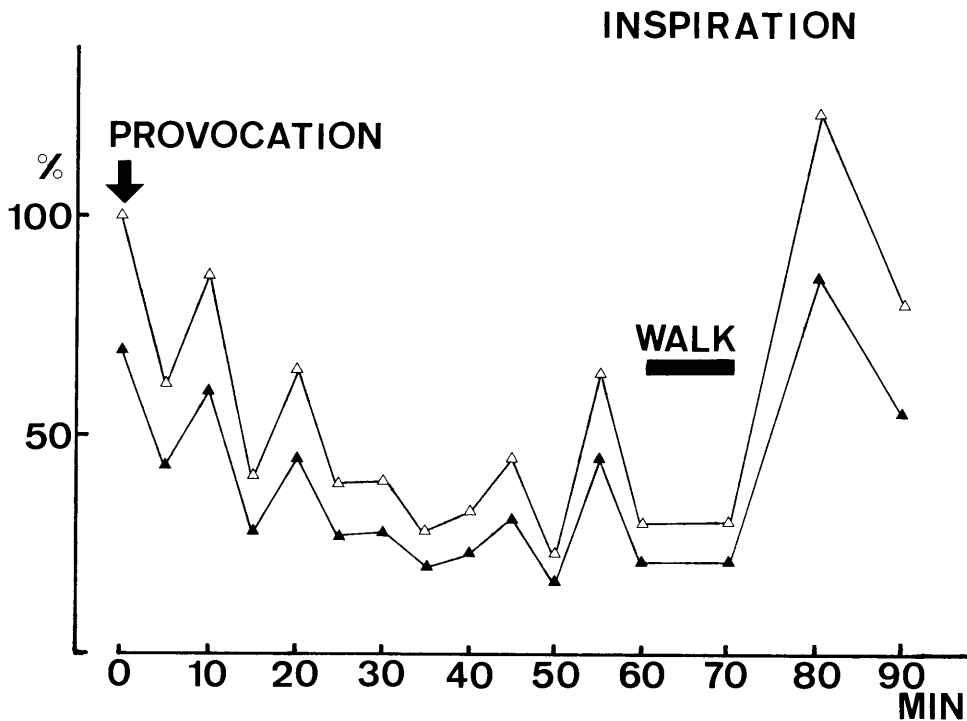


図28 鼻誘発後の通気度の変化

うなるとは限らない。通気度（コンダクタンス）の下降は20—30分で明らかになり、50—60分は持続する例が多い。この例では60分から10分間の歩行許可後に急速な通気度の上昇があった。運動負荷と同じような機序が作用したもので

あろう。

アレルギー患者10症例の誘発後の通気度の変化を図29に示した。誘発10分後では、はっきりした通気度の低下を示さない例もあるが、20分後には有意の低下が観察されている。アレルギー誘発の判定を鼻腔通気度によって行う場合には、20分或は30分後の値を採用するのがよいと思われた。

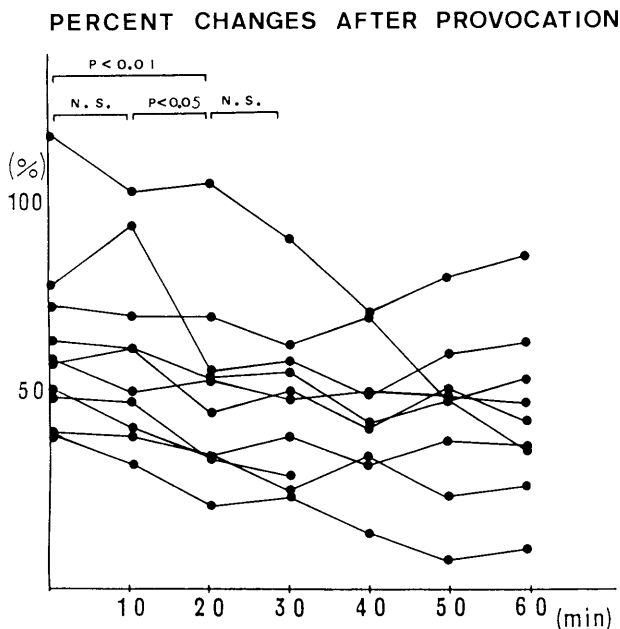


図29 誘発後の通気度の変化（標準曲線との比較）

4. 体位による鼻腔通気度の変化

鼻腔の通気性は、立位や座位よりも仰臥位で低下し、側臥位では下側がより低下することが知られている。この現象を観察した例を図30に示す。この例では両側鼻腔通気度は仰臥位では86%と正常範囲内にあるが、左右の通気性の差が著しく、標準曲線に対するパーセントは、右10%、左78%であった。3分間隔で測定を行ったが、左下の側臥位をとらせると、左右の通気性は逆転した。

