PREREQUISITE FOR THE MEASUREMENT OF THE NASAL RESISTANCE
— FUNCTION OF THE TRANSDUCERS AND THEIR LIMITATION —

TOKUJI UNNO, M. D.

Department of Otolaryngology Asahikawa Medical College

(Director: T. Unno, M. D.)

HIROSHI YAZIMA, M. D. AND SUSUMU UCHIKOSHI, M. D.

Department of Otolaryngology Wakayama Medical College

(Director: M. Okuda, M. D.)

Various methods are employed to assess the patency of the nasal cavities. Nasal resistance is evaluated by simultaneous measurements of the air flow and the pressure difference between the nostrils and pharynx. These values are transformed into the electrical signals by transducers, amplified and recorded. However, we are often annoyed with problems arising during and after the measurement, such as a loop formation of the pressure-flow curve. The purpose of this paper is to evaluate the exact function of the apparatus including the transducers and to clarify the limitation in analyzing the recorded data.

Two solenoid valves were connected in parallel using Y tube to the constant negative pressure source. Rectangular waves were led through the solenoid valves which were alternatively opened by a manual switch. Sinusoidal waves were produced by a respirator (Harvard Apparatus) equipped with phototransistor signals at zero flow point. Four transducers and one hot wire flowmeter were checked by the above mentioned airflow system. Diameter and length of the conduit pipes to the transducers were also varied. The mean values of the stabilizing time, rise time and overshoot were calculated from the curves recorded 10 times in each experimental condition when the rectangular waves were measured. The time lags were determined comparing the recorded curve with the phototransistor signal when the sinusoidal waves were measured. Curves of the flow measurement recorded by a penumotachometer and the transducers prominently lagged behind the actual rectangular phenomena. The time lag of the hot wire flowmeter was much smaller, but significant time lapse was also needed for stabilization. The time lag of the pressure transducer was shorter as compared with the flow transducers, but overshoots were noted especially in cases of long and thick conduit pipes. Stabilizing and rise times were voluntarily elongated by narrowing the pipes. The loop formation of the pressure-flow curves on an oscilloscope is at least in part attributed to the phase difference of the measuring system, since it is apparent from our observations that the flow signal considerably lags behind the pressure signal.

It is required for the experimenter to have a good knowledge on the function and efficiency of transducers, use them exactly according to the description, and analyze the data within the limitation of their function.

A80—0479—32082

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 —

旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室（主任：海野徳二教授）

海 野 徳 二

和歌山県立医科大学耳鼻咽喉科学教室（主任：奥田 稔教授）

矢 島 洋 打 越 進

I はじめに

鼻腔通気度の測定には種々の方法があり、古くからいろいろと試みられている。どのような方法が優れているかは研究の目的によっても異なるが、1) 用具が簡単で誰にでも容易に使用出来るものであること、2) 測定時に被検者に与える負担が出るだけ少ないこと、3) 測定結果が正確で再現性のあること、4) 自然呼吸に近い状態で測定でき、かつ測定操作によって呼吸を乱さないこと、などによって決まってくる。一つ一つの測定方法については Foxen¹⁾、長谷川²⁾らの論文に詳述されている。しかし、同じ方法を用いた結果でも研究者によって必ずしも一致せず、鼻腔通気度の表現方法や結果解析の標準化には誰もが頭を悩ましているのが現状である。

方法の一つとして、鼻腔前後の圧差と、その時の流量を測定して、ちょうど電圧と電流を測定して得られる電気抵抗のような考え方から鼻腔抵抗を評価することがある。しかし、記録された値を整理してみようとするとき幾多の困難に遭遇する。それは主として流量によって抵抗が異ってくるためであって、どの位の流量の時に測定するかが影響してくるからである。また、圧と流量との関係を多項式で表現し、どのような速さの流れにも当てはまるようにした方法もある。このために最小自乗法による実験式の導き方とか、コンピューターの導入も試みられてはいるが、必ずしも満足すべき結果が得られたとは思われない。圧差や流量を測るためには、トランスジューサーを用いて圧や流量の変化を電気信号に変え、増幅して記録するのが現在では最も一般的な方法である。水柱や水銀マンノメーターの動きを眼で見て記録した時代と比較すると、進歩していることに間違いない。しかし、このような方法ならば完全なものと言えるだろうか。使用時の条件による変化や、記録曲線に現われる変化を調

