鼻腔通気度の比率表示法

——その正当性と正常範囲——

旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室（主任：海野徳二教授）

内 藤 義 弘，白 戸 勝

COMPARISON OF RHINOMANOMETRIC VALUES EXPRESSED BY RATE

——VALIDITY AND NORMAL RANGE——

YOSHIHIRO NAITOH, M.D. and MASARU SHIRATO, M.D.

Department of Otolaryngology, Asahikawa Medical College, Asahikawa

The nasal patency during respiration is today usually expressed by the nasal resistance. However, the nasal resistance is not the same throughout the total respiratory phase. Therefore, the reference point to express the resistance is therefore necessary to facilitate the mutual comparison of the data. The international committee for standardization of rhinomanometry has been paying a great effort to decide where this reference point should be set up, but has not yet reached the final consensus. The purpose of this study is to present a new method to estimate nasal respiratory conductivity, regardless of the reference point.

Pressure flow curves during nasal respiration are quite similar in nature and rarely cross one another. The parabolic curves which do not cross each other can be superimposed by multiplying the standard equation, $\dot{V} = n \cdot f(P)$. Accordingly, n is only one parameter in comparing these curves. A standard curve is decided as follows.

Rohrer's equation was examined by polynomial regression analysis and concluded to be adequate to simulate a pressure flow curve. Rohrer's equation is converted to the function of P . Integration of this equation along P gives the value of the area under the curve (AUC). The total AUC can be obtained by simply adding the AUC of right and left sides. Definite integration from the origin to 1.0 and 2.0 on the abscissa gives the numerical value of AUC in each curve. The mean AUC is easily calculated by simple mathematical averaging of the data. K_1 and K_2 of the standard curve are calculated by solving simultaneous equations using mean AUC. K_1 and K_2 during expiration and inspiration are calculated, respectively.

718 subjects who had not been recently suffered from nasal diseases were examined by active anterior rhinomanometry. 47 functionally normal subjects in twenties were selected for calculation of the standard curve using the above mentioned method. In expiration, the values of K_1 and K_2 were 0.5476 and 1.3653, respectively. In inspiration, they were 0.4080 and 1.4750.

Individual curve can be expressed by only one parameter. The normal range during nasal respiration is considered to be more than 0.7. The method presented in this study is convenient for the mutual comparison of the data both in clinical and basic research.

I はじめに

鼻閉は、鼻疾患の一般的な症状の1つであり、呼吸時に通気性が良くないために生ずると理解されている。しかし自覚的な鼻閉感と通気性とは必ずしも一致しないことも知られている^{1)~4)}。このことから機能検査法としての鼻腔通気度検査法の必要性は古くから指摘され、その方法も進歩してきた。測定手技、機種に関しては許容される域に達し、鼻腔通気度計の日本工業規格 (JIS) も1988年7月に制定されている。しかしながら、臨床上の実用化という点になるといまだ十分とは言いきれない。本研究の目的は JIS にも合致し、理論的にも誤りがなく、実際の使用にも便利で臨床検査や研究にも有用な方法を開発することである。

II 測定方法の歴史的背景

外鼻孔の下にあてた金属板に付着する呼吸斑の大きさから鼻腔通気度を観察する方法が初期には用いられたが⁵⁾、非定量的であり、呼吸のみで吸気を表現しえないという欠点があった。方法が簡便なところから、この改良も近年再検討されている⁶⁾⁷⁾。その後、鼻腔通気度を定量的に観察する方法が、多くの研究者から報告されてきた^{8)~12)}。

初期には、計器の性能上、鼻腔前後の圧差、鼻呼吸に要する時間、気流量など1つのパラメータを取り上げて表現する方法が主流であった。センサーの開発、増幅・記録装置の改良と共に、同時的、経時的に計測・記録することが可能となり、複数のパラメータを用いて鼻腔通気度を表現するようになってきた。近年では、鼻呼吸時の圧差と流量とを同時に測定し、両者の関係から鼻腔通気度を表現する定量的方法が主に用いられている。更に、医用工学機器の発展と相まってコンピュータと連動させ、データの解析、保存、再現といった操作を組み込まれた機種も用いられている。

現在、標準的な鼻腔通気度測定方法は、被検者に自然鼻呼吸を行わせながら、呼吸流量と鼻腔前後の圧差を同時にピックアップし、トランスジューサーを介して電気信号に変換し、増幅して圧-流量曲線として X-Y 座標上に描記させることが一般的である。この際、鼻腔後方の圧の導出方法の違いにより、前鼻誘導 (anterior) 法と、後鼻誘導 (posterior) 法との2つに大別されている^{12)~16)}。

後鼻誘導法によって鼻腔後方の圧を導出するためには、経口腔的にチューブを挿入する。つまり口腔、中咽頭を経由して鼻腔後方の圧を導出していることにな

る。しかしこの方法では、口腔と咽頭とが十分連続していないと正しい圧が導出されない。測定時に、軟口蓋や舌背が挙上したり、絞扼反射によって圧が安定しなかったり、導出チューブ内に唾液の流入があったりして、圧の導出がうまくいかない例が1/4程度には認められる。自然呼吸下の測定系としては最も理想的ではあるが、検者にとっても被検者にとっても熟練を要する測定方法なのである。この方法が標準法として採用されたこともあった¹⁷⁾。