しかし、左側鼻腔の通気性が減少した分だけ右側が増加したのではないから、両側鼻腔では、この体位で30分経過後に50%に減少している。再び仰臥位にした30分間の変動は著しくなかったが、次の右下の側臥位では右側の通気度は急速に低下し、左側は良くなり、全体の通気性もほぼ元の値に回復した。

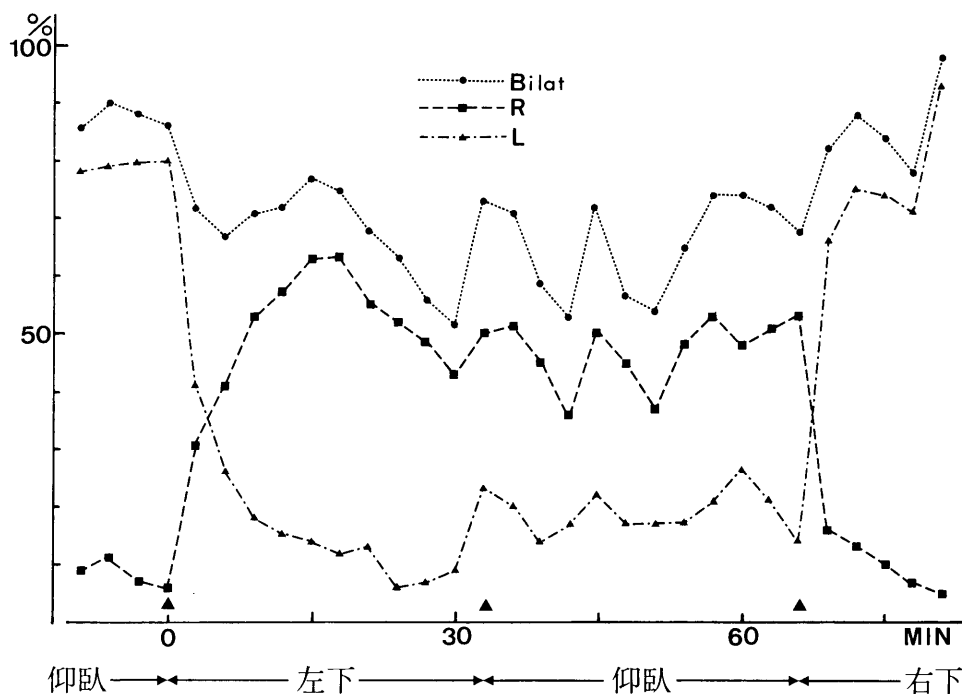


図30 体位変換による両側、左右の通気度の変化

本症例の鼻鏡所見では、右側に向かう高度の鼻中隔彎曲症があり、左側下鼻甲介の補腔性肥大を認める。自覚的にも常に一側の鼻閉感があり、就寝時に左側が下になった状態では、かなりの鼻呼吸障害が出現するものと思われた。

パーセント表示型鼻腔通気度計は、新しい測定方法を用いたものではない。標準化委員会の採択した方法で測定し、測定器も JIS 規格に合致したものである。前鼻誘導法は国内的のみならず、国際的にも通用する。残念なことは通気性の表現方法が一致していないことである。現在も意見が統一されていないし、将来も統一が困難であろう計測の基準点に着眼し、表示方法を改良して一般にも分かりやすいようにパーセント表示を提唱した。更に、内蔵のコンピュータ機能を最大に活用して、現有機種の改良でこれを行わせるようにした所に特徴がある。より高度の解析を希望する研究者にとっては、メモリーカードに記録することも、コンピュータに接続することも可能である。

鼻腔の呼吸機能を評価する通気度検査法が、研究面ばかりでなく臨床面でも広く活用されることを願っている。