べてトランスジューサーの性能を正確に知り、これらの器械を使用する研究の一助となすのが本論文の目的である。

II 装置と研究方法

実験に使用したトランスジューサーは、横河・ヒューレット・パッカード(YHP)社及び、日本光電工業社のものである。性能の一覧表を示した(第1表)。その他、測定原理の全く異なる hot wire 流量計(ミナト医科学)も使用した。人工的に流れを起してその時に記録された値を検討した。

矩形波に近い流れを得るためには、ソレノイド弁を2個並列にY字管で連結して用いた(第1図)。Y字管の先に一定の陰圧を常に加えて、ソレノイド弁の切換えにより stepwise な流れが得られるようにした。ソレノイド弁の切換えを手動で10回づつ行ない、記録された曲線につき次のような値を求め、平均値を算出した。即ち、曲線は何れも矩形波に近い形が得られる筈であるのに、実際には入力的一瞬间から安定した出力が得られるまでには時間を要する。この時間を安定化時間(T)と名付け

第1図 ソレノイド弁を並列に連結した矩形波発生装置

第 1 表 トランスジューサーの特性

型 式	QS-MFP	DLPU-0.05	267-BC	NIHON KOHDEN TRANSDUCER
原 理	差 動 式	Wire Strain Gauge	差 動 式	半 導 体 ゲー ジ
Full Scale	-5 ~ 5 [mmH ₂ O]	-500 ~ 500 [mmH ₂ O]	-100 ~ 400 [mmHg]	-50 ~ 50 [mmH ₂ O]
Max. Allowable Pressure	±30 [mmH ₂ O]	±1500 [mmH ₂ O]	±750 [mmHg]	±500 mmH ₂ O
Sensitivity	120 [μV/mmH ₂ O/V]	3.0 [μV/mmH ₂ O/V]	200 [μV/mmHg]	830 [μV/mmH ₂ O/V]
Linearity	0.5 [%/FS]	1.0 [%/FS]	1.5 [%/FS]	5 [%/FS]
Hysteresis	0.5 [%/FS]	0.5 [%/FS]	1.5 [%/FS]	5 [%/FS]
Thermal Zero Drift	0.12 [mmH ₂ O/°C]	0.125 [mmH ₂ O/°C]	0.4 [mmHg/°C]	
Overshoot	0 [%]	94 [%]	89 [%]	
Rise Time	36 [msec]		4 [msec]	
Internal Volume	20 [cc]	4 [cc]	0.2 [cc]	7 [cc]
Volume Displacement	9.0 [mm ³ /mmH ₂ O]	0.048 [mm ³ /mmH ₂ O]	0.03 [mm ³ /100 mmHg]	
Weight	2050 [g]	1750 [g]	434 [g]	
固有共振周波数	24 [Hz]	310 [Hz]		70 [Hz]

第 2 図 記録例と解析に用いた測定値 (T, ΔT, overshoot)

て測定した。また、初め10%、終り10%を除いた中間の80%の変化をするのに要する時間を立ち上り時間 (ΔT) として測定した。overshoot は加えられた変化以上に一過性に示される出力で、その最大値を実際に起るべき変化の%で表現した (第2図)。

流量検出には pneumotachometer をこの装置にビニール管で直接連結し、圧検出のためには直径5 mmの孔のある円板を回路中に介在させて、その前後の圧差が記録されるようにした。流量に関しては前以って1 LPSの流しが得られるように、加える陰圧の程度を調節しておいて実験を行なった。標準型 pneumotachometer (日本光電) と差動型トランスジューサー (QS-MFP, serial No. B-701012, 日本光電) との組合せて記録をとる場合、pneumotachometer とトランスジューサーとを結合するポリエチレン管には、外径6 mm、長さ5 cm 及び100 cm、並びに外径2.2 mm、長さ100 cm のもの3種類を使用し、ソレノイド弁と pneumotachometer の中心間の距離を20 cm、100 cm に変えて測定を行なった。hot wire 流量計ではソレノイド弁からの距離を20 cm、100 cm とした。