前鼻誘導法では、より容易な方法という観点から一侧の外鼻孔に圧導出用チューブを付着させ、その鼻腔を経由して測定側鼻腔後方の圧を導出し、反対側の鼻腔のみで呼吸させる方法を用いている。したがって前鼻誘導法での測定では両側鼻呼吸時の通気度は実測できないし、また圧導出側が完全に閉塞している鼻腔では測定不能となる。前鼻誘導法で測定を行う場合には、両側外鼻孔に直接ノズルを密着させる方法が簡単であるためにしばしば用いられている。しかしこの方法は、鼻翼の変形による誤差が生じる可能性がある。鼻腔抵抗の主な形成部位は鼻腔前方、特に鼻入口部に近い nasal valve と呼ばれる付近であるとされている¹⁸⁾¹⁹⁾²⁰⁾。したがって、ノズル挿入に伴う変形が鼻腔の通気性を変化させてしまう。準備実験によるとノズルの挿入角度、挿入深度によって測定値が変化することが明らかであった²¹⁾。圧導出用のノズルからの洩れは、反対側鼻腔の流量に変化を及ぼさないかぎり、圧の値に影響する程度は少ないが、流量の洩れの影響は大きい²²⁾。そこで、我々は、圧導出用チューブの先端に透明な粘着テープを取り付け、これを鼻孔に付着させ、顔面には流導出用マスクを密着させて測定を行った。この方法は adhesive tape technique と呼ばれ国際標準化委員会でも推奨されている方法である²³⁾。前鼻誘導法では、一侧の完全鼻閉や鼻中隔の穿孔がある場合には測定ができず、また、両側の鼻腔通気度は実測できないという欠点はあるが、現在では前鼻誘導法による測定が標準法とされており、この方法による検査や研究が増加してきている²⁴⁾²⁵⁾。

鼻腔通気度は鼻腔抵抗で表現することが多い。電気抵抗と同じ考え方に基づいて、鼻腔前後に生ずる圧差 (P) を鼻呼吸の際の流量 ($\dot{V}$) で除して、鼻腔抵抗 ($R = P/\dot{V}$) として表現する。あるいはその逆数であるコンダクタンス ($G = \dot{V}/P$) も用いる。しかし、鼻呼吸時の圧と流量との関係は直線ではなく、曲線を示すところが電気抵抗と異なっている。これは、鼻腔抵抗値が同

一個人でも一定ではないことを意味する。電気抵抗と同じ計算では流量が増すにつれて抵抗も大となってしまう。これまでは、測定点を、 $P=1.0\text{cmH}_2\text{O}$, $P=2.0\text{cmH}_2\text{O}$, $P=100\text{Pa}$, $P=150\text{Pa}$, $\dot{V}=0.25\text{L/sec}$, $\dot{V}=0.4\text{L/sec}$, 最大流量点, など検者の判断に従って設定していたため, 相互比較が困難であった。このため, ある基準点を設定し, この点における抵抗値と比較する方法が提唱された。しかしこの基準点をどこに定めるかに関してはいまだ結論には達してはいない。原点付近では, 吸気から呼気, 呼気から吸気への移行相であるので計器の誤差が生じやすく²⁶⁾, またこの範囲では鼻腔の気流動態をよく反映しないという意見もある²⁷⁾。逆に原点から離れると, 被検者によっては鼻腔通気度曲線がその基準点まで到達せず, 無理な呼吸を強制されることにもなる。

鼻腔通気度検査法の歴史をたどると測定法の確立や測定機器の改良に主眼がおかれて, ほぼ満足できる状態になったと考えられる。今後は得られたデータを, よりわかりやすく, 簡便に表現する方法の検討が望まれる。

III Rohrer の式の妥当性の検討

鼻腔通気度曲線を表わす式としては Rohrer の式: $P=K_1\dot{V}+K_2\dot{V}^2$ が最もよく知られている²⁸⁾。鼻内気流は層流と乱流とで構成され K_1 , K_2 を層流係数, 乱流係数と称し, それぞれの指標と考えることも多いが³¹⁾²⁹⁾, これには異論もある³⁰⁾³¹⁾。均一な管腔内での流体の流れは入口部より十分離れた部位では層流を示し, 流速が大きくなって Reynolds 数で規定される値を越えると乱流成分が加わるようになる。鼻腔は複雑な形態で均一の管腔とはみなし得ないこと, 管壁の性状も様ではなく, 空気との摩擦係数も部位によって異なること, 入口部流 (orifice flow) の影響が強いことなどから, 常に両者が混在していると考えられる³²⁾。これらの条件を無視し, 流速がある点までは層流であり, その臨界点を過ぎると乱流が生ずると説明している研究者もあるが³³⁾, 同意できない。放物線を示す一般式である乗幂級数の特殊な形として Rohrer の式を使用し得るかどうかを検討した。

1) 対象および測定方法

明らかな鼻疾患を認めない718名の鼻腔通気度を前鼻誘導法により測定した。内訳は表1に示すように5歳から84歳までの男357名, 女361名である。測定機器は, 日本光電製, 鼻腔通気度計・MPR1100で, マスク

表1 測定対象者の内訳(人数)

	5-9歳	10代	20代	30代	40代	50代	60代～	合計
男	14	22	120	92	50	38	21	357
女	13	59	138	52	34	46	19	361
合計	27	81	258	144	84	84	40	718

図1 前鼻誘導法による鼻腔通気度測定

図2 鼻腔通気度検査法のブロックダイアグラム

を使用し全例, 右側から測定した(図1)。検査結果はTEAC データレコーダ MR-30 に収録し, NEC パーソナルコンピュータ PC-9801 にて解析を行った(図2)。

2) 統計解析の方法

鼻腔通気度曲線が乗幂級数

$$P=K_0+K_1\dot{V}+K_2\dot{V}^2+\dots+K_n\dot{V}^n$$

で表現されると仮定し, これを多項式回帰分析により検討した。

得られたデータをサンプリング時間 10msec でAD変換後, コンピュータにデータを取り込み, 統計プログラムにより解析した。各次数の自由度調整済み寄与率と, 一つ上の次数の寄与率とのF比を計算し, 5%の危険率で棄却検定を行った。

