空気汚染研究における Total Respiratory Flow Resistance の測定法について

(特に Oscillation Method について)

The oscillation method for measuring total respiratory flow resistance;
Application to the study of respiratory irritants.

慶応義塾大学医学部衛生学・公衆衛生学教室

外 山 敏 夫 ・ 香 川 順

Toshio Toyama and Jun Kagawa

*Department of Preventive Medicine and Public Health,
School of Medicine, Keio University, Tokyo, Japan*

The Oscillation Method reported here is a modified method for measuring respiratory flow resistance described by Mead, in which inserting of a tube in the animal chest cavity is not required. Principle of this method with the connection to the mechanical properties of the lung and measurements of total respiratory flow resistance in five guinea pigs were described.

Without harming the animal this method can best be applied to the study of toxicity of respiratory irritants either in acute or long term chronic exposure experiment.

I. 緒 言

最近、大気汚染と気管支喘息、慢性気管支炎、じん肺、肺癌、肺気腫や肺性心等との関係が議論され、空気汚染の呼吸器に及ぼす影響が医学上及び行政上、問題になって来ている。米国では気管支炎や肺気腫を **Obstructive pulmonary disease** という名称で総括し、大気汚染がその病因の一つと考えられている。我国でも都市住人 40 才以上に、換気機能障害の頻度が高くなって来ているのは、環境要因による気道の閉塞現象の一つの現われではないかと考えられている。

呼吸器に及ぼす影響をみる場合、肺機能検査の中でも換気の力学に関する研究が重要になって来ており、その中でも、急性の反射性気道狭窄ないし慣性の気道狭窄及び閉塞等、気道の内径の変化をみる検査（即ち気道抵抗の測定）は大気汚染等空気汚染の医学研究において重要である。何故なら大気汚染は第一義的に呼吸器を障害する事は明らかであり、その上、大気汚染の汚染物質は低濃度であり、この低濃度の汚染物質に敏感に反応するのは気道であるからである。この様に気道抵抗の測定は、臨床方面及び大気汚染の医学的研究に欠かせないものであるから、被検者（人及び動物）に苦痛を与えず、しかも簡単に気道抵抗の変化を知る方法が要求されて来る訳

である。

気道内の flow の変化をみる検査は従来多くの方法があり、例えば一秒肺活量、MMF、MBC（最大換気量）、Wright peak flow rate、Puffmeter flow rate 等で、気道抵抗を間接的に知る方法から、Bodyplethysmograph 法により気道抵抗を比較的純粹に測定する方法もある。

ここに報告する気道抵抗の変化を知る新しい方法は、被検者に苦痛を与えず、しかも簡単に測定出来るもので、この方法は DuBois¹⁾ の原理に基づき、Mead²⁾ が理論化し、更に我々が考案改良したもので、我々はこの方法を **Oscillation method** と名付けている。

II. 肺胸廓系の力学的事項

Oscillation method を述べる前に簡単に肺胸廓の力学的事項について考察してみる。

周知のように、肺は多数の肺胞と、これ等を連絡する気管支、細小気管支、間質等からなる複雑な構造を有しているが、これを力学的見地からみると、肺及び胸廓は粘性と弾性の二つの性質を持つた一つの粘弾性体で、更に詳しくいえば慣性の性質も加わる。

1) 肺及び胸廓系の弾性

弾性とは、物体が外力によって変形（歪み）している時、その変形を元に戻そうとする力（歪力又は応力）を

生ずる性質をいう。弾性の極限内では、歪力の強さが歪みに比例し、これを **Hooke** の法則という。肺は弾性を有する多胞性の袋で、これが更に弾性を持つ胸廓内に閉じこめられていると考えた時、肺及