圧の検出の場合もソレノイド弁と有孔円板との距離を20 cm、及び100 cm とした。円板前後の側孔とトランスジューサーとを結合するポリエチレン管は、外径4.5 mm (No. 50, 五十嵐医科工業) 長さ10 cm と100 cm、外径2.2 mm (No. 35) 長さ100 cm の3種類を使用した。トランスジューサーは、ストレン・ゲージ型(DLPU-0.05, serial No. 688414, 日本光電)及び差動型(267 BC,

serial No. 726, YHP) を用いて記録した。半導体型トランスジューサー (日本光電) については外径6 mm、長さ10 cm のポリエチレン管を使用した場合についてのみ記録した。有孔円板の孔の直径は約5 mmで、5 cm H_2O の圧差を生じるような流れを実験に使用した。DLPU-0.05 のトランスジューサーについては、長さ100 cm のポリエチレン管の外径を、4.5 mm (No. 50), 2.2 mm (No. 35), 1.6 mm (No. 25), 1.3 mm (No. 20), 0.9 mm (No. 10) の5種類についても記録をとり、測定値を検討した。

正弦波に近い流れを生ずるものとしては、動物換気用レスピレーター (Harvard Apparatus) を使用した。これは円運動をピストン運動に変換して換気する装置で、円運動の速さとその直径を調節することにより、種々の

第3図 動物換気用レスピレーター
左上に一部見えるのがフォトランジスター。
右上の箱はフォトランジスターからの送信装置。

第2表 差動型トランスジューサーによる流量測定の前平均値

弁からの距離	管		安定化時間		立ち上り時間		Overshoot	
	種類	長さ [cm]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [%]	OFF [%]
20cm	No. 50	5	146.4	184.9	75.9	70.7	0	0
	No. 50	100	122.5	125.3	76.5	69.1	2	2
	No. 35	100	2038.4	2719.2	1088.9	1224.2	0	0
100cm	No. 50	5	208.2	191.9	78.5	90.9	0	0
	No. 50	100	138.4	149.7	76.5	83.7	0	0
	No. 35	100	2278.8	2476.7	1103.0	1159.6	0	0

速さと換気量の流れが得られるようにしたものである(第3図)。

円運動の半径を a 、アームの長さを l とするとピストン運動の速さ $\frac{dx}{dt}$ は次のようにして求められる。

$$l^2 = a^2 + x^2 - 2ax \cos \theta \dots\dots\dots(1)$$

両辺を時間 t で微分すると

$$0 = 2x \frac{dx}{dt} - 2a \cos \theta \frac{dx}{dt} + 2a X \sin \theta \frac{d\theta}{dt}$$

$$\frac{dx}{dt} = \frac{a X \sin \theta}{a \cos \theta - X} \cdot \frac{d\theta}{dt} \dots\dots\dots(2)$$

式(1)より $X = a \cos \theta + \sqrt{l^2 - a^2 \sin^2 \theta}$ を導き、式(2)に代入すると。

$$\frac{dx}{dt} = \frac{a \sin \theta}{\cos \theta + \sqrt{\left(\frac{l}{a}\right)^2 - \sin^2 \theta}} \cdot \frac{d\theta}{dt}$$

となる。 l が非常に大きければ $\frac{dx}{dt}$ で画かれる曲線は sine wave となるが、そうでない場合は $\left(\frac{l}{a}\right)$ の値によって影響をうける。今回は $\frac{l}{a} = 3$ となるような a を選んだが、ピークは $\theta = 70^\circ, 250^\circ$ に相当した。