すなわち

$$F=\frac{1-R_n^{*2}}{N-n-1} \div \frac{1-R_{n+1}^{*2}}{N-n-2}$$

R_n^{*2} : n 次式の自由度調整済み寄与率

R_{n+1}^{*2} : n+1 次式の自由度調整済み寄与率

表2 多項式回帰分析の1例 (N=133)

回帰次数 n	相関係数 R	自由度調整済み 寄与率 R ^{*2}	F 比
1	0.987080	0.974132	>22.2199 (p<0.001) > 1.1941 (N. S.) > 0.9860 (N. S.) > 0.9911 (N. S.)
2	0.999438	0.998859	
3	0.999537	0.999052	
4	0.999537	0.999046	
5	0.999541	0.999045	

表3 多項式回帰分析の結果

	右 側		左 側		計
	呼 気	吸 気	呼 気	吸 気	
1 次式	6 (0.8%)	5 (0.7%)	2 (0.3%)	2 (0.3%)	15 (0.5%)
2 次式	656 (91.4%)	684 (95.3%)	659 (91.8%)	689 (96.0%)	2688 (93.6%)
3 次式	54 (7.5%)	26 (3.6%)	56 (7.8%)	24 (3.3%)	160 (5.6%)
4 次式	2 (0.3%)	3 (0.4%)	1 (0.1%)	3 (0.4%)	9 (0.3%)
計	718 (100%)	718 (100%)	718 (100%)	718 (100%)	2872 (100%)

N : データ数

n : 次数

となる。この F 値に対応する P 値が5%以下の時に有意差ありとして次の次数に進み、順に1つ上の次数との自由度調整済み寄与率を比較検定することにより、何次式に近似するかを検討した。表2は1つのサンプルデータを示している。この例では1次式と2次式の間には明らかな有意差を認めるが、2次式以降の各データ間には有意な差は見られず、この場合は2次式に近似するのが妥当とみなすことができる。

3) 結果

表3は718名の鼻腔通気度曲線を呼気、吸気、右、左のそれぞれ、計2872例について分析した結果である。2次式近似されるものが圧倒的に多く全体で93.6%におよび、ついで3次式近似されるものが5.6%あり、1次式4次式近似されるものがごくわずかに見られた。5次式以降の近似を示した例はみられなかった。図3は呼気1436例についての相関係数を3次式まで示したものである。2次式、3次式のスケールは0.995以上を細かく分割してある。1次式の相関係数は0.985から0.990の間にピークをもって分布しているが、2次式の相関係数は0.990以上を示した例が98.2%と大部分を占め、0.999以上の非常に高い相関を示した例が49.6%と半数近くに見られた。

図4は吸気の相関係数であるが、呼気と同様の結果

図3 呼気の相関係数の分布

図4 吸気の相関係数の分布

を示している。3次式の相関係数は2次式より若干高値に分布するが2次式との差はごくわずかであった。

なお、718名における呼気時、右側の K_0 、 K_1 、 K_2 値の平均は、それぞれ、 -0.0039 、 1.8579 、 10.9228 であった。 K_0 の値は、 K_1 や K_2 に比べて非常に小さく、また、 K_1 や K_2 との相関も全く認められなかった。左側や吸気時の結果も同様であり、 K_0 は無視しても、ほとんど鼻腔通気度曲線については影響がないものと考えられた。元来 Rohrer の式は、 K_1 と K_2 で規定される式であるので、我々も両者の値を用いて検討を行うこと

図5 50側の鼻腔通気度曲線

図6 鼻腔通気度曲線の表現法

にした。

IV 標準曲線の算出方法

一般に、圧-流量曲線は、流体力学的性質が同種の管腔を同一気体が通過する場合には、流量、換気数、換気量を変えても曲線全体の大きさは変化するが、軌跡が変わることはない。また、そこに存在する抵抗の大小によって、曲線の傾きは異なるが、軌跡が交叉することもない。これはモデル実験によって確かめられている³⁴⁾。

同様の傾向が鼻腔通気度曲線にも認められるか否か

図7 鼻腔通気度曲線とその曲線下面積

表4 鼻閉に関する質問項目

1) 鼻がつまっていると感	ある (ごくわずか, 時々, 常に)
	ない
左右どちらかの通り具合が悪いと感	ある (ごくわずか, 時々, 常に)
	ない
横になると鼻がつまると感	ある (ごくわずか, 時々, 常に)
	ない
2) くしゃみや鼻漏, 乾燥感など鼻閉以外の鼻症状が	ある
	ない
3) 1ヶ月以内にカゼにかかったことが	ある
	ない
4) 耳鼻科医による診断や治療を受けたことが	ある (病名)
	ない
5) 現在の鼻の通り具合	
1	良く通る.
2	やや気になる.
3	つまっている.
4	苦しくて口で息をしている.