ピストン運動の静止する点、即ち $\theta = 0^\circ, 180^\circ$ を確認するためにピストンのアームが水平となる位置にフォトトランジスターを2個装着し、この部分をアームにとりつけた薄い板が横切って遮光する際に信号が発せられるようにした(第3図)。この信号の較正は、Krogh spirometer と直結した状態でピストンを非常にゆっくりとした速度で動かし、Krogh からの volume 信号の最低点と最高点とが、フォトトランジスターからの信号の左端と一致するようにした。換気回数を 10, 20, 30, 40 回/分と変化させて記録した。1 回の換気量は約 700 cc である。流量検出の場合は回転の角速度が大きくなるにつれ

第4図 ハーバード ポンプで換気中の実験装置

第5図 差動型トランジューサーによる流量測定

(1), (2), (3) はソレノイド弁からの距離が 20 cm

(4), (5), (6) は " " 100 cm (第6図でも同様)

て遅れも著明になる。フォトトランジスターからの信号と対比させてこの遅れを計算し、理論値と比較した。また、pneumotachometer 或は hot wire 流量計と有孔円板とを直列に連結し、Harvard pump による換気を行なって、圧・流量の変化をブラウン管オシログラフで観察した(第4図)。更に同じ装置を口呼吸で換気した時に起る変化をも観察した。

これらの記録はすべてフォトコーダー Type 2901 (横河電機)で行なった。

Ⅲ 結 果

(1) 差動型トランスジューサーによる流量測定

測定値の平均を第2表に示す。第5図は種々の条件の際の記録例である。外径6mmのポリエチレン管を使用した場合に、その長さが5cmであっても100cmであっても、ソレノイド弁とpneumotachometer間の距離が20cmであっても100cmであっても大差はなかった。ポリエチレン管が細くなると(No. 35) T, ΔT共に著しく延長する。しかし、最も条件の良い場合でも入力があるから正確に記録されるまでにはかなりの時間がかかる。一般的に言って、この組合せを用いた場合には100 msec 以上はかかるものと判断してよい。

(2) hot wire 流量計による流量の測定

測定値の平均を第3表に示す。流量変化に対する反応は速いが、記録された曲線にはこまかい振動性の変化をも伴う。

(3) 差動型トランスジューサーによる圧の測定

平均値を第4表に、例を第6図に示す。記録例にも見

第3表 Hot Wire 流量計による測定の平均値

弁からの距離	安定化時間		Overshoot	
	ON [msec]	OFF [msec]	ON [%]	OFF [%]
20cm	77.0	86.3	45	0
100cm	71.0	54.9	43	3

られるように反応は速い。立ち上り時間は10 msec 程度である。しかし、多くの場合 overshoot を伴い、特に側圧を導き出すポリエチレン管の長さが長く、径も太い場合にその傾向が強くなる。overshoot が大きく現われる場合には安定化時間Tも延長する。

(4) ストレン・ゲージ型トランスジューサーによる圧測定

平均値を第5表に示す。圧変化に対する反応はかなり速い。overshoot はこの場合の方が少なく、入力を切った時に基線に戻る速度はやや遅い。管の径が細くなるにつれて時間おくれの傾向は強くなる。ポリエチレン管の直径を更に細くしていった場合に生ずる変化を第6表に示した。管径が2 mm 以下になると(No. 25, No. 20, No. 10) T, ΔT は著しく延長する。

(5) 半導体トランスジューサーによる圧測定

弁から有孔円板までの距離を20 cm とし、外径6mm 長さ10 cm のポリエチレン管で側圧を導いた。安定化時間は switch ON で 59.5 msec, OFF 85.4 msec, 立ち上り時間 ON 5.0 msec, OFF 10.8 msec, overshoot は約14%であった。

第4表 差動型トランスジューサーによる圧測定の平均値

弁からの距離	管		安定化時間		立ち上り時間		Overshoot	
	種類	長さ [cm]	OFF [msec]	ON [msec]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [%]	OFF [%]
20cm	No. 50	10	53.9	46.7	12.1	18.5	35	0
	No. 50	100	92.4	45.6	9.5	9.1	>80	4
	No. 35	100	30.0	61.3	7.3	32.4	28	0
100cm	No. 50	10	58.4	52.8	9.7	25.8	15	0
	No. 50	100	111.8	83.1	11.7	10.0	76	17
	No. 35	100	56.3	46.4	11.3	22.4	47	0