を検討したものが図5である。これは、50側の鼻腔通気度曲線を1枚の用紙に描いたものである。換気量の大小や換気数により曲線の最大到達点は異なり、通気性の良し悪しで曲線の傾きは様々であるが、それぞれの曲線自体の形には類似性がある。言い換えれば、これらの曲線は、ある1つの曲線をY軸方向、あるいはX軸方向のみの増幅度を加減することにより、重ね合わせることができる。つまり図6に示すように標準曲線を $y=f(x)$ と決定すれば、他の曲線は、その曲線の n 倍で表現でき、単一の変数 n によって通気性の比較が可能となることを示している。この考え方を基本にし

表5 標準鼻腔通気度曲線の計算のための AUC の平均値と K₁, K₂ の値

	呼 気			吸 気		
	右 側	左 側	両 側	右 側	左 側	両 側
0 から1.0までの AUC	0.2035	0.2068	0.4103	0.2170	0.2144	0.4314
0 から2.0までの AUC	0.6296	0.6426	1.2722	0.6578	0.6486	1.3064
K ₁	1.0810	1.1083	0.5476	0.8212	0.8110	0.4080
K ₂	5.6500	5.2817	1.3653	5.7869	6.0147	1.4750

表6 20代, 正常群の適合度の検定(呼气)

総数: 47 平均: 1.2722 標準偏差: 0.1839
 歪度: 0.3344 尖度: 2.6148

AUC (P=0~2.0)	期待数	実測数	(期待数-実測数) ² /期待数
~1.05	5.3157	5	0.0187
1.05~1.15	6.6505	8	0.2738
1.15~1.25	9.2872	9	0.0009
1.25~1.35	10.0674	10	0.0000
1.35~1.45	7.8772	8	0.0002
1.45~1.55	4.7235	4	0.1108
1.55~	3.0785	3	0.0002
合 計	47.0000	47	0.4046

自由度: df=7-2-1=4
 $\chi^2=0.4046 < \chi^2(4, 0.05)=9.488$

て標準曲線を決定した。

1) 対象および計算方法

718名の中から, 鼻腔通気度正常例を詳細な問診により選択した(表4)。20代の男女47例について, 以下の項目に合致する者を標準曲線作成のための対象者とした。

- ・日常の鼻閉感はないか, あってもごくわずかであるもの
- ・鼻閉以外の鼻症状もないもの
- ・1カ月以内に, 上気道炎に罹患していないもの
- ・あきらかな鼻疾患の既往はないもの
- ・測定時の鼻の通り具合は, 自覚的によく通っているもの
- ・鼻鏡検査でも異常所見が認められないもの

標準曲線の算出方法としては, 図7に示すように鼻腔通気度曲線とP軸とで囲まれた曲線下面積(Area Under the Curve, AUC)の平均値をもとに求めた。

まず Rohrer の式

$$P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2 \quad \dots\dots\dots(1)$$

を $\dot{V}$ について解くと

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

のように表わされる。したがって原点から, P軸上のある点Pi(吸気ではPi')までのAUCは(2)式の定積分を行うことにより求まる。

$$\begin{aligned} \text{AUC} &= \int_0^{P_i} \frac{-K_1 + \sqrt{K_1^2 + 4K_2 P}}{2K_2} dP \quad \dots\dots\dots(3) \\ &= \frac{1}{12K_2^2} (4K_2 P_i + K_1^2)^{\frac{3}{2}} - \frac{K_1 P_i}{2K_2} - \frac{K_1^3}{12K_2^2} \quad \dots\dots\dots(4) \end{aligned}$$

各人のK₁, K₂は10msec毎にサンプリングし, A-D変換したP, $\dot{V}$ の値から最小二乗法により求めた。この値を(4)に代入すると左右別のAUCを求める式が得られる。

前鼻誘導法による鼻腔通気度検査法では, 両側の通気度曲線は実測できない。しかし, 両側の流量($\dot{V}_i$)は左右の流量の加算

$$\dot{V}_i = \dot{V}_r + \dot{V}_l \quad (t: \text{両側} \quad r: \text{右側} \quad l: \text{左側})$$

であるから³⁵⁾, 両側のAUCは

$$\begin{aligned} \int \dot{V}_i dP &= \int (\dot{V}_r + \dot{V}_l) dP \\ &= \int \dot{V}_r dP + \int \dot{V}_l dP \end{aligned}$$

となる。Pi=1.0, およびPi=2.0の値を選んで定積分を行い左右別のAUCを求め, これを加算して両側の

AUC を計算した(表5)。これら2つのAUCの平均値を(4)の式に代入し連立方程式を解き標準曲線の係数 K_1 、 K_2 の値として使用した。

2) 標準曲線の計算結果

$\int_0^1 \dot{V}_r dp$, $\int_0^2 \dot{V}_r dp$, $\int_0^1 \dot{V}_i dp$, $\int_0^2 \dot{V}_i dp$ の平均値はそれぞれ0.2035, 0.6296, 0.2068, 0.6426となり $\int_0^1 \dot{V}_i dp$ の平均は0.4103, $\int_0^2 \dot{V}_i dp$ の平均は1.2722であった。この2つの値から $K_1=0.5476$, $K_2=1.3653$ が標準曲線を示す係数として求められた。吸気についても同様の計算を行い $K_1=0.4080$, $K_2=1.4750$ の値を得た。

3) 正常域の決定

表6は20代正常群の両側鼻腔通気のAUC($Pi=2.0\text{cmH}_2\text{O}$ まで)の正規性をカイ二乗検定により観察したものである。本標本のカイ二乗値:0.4046は、自由度4におけるカイ二乗分布の $P(\chi^2)=0.05$ となるカイ二乗値:9.488より十分小さく「期待数と実測数とは等しい」という帰無仮説は棄却できず、この分布は正規分布しているものと考えた。正規分布する標本では、平均値 $\pm 2SD$ を正常範囲とすることが一般的である。そこでAUCの平均値から2SDを減じた値を正常下限とみなし、それらの値から K_1 、 K_2 値を計算すると、0.9538, 2.3282となり、前述した $y=n \cdot f(x)$ の考えに従うと、 n が0.7以上であれば正常といえることができる。