第 6 図 差動型トランスジューサーによる圧の測定

第 5 表 ストレイン・ゲージ型トランスジューサーによる圧測定の平均値

弁からの距離	管		安定化時間		立ち上り時間		Overshoot	
	種類	長さ [cm]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [%]	OFF [%]
20cm	No. 50	10	98.2	121.0	8.8	35.1	16	0
	No. 50	100	115.2	89.4	10.8	32.5	40	0
	No. 35	100	106.9	118.4	24.8	37.2	0	0
100cm	No. 50	10	76.2	83.0	8.9	32.9	7	0
	No. 50	100	113.9	87.5	9.3	28.8	9	0
	No. 35	100	112.9	116.6	34.3	36.0	0	0

(6) ハーバード ポンプによる流量変化の記録
 ポンプの出口から検出器の距離を 20 cm にした場合に、換気回数に伴うフォトトランジスターの信号と流量

＝0 となる点とのずれを観察した。第 7 表は pneumo-
 tachometer を用いた場合の時間おくれの平均値であ
 る。ピストンが内方に動いて空気を吸い込む点を $\theta=0^\circ$

第 6 表 管径の差による測定値の変化

管の種類	安定化時間		立ち上り時間		Overshoot	
	ON [msec]	OFF [msec]	ON [msec]	OFF [msec]	ON [%]	OFF [%]
No. 50	115.2	89.4	10.8	32.5	40	0
No. 35	106.9	118.4	24.8	37.2	0	0
No. 25	303.9	294.7	126.8	120.5	0	0
No. 20	391.0	377.2	193.3	188.3	0	0
No. 10	2874.5	2836.9	1359.3	1241.0	0	0

第 7 表 Pneumotachometer 使用時の時間おくれ

管の長さ	θ	換 気 回 数 (回/分)			
		10	20	30	40
5cm	0°	[msec] 0	[msec] 39.0	[msec] 37.8	[msec] 37.8
	180°	0	40.3	39.0	41.6
100cm	0°	0	37.8	42.8	42.8
	180°	0	46.6	45.3	47.9

とすると、 $\theta=180^\circ$ から空気を押し出すようになる。この 2 点で流量が 0 になるわけであるが、換気回数が 10 回/分の場合を除いて、約 40~50 msec の時間おくれが記録された。pneumotachometer とトランスジューサーを連結するポリエチレン管の長さによる差は明らかでなかった。hot wire 流量計では時間おくれは殆んど認められなかった。

流量の理論値と実際の記録との差を pneumotachometer と hot wire 流量計について、それぞれ 10 回/分、40 回/分で換気して検査した。理論値は $\theta=70^\circ$ の時に記録された値を最大値と仮定して他の値を計算したものである。pneumotachometer の 40 回/分換気で差が最も著しいが、hot wire 流量計でも差が認められる。

pneumotachometer と有孔円板を直列に連結した時に得られるブラウン管の像は、換気回数が早くなるにつ

れてループも広がるが、原点では一旦閉じている。これは $\theta=0^\circ$ 、 180° 附近では圧が殆んど 0 になることによる。圧トランスジューサーに接続するポリエチレン管の直径を細くしていくと、ループの広がり次第に小さくなる。Harvard pump の代りに口呼吸で同一の装置を換気すると、ブラウン管の像は原点で閉じることがなくなり、吸気・呼気を含めた 1 つのループをつくる。

Ⅳ 考 察

最初に述べたように鼻腔抵抗の測定はいろいろ行なわれてきたにも拘らず、測定装置については今まであまり検討されていない。Fry によると彼らの検査した 3 種の流量計の性能はかなり良好であると述べている²⁾。しかし、詳細な点にまで言及しているとは思われない。Finucane の論文によると、抵抗体として多数の細管を用いた Fleisch 型、細かい網を用いた Lilly 型、何れ