V 鼻腔通気度と年齢、身長、体重との関係について

1) 対象および方法

一旦、標準曲線が決定されると個々の曲線は、標準曲線との比較で表わすことができる。この方法を用いて年齢、身長、体重の変動と鼻腔通気度との関係を検討した。対象はIV項で述べた正常群に合致した例147名である。

2) 結果

図8は正常群における鼻腔通気度と年齢との相関を観察したものである。前述したように標準曲線 $y=f(x)$ の n 倍として各々の圧・流量曲線は表示されるから、 n を y 軸に比率としてとり、 x 軸には年齢をとった。回帰直線は $y=0.0082x+0.7998$ として示され、相

図8 鼻腔通気度と年齢との関係

表7 鼻腔通気度と身長、体重との相関

人数				平均	標準偏差	相関係数
20代	男	20	鼻腔通気度(比率)	1.075	0.1574	
			身長(cm)	170.0	5.7271	-0.1314
			体重(kg)	63.6	8.0391	-0.2609
	女	27	鼻腔通気度(比率)	0.944	0.1122	
			身長(cm)	158.6	4.5731	0.3184
			体重(kg)	53.1	5.3957	0.4254
30代	男	17	鼻腔通気度(比率)	1.186	0.1723	
			身長(cm)	169.9	4.5229	0.2273
			体重(kg)	68.7	9.1315	0.1504
	女	13	鼻腔通気度(比率)	1.074	0.1026	
			身長(cm)	155.2	6.8819	0.4332
			体重(kg)	50.3	5.9496	0.1131
40代以降	男	19	鼻腔通気度(比率)	1.265	0.1372	
			身長(cm)	163.5	4.7184	0.1908
			体重(kg)	59.7	7.9150	-0.2765
	女	27	鼻腔通気度(比率)	1.227	0.1392	
			身長(cm)	151.2	5.4388	-0.1082
			体重(kg)	54.3	8.8150	0.1652

関係数 $r=0.681$ である。正の相関を示し、加齢とともに鼻腔通気度がよくなっている。

表7は鼻腔通気度と身長および体重との相関を観察したものである。性差や年代により身長や体重は異なっているので、それぞれに分類して検討を行ったが、明らかな相関は認められなかった。これは戸川らの報告と同様な結果である³⁶⁾。

VI 考 察

今回の研究の主眼は、圧・流量曲線の形の比較によって鼻腔通気度の良否を判定できるかどうかということである。鼻腔の通気性を、抵抗値やコンダクタンスという単一の数字で表現するためには、測定条件を設定する必要がある。抵抗値の基準点には流量を用いたものもあり、圧を用いたものもあり、全く統一されていなかった。

1984年、鼻腔通気度標準化国際委員会において、基準点は150Pa (約1.5cmH₂O) に定めようという提案がなされた。150Pa という基準点は、我々日本人の安静自然呼吸では全例が到達する値ではない。無理にこの点まで圧を上昇させようとするで換気量を大きくしなければならず、自然呼吸下の測定という基本理念に反してしまう。事実、今回の測定でも、少なくとも一例が100Pa (約1.0cmH₂O) にさえ到達しなかった例は約25%にも認められた。また欧米人においても、100Pa に到達しない例が約10%に認められたとする報告もあり³⁷⁾、基準点を設定して鼻腔通気度を表現することにも、問題点を残している。

現在市販されている計器の多くは、種々の基準点での抵抗値やコンダクタンスを併記して表現する方法を用いているために、プリントアウトされるデータが多くなり、どの値を鼻腔通気度とすればよいかという実地上的困難さを引き起こしている。

鼻腔通気度を、基準点を定めずに測定する方法や、抵抗値ではない他の値で比較する方法も考案されてきた。鼻腔有効断面積による表現法や³²⁾³⁸⁾³⁹⁾、Rohrerの式による表現法も³⁾²⁹⁾その中に含まれる。

複数の測定点における抵抗値の平均で抵抗を表わす方法も使用されてきた。近年コンピュータが鼻腔通気度測定法に導入されてからこの方法は急速に進歩し、Cole⁴⁰⁾⁴¹⁾、Schmacher⁴²⁾、Corvera⁴³⁾、Vogt⁴⁴⁾などの報告があり、今後益々発展する方法であろう。

原点における鼻呼吸曲線の接線とX軸とのなす角 θ は、曲線の性質を示す優れた方法である。 θ を正確に

測定することができれば、今回我々が意図した曲線の形態の比較と同義になる。しかし、原点付近は圧と流速とが、正から負へ、負から正へと逆転する部分であり、計器に起因する誤差が生じやすく、通常の方法で得られた圧・流量曲線から θ を求めることは、理論的には可能であっても実際には不可能に近い。Bromsは原点を中心とした径の異なる円を描き (radius 1, 2, 3), この円と交叉する圧・流量曲線の点と原点とを結んだ直線の角度を複数個求め (v_1, v_2, v_3), 計算によって $\theta (=v_0)$ を求める方法を発表した⁴⁵⁾。言い換えれば極座標を用いて曲線上の点を表現したわけである。原点での θ を求めることによっても曲線の特徴は把握し得るが、直角座標に基づいて考えるならば、曲線上のある点での接線と、 $\dot{V}$ 軸とのなす角を計算によって求め、それによって曲線の特性を知ることでもある。

Rohrerの式: $P=K_1\dot{V}+K_2\dot{V}^2$ を $\dot{V}$ について微分すると、 $\dot{V}$ 軸とのなす角 θ が求まる。

$$\frac{dP}{d\dot{V}} = \tan\theta = K_1 + 2K_2\dot{V}$$

$$\theta = \tan^{-1}(K_1 + 2K_2\dot{V})$$

で表わされる。 $\dot{V}$ に種々の値を代入し、各点での θ の値を求めれば、その曲線の特性は θ によっても表現することができる。標準曲線を求めるにあたっては、標準となる被検者の各点の平均値を算出することも可能ではあるが、それから K_1, K_2 の係数を計算するには、一組の連立方程式を解けば得られるから、 $\dot{V}$ の値の選択は2カ所に限定されてしまう。言い換えればここで基準点を設定することになる。基準点を設けずに曲線全体を利用して平均的な曲線を得て、それを標準曲線とするためには、選ばれた2つの基準点を用いることは避けねばならない。AUCは定積分値であるから、そこに至るまでの曲線上のすべての値が含まれて算出される値である。連立方程式を解くために、2点($P_i=1.0$ および 2.0)を選んだが、これは原点から1.0あるいは2.0までのすべての曲線上の点を含んで計算された値ということになる。

このような理由から、AUCを利用して鼻腔通気度曲線の標準曲線を決定し、個々の検査結果は、この標準曲線との比率で表わすことにした。この方法で測定すると、この曲線より $\dot{V}$ 軸に近い鼻腔通気度の良い曲線は1.0以上の値をとり、P軸に近い鼻腔通気度の悪い曲線は1.0以下の値となる。

鼻腔通気度を比率で表わす方法では、標準曲線の決定は特に重要な課題である。我々は、正常群の中から

肉体的、生理的に安定していると考えられる20代をその対象として用いた。これまでの多くの鼻腔通気度に関する研究においても、明確に、鼻腔通気度に関する正常者を規定したものは認められない。鼻閉感と客観的な鼻腔通気度とが必ずしも相関しないことは、多くの研究者が指摘しているところであるが、鼻内所見が正常という分類では鼻腔通気性の正常群を規定したことにはならない。鼻鏡検査や内視鏡検査による鼻腔所見は、本来形態学的な分類であり、通気度という機能検査との関連は詳細に研究されていないからである。そのため形態的な正常ばかりでなく、細かなアンケート調査を行い、条件に合致したもののみを正常者とした。

一般に若年者は鼻腔抵抗が高く、加齢とともに低下してくることは日常臨床においても経験するところであり、特に小児の鼻腔抵抗は高値を示しバラツキも大きいことが報告されている^{46)~49)}。

今回の検討では小児の正常例は少数に留まっており明確な傾向は把握できなかった。この原因としては、小児の鼻症状に対する問診のむずかしきとともに、成人に比べ小児の鼻疾患罹患率が高いことも関係している。

今回は、便宜的に小児と成人を合わせて一つの一次回帰式で表わしたが、小児の場合は、年齢による鼻腔通気度の変動が大きいことも示唆されており⁵⁰⁾、小児群だけを細分した検討が必要であると思われる。

正常範囲の決定については、得られたデータをそのまま、あるいは対数をとって統計学的に処置をして正常範囲を決定している報告が多い³⁵⁾⁵¹⁾⁵²⁾。

今回の調査は日本人についてのみ行ったものである。鼻腔の形態を大別すると狭鼻型と広鼻型となり、欧米人は狭鼻型に、日本人は広鼻型に近いものと思われる⁵³⁾⁵⁴⁾。狭鼻型では一般に nasal valve の面積も狭く collapse による吸気時の閉塞も起こりやすいといわれている。このような例では、鼻腔通気度曲線は呼吸では2次曲線を示しても、原点を境にして急峻に折れ曲がる例もあり、kink と呼ばれ⁵⁵⁾、特殊な病態を示すものと考えられている。国際委員会で意見の一致が得られない一因には、このような東洋人と欧米人との鼻腔の形態の相違も根底にあるものと思われる。人種の差による鼻腔通気度の差も指摘されており⁵⁶⁾、日本人で得られた標準曲線が欧米人にも適応され得るかどうかは興味のあるところであり、今後の検討課題である。

鼻腔通気度は、生理的な変動である nasal cycle をはじめとして⁵⁷⁾、体位⁵⁸⁾、運動⁵⁹⁾、温度⁶⁰⁾、呼吸状態⁶¹⁾など様々な条件で変化することが知られている。したがって、ただ安静時の鼻腔通気度を測定するだけでなく、刺激試験や負荷試験などによる、鼻腔通気度の動的な変化や経時的な変化も興味のある点である。臨床検査においても、術前術後の変化、治療効果の判定、アレルギー誘発反応の客観的評価など応用範囲は広い。検査結果が簡単な数値で示される本表現法は、おおいに活用されるものと思われる。

VII ま と め

鼻呼吸時の圧と流量との関係は直線ではなく、抵抗値は基準点により変化する。そのため、基準点を設定して鼻腔通気度を表現しようとする試みもあるが、基準点をどこに定めるかに関してはなかなか意見の統一をみない。そこで基準点を必要としない鼻腔通気度表現法の開発について検討を行い、以下の結果を得た。

1) 鼻腔通気度曲線は呼吸の大小や、鼻腔通気度の良し悪しにより曲線の長さや傾きは異なるが、軌跡は互いに交叉することはない、という事実に着眼し、標準曲線 $y=f(x)$ の n 倍という単一のパラメーターを用いて表現する方法を考案した。

2) 718名、1436例の鼻腔通気度曲線を検討した結果、Rohrer の式: $P=K_1 \dot{V}+K_2 \dot{V}^2$ が十分曲線の特性を示すことが確認された。

3) Rohrer の式を $\dot{V}$ につき解き、 P の関数に変換し、この式と P 軸とで構成される曲線下面積 (AUC) を求め、AUC の平均値より標準の K_1 、 K_2 値を計算した。この対象者としては、正常群147名のうち、20代男女47名を用いた。