の流量計も位相のおくれがあるという⁴⁾。そして我々も、少くとも flowmeter には性能の限界があるのではないかと長い間思い続けて来たのである。

トランスジューサーは、生体に起る現象を電気的な出力に変換して定量出きるようにしたものである。つまり、生体のエネルギーの一部によって検出器を動かし、その動きを電気信号として表現するわけである⁵⁾。鼻腔抵抗測定のためには、流量を測るためのトランスジューサーと、鼻腔前後に生ずる圧差を測るためのトランスジューサーとを必要とする。圧トランスジューサーの構造は、圧力の変化を受圧室に導き、受圧膜を動かすように作られている。受圧膜の動きを読みとる方法によって、ひずみゲージ型、半導体ひずみゲージ型、差動トランス型、電気容量型などがある⁶⁾。流量計にも種々の型式のものがあるが、現在鼻腔抵抗測定に最も広く用いられているものは差圧式と呼ばれる型式で、流体路内に設けた抵抗によって生ずる差圧から流量を測定する⁷⁾。従ってこの場合のトランスジューサーも、原理的には圧トランスジューサーと同一である。

圧トランスジューサーも流量トランスジューサーも、受圧膜が圧力の変化に応じて偏位することが必要であるから、その動きを考えてみよう。この動きに対抗する力をインピーダンスと総称する。インピーダンスは機械インピーダンス、音響インピーダンス、電気インピーダンスに分けられ、トランスジューサーについては前二者が問題になるという⁶⁾。機械インピーダンスは受圧膜の物理的性質とか質量とかに基くものである。受圧膜は弾性体で作られているから圧が加われば偏位し、圧が去れば元に戻る。圧縮率の大きな物質であれば僅かな圧の変化で大きく動かし、小さい物質なら少ししか動かない。同じ圧縮率の物体ならば質量の小さい物の方が良く動く。また場合によっては加えられた圧以上の変化が起って波状の揺れを残すこともあるし、一旦起った変形が力を取り除いたあとでも残ってしまうこともある。これらの性質が大きい物では受圧膜には適さない。

音響インピーダンスについて言えば、受圧室への入口の抵抗と、受圧室の空気弾性の問題がある。そして圧を導くために接続する細管の影響も強く受ける。使用する細管が細ければ抵抗は増加するし、太くて長ければ空気の容量が増えるからである。これは第6表のように接続する細管の太さを変えていくと、描記される曲線が変っていくことから明らかである。

DLPU-0.05, QS-MFP, 267 BC の特性を第1表で比

較してみると sensitivity はそれぞれ $3.0 \mu\text{V}/\text{mmH}_2\text{O}/\text{V}$, $120 \mu\text{V}/\text{mmH}_2\text{O}/\text{V}$, $200 \mu\text{V}/\text{mmHg}$ で QS-MFP が最大である。internal volume は 4 cc, 20cc, 0.2cc と 267 BC が最も小さい。overshoot は 94%, 0%, 89% となっている。QS-MFP は overshoot を抑える努力が払われていることが良く分る。言い換えれば流量測定用に使用しているトランスジューサーは、overshoot 抑制に重点が置かれていて、例えば細管接続部の入口は極めて小さい孔となって居り、入口部の抵抗が大きくなっているのである。hot wire 流量計は白金線の温度が空気の流れによって冷やされ、電気抵抗が変化するという原理に基いたもので、反応は速やかである。しかし、流れが急に变化して生ずる渦流とか振動とかにまでも忠実に反応して、恰も overshoot の如き記録になってしまうという面もある。

ハーバード ポンプで換気した時に得られる流量曲線で、 $\theta=70^\circ$ を peak とみなして計算した理論値と実際に記録された曲線との間には、hot wire 流量計でも pneumotachometer でも差を生ずる。殊に後者では 10 回/分では差が目立たないが、40回/分では遅れがはっきりして居り、特に 0° , 180° 附近の差が著明である。

流量計と有孔円板とを直列に結んだ装置をハーバード ポンプで換気してみると、原点で一旦閉じた 8 字形の loop 形成がみられる。これは sine wave に近い流れを送った時には $\theta=0^\circ$, 及び 180° 附近で有孔円板によって作られる圧差が殆んど 0 になってしまうからである。換気回数が少なければ loop は目立たないし、多くなれば loop も大きくなる。この場合に、圧トランスジューサーに接続する細管の太さを細くしていくと、次第に loop の幅は小さくなり、遂には逆方向の loop をつくるようにさえなる。このことから現在市販されている装置では、流量変化の検出が圧のそれよりも遅れていることが良く分る。pneumotachometer と有孔円板とを直列につないだ装置をハーバード ポンプの代りに口呼吸で換気すると、原点で閉じることはない。全体として 1 つの loop となるが、この場合も流量の検出が圧の検出より遅れているために生ずる loop である。これは人間の呼吸が必ずしも sine wave に似ているのではなく、呼吸から吸気、吸気から呼気への相の変化が、かなり速やかに起こることによるものであろう。

さて、こうしてみると現在用いられている測定装置は、鼻腔抵抗測定用としては決して満足出きるものではない。完全に理想的なトランスジューサーは存在しない

から、その限界を知って用いなければならないことは勿論であるけれども、測定装置が肺機能測定を主目的に作られたものであることにも原因があるように思われる。鼻腔抵抗測定用には、流量測定系に多少の overshoot はあっても、もっと立ち上がり時間の速いものの方が良い。圧一流速曲線が原点を通らず loop を形成する原因の 1 つには、測定装置そのものの性能も関連している。最小自乗法やコンピューターによる data の処理も大切であるけれども、装置自体の検討も同時になされることが必要であろう。そして maker に我々 user の要望をよく理解して貰うための努力をもっと払うべきであると思う。

V ま と め

市販の 4 種のトランスジューサーと hot wire 流量計を用いたモデル実験の結果から次のような結論を得た。

- (1) 現在一般に用いられている測定装置では pneumotachometer とトランスジューサーを使用して流量を測る場合の時間おくれが最も大きい。
- (2) 圧測定用のトランスジューサーは時間遅れは小さいが overshoot が大きい。
- (3) 時間おくれや overshoot は、圧をトランスジューサーに導く細管の太さや長さによっても変化する。
- (4) hot wire 流量計は急激な変化にもよく反応して追従するが、安定した出力が得られるまでには時間を要する。
- (5) 圧と流速を XY 軸にとって曲線を描かせる際に生ずるループ形成には測定計器の特性も関係している。
- (6) 何れの装置によって流量や圧差の測定をする場合でも、安定した出力が記録される迄には時間がかかる。
- (7) トランスジューサーの性能を理解して最適のタイ

プを選び、上手に使用し、かつその限界をわきまえて結果の解析を行なうことが必要である。

参 考 文 献

- 1) Foxen, E.H.M. et al.: The assessment of nasal air-flow: a review of past and present methods. J. Laryng. 85; 811-825, 1971.
- 2) 長谷川誠, 他: 鼻腔通気度測定法に関する研究の進歩. 耳鼻と臨床, 21; 135-153, 1975.
- 3) Fry, D.L. et al.: Evaluation of three types of respiratory flowmeters. J. Appl. Physiol. 10; 210-214, 1957.
- 4) Finucane, K.E. et al.: Linearity and frequency response of pneumotachographs. J. Appl. Physiol. 32; 121-126, 1972.
- 5) 沖野 遙: トランスジューサー(ユーザーのために) (I) 入門. 呼吸と循環, 20; 675-679, 1972.
- 6) 杉山吉彦: トランスジューサー(ユーザーのために) (II) プレッシャー. 呼吸と循環, 20; 759-764, 1972.
- 7) 今岡 薫: トランスジューサー(ユーザーのために) (III) エアフロー. 呼吸と循環, 20; 867-874, 1972.

本研究に対して与えられた和歌山医大日野谷研策教授(物理学教室)、日本光電工業会社、横河・ヒューレット・パッカード会社、ミナト医科学会社らの御助言、御協力を厚く感謝する。

本論文の要旨は第15回鼻副鼻腔学会で口演した。

(原稿受付 昭和 51.12.10 日)

原著者住所 〒071-01 旭川市神楽町神楽岡 3-11 旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室 海野 徳二