4) 標準曲線を1とすると、個々の曲線は、それとの比較で表現することが可能であった。すなわち1.0以下の値を示すものは通気性が標準より劣ることを示し、AUC の 2SD から計算すると、0.7以上が正常範囲と考えられた。

5) 各年齢層につきこの比率を用いてプロットすると $y=0.0082x+0.7998$ なる回帰直線が得られた。この式を用いることにより各年齢層の予測値を求めることもできた。身長、体重に関しては明らかな相関は認められなかった。

6) 基準点を設定することなく、単一の数値で鼻腔通気度が表現でき、研究面でも日常臨床にも大いに有用性があると思われた。

参考文献

- 1) 今野昭義：鼻内気流と鼻腔抵抗 第2編 Pneumotachometerを用いた左右別鼻腔通気度測定法・その基礎と臨床。日耳鼻 72：49-65, 1969.
- 2) 内藤義弘, 海野徳二, 矢島 洋：鼻閉感と鼻腔通気度との関連。日耳鼻 84：591-595, 1981.
- 3) 森本大和：鼻閉と鼻腔通気度との関連についての研究。耳鼻 25：1271-1282, 1979.
- 4) Burrow A, Eccles R, Jones S: The effects of camphor, eucalyptus and menthol vapour on nasal resistance to airflow and nasal sensation. Acta Otolaryngol 96: 157-161, 1983.
- 5) Gratzel: Zur Prüfung der Luftdurchgängigkeit der Nase. Ther Gegenw 42: 348-351, 1901.
- 6) Gertner R, Podoshin L, Fradis M: A simple method of measuring the nasal airway in clinical work. J Laryngol Otol 98: 351-355, 1984.
- 7) 春名真一, 小澤 仁, 深見雅也, 河野久雄, 内田 豊：液晶マイクロセルを応用した鼻息計の臨床への試用。日本鼻科学会誌 27: 125, 1988.
- 8) 長谷川誠, 斉藤洋三, 渡辺建介, 高山 哲：鼻腔通気度測定法に関する研究の進歩。耳鼻 21: 135-153, 1975.
- 9) Cole P: Respiratory rhinometry, a review of recent trends. Rhinology 18: 3-8, 1980.
- 10) 戸川 清, 今野昭義, 星野忠彦, 岡本美孝, 西平茂樹：鼻腔通気度測定法の現況。耳鼻 26: 665-676, 1980.
- 11) Clement PAR, Hirsch C: Rhinomanometry-A review. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 46: 173-191, 1984.
- 12) 海野徳二：鼻腔通気度測定法。耳鼻臨床 77: 2317-2327, 1984.
- 13) 戸川 清：鼻腔通気度測定法の比較・解析と総括。昭和52年度文部省科学研究費による試験研究『鼻腔通気度測定法の標準化』研究報告集。1978, 1-4頁。
- 14) Kumlien J, Schiratzki H: Methodological aspects of rhinomanometry. Rhinology 17: 107-114, 1979.
- 15) Enzmann H: Vergleich rhinomanometrischer Verfahren. HNO 31: 327-331, 1983.
- 16) Dvorace K: Comparison of sequential anterior and posterior rhinomanometry. J Allergy Clin Immunol 76: 577-582, 1985.
- 17) Kern EB: Committee report on standardization of rhinomanometry. Rhinology 19, 231-236, 1981.
- 18) 今野昭義：鼻内気流と鼻腔抵抗 第1編 生体鼻腔・鼻咽腔より得られた鋳型を用いて作った鼻腔モデルによる鼻内気流の観察。日耳鼻 72: 36-49, 1969.
- 19) Bridger GP: Physiology of the nasal valve. Arch Otolaryngol 92: 543-553, 1970.
- 20) Haight JSJ, Cole P: The site and function of the nasal valve. Laryngoscope 93: 49-55, 1983.
- 21) Unno T, Naitoh Y, Sakamoto N et al: Nasal resistance measured by anterior rhinomanometry. Rhinology 24: 49-55, 1986.
- 22) 海野徳二, 内藤義弘, 坂本伸雄, 堀川博志：モデル実験による前鼻誘導法の評価。日耳鼻 89: 1632-1636, 1986.
- 23) Solow B, Greve E: Rhinomanometric recording in children. Rhinology 18: 31-42, 1980.
- 24) Clemment PAR: Committee report on standardization of rhinomanometry. Rhinology 22: 151-155, 1984.
- 25) 海野徳二, 内藤義弘, 白戸 勝：鼻腔通気度研究の動向。耳鼻臨床 補15: 1-14, 1987.
- 26) 海野徳二, 矢島 洋, 打越 進：鼻腔抵抗測定の基礎的条件 トランスジューサーの性能と限界の問題。日耳鼻 80: 11-20, 1977.
- 27) Bachmann W, Bachert C: Die quantitative Auswertung von Rhinomanometriekurven. Laryng Rhinol Otol 63: 58-61, 1984.
- 28) Rohrer F: Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluss der unregelmässigen Verzweigung des Bronchialsystems auf den Atmungsverlauf in verschiedenen Lungenbezirken. Arch Ges Physiol (Pflüger) 162: 225-299, 1915.
- 29) Cockcroft DW, Hargreave FE, Pengelly LD: The effect of helium on nasal resistance and nasal flows. Am Rev Resp Dis 120: 697-700, 1979.
- 30) 白井信郎：鼻腔通気に関する臨床的研究。日耳鼻 76: 42-48, 1973.
- 31) 内藤義弘, 海野徳二：空気およびヘリウム-酸素混合ガスによる鼻腔通気度測定。耳鼻 32: 982-987, 1986.
- 32) Girardin M, Bilgen E, Arbour P: Experimental study of velocity fields in a human nasal fossa by laser anemometry. Ann Otol Rhinol Laryngol 92: 231-236, 1983.
- 33) Rodenstein DO, Stanescu DC: Absence of nasal air flow during pursed Lipsbreathing. Am Rev Respir Dis 128: 716-718, 1983.
- 34) 海野徳二, 矢島 洋, 林崎勝武, 小野寺 哲, 吉田良収：モデル実験による鼻腔有効面積の測定。日耳鼻 81: 1397-1402, 1978.
- 35) Bachmann W: The present status of

- rhinomanometry. *Rhinology* 14: 5-9, 1976.
- 36) 戸川 清: 鼻腔通気度測定法の標準化. 昭和58年度科学研究費補助金試験研究(1)研究成果報告書 1984.
 - 37) Cole P, Naito K, Chaban R: Rhinomanometry: Technique and variability. *Rhinology* 26 Supplement 1: 91, 1988.
 - 38) Connell JT: An instrument for measuring the effective cross-sectional nasal airway. *J Allergy* 37: 127-134, 1966.
 - 39) Novakovic M, Podvinec S, Simonovic M: Rhinoresistometer. *Arch Otolaryngol* 87: 665-666, 1968.
 - 40) Cole P, Fastag O, Forsyth R: Variability in nasal resistance measurements. *J Otolaryngol* 9: 309-315, 1980.
 - 41) Cole P: Toronto rhinomanometry: laboratory, field and clinical studies. *J Otolaryngol* 17: 331-335, 1988.
 - 42) Schumacher MJ, Gaines JA, Descript B: Computer-aided rhinometry: analysis of inspiratory and expiratory nasal pressure-flow curves in subjects with rhinitis. *Comput Biol Med* 15: 187-195, 1985.
 - 43) Corvera G, Corvera J, Ayora MF: Computerized rhinomanometry: a new method for the clinical exploration of the nasal respiratory function. *Arch Invest Méd (Méx)* 16: 275-281, 1985.
 - 44) Vogt K, Wernecke K, Sachse D: Rhinomanometry: Averaging of rhinomanometric curve by splining. *Rhinology* 26 Supplement 1: 88, 1988.
 - 45) Broms P, Jonson B, Lamm CJ: Rhinomanometry II. A system for numerical description of nasal airway resistance. *Acta Otolaryngol* 94: 157-168, 1982.
 - 46) Lenz H, Wegener EU: Normalwerte der Nasenatmung gemessen mit einem neu entwickelten Rhinorheomanometer mit modifizierten Prandtl'schen Staurohr und lineare KenngröÙe. *Laryng Rhinol Otol* 62: 405-415, 1983.
 - 47) Cauwenberge PB, Schynkel K, Kluyskens PM: Clinical use of rhinomanometry in children. *Int J Otorhinolaryngol* 8: 163-175, 1984.
 - 48) 西端慎一: 鼻腔通気度における年齢変化. *日耳鼻* 87: 1654-1671, 1984.
 - 49) Fielder CP: The effect of adenoidectomy on nasal resistance to airflow. *Acta Otolaryngol* 100: 444-449, 1985.
 - 50) Principato JJ, Wolf P: Pediatric nasal resistance. *Laryngoscope* 95: 1067-1069, 1985.
 - 51) Pallanch JF, McCaffrey TV, Kern EB: Normal nasal resistance. *Otolaryngol Head Neck Surg* 93: 778-785, 1985.
 - 52) McCaffrey TV, Kern EB: Clinical evaluation of nasal obstruction. *Arch Otolaryngol* 105: 542-545, 1979.
 - 53) 高橋 良: 鼻, 鼻を理解し鼻を治すために. 金原出版, 東京, 1976, 47-54頁.
 - 54) Guethner TA, Sather AH, Kern EB: The effect of Le Fort I maxillary impaction on nasal airway resistance. *Am J Orthod* 85: 308-315, 1984.
 - 55) Clement PAR, Kaufman L, Rousseeuw P: Active anterior rhinomanometry in pre- and postoperative evaluation, use of Broms' mathematical model. *Rhinology* 21, 121-133, 1983.
 - 56) Graamans K: Review Rhinometry. *Clin Otolaryngol* 6: 291-297, 1981.
 - 57) Eccles R: The central rhythm of the nasal cycle. *Acta Otolaryngol* 86: 464-468, 1978.
 - 58) Hudgel DW, Robertson DW: Nasal resistance during wakefulness and sleep in normal man. *Acta Otolaryngol* 98: 130-135, 1984.
 - 59) 大木幹文: 鼻腔通気性に及ぼす運動の影響に関する研究. *日耳鼻* 91: 1419-1434, 1988.
 - 60) Cole P, Forsyth R, Haight JSJ: Effects of cold air and exercise on nasal patency. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 92: 196-198, 1983.
 - 61) 長谷川 誠, 斉藤洋三: 息こらえ, rebreathing, 過剰換気, 運動負荷の鼻腔抵抗に及ぼす影響. *日耳鼻* 82: 670-673, 1979.
-
- 稿を終えるにあたり, 本研究を終始御指導, 御校閲賜りました旭川医科大学耳鼻咽喉科学講座, 海野徳二教授に深く感謝いたします。また, 本研究における数学的御指導を賜りました旭川医科大学数学講座, 安田 博教授に深く感謝いたします。さらに本研究に協力していただいた旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室の教室員の皆様に深く感謝いたします。
- 本研究の一部は, 第6回, 第7回 ISIAN, 第89回日本耳鼻咽喉科学会総会において口演した。
-
- (原稿受付 1989年4月20日)
- 別刷請求先 〒078 旭川市西神楽4線5号3-11
旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室 内藤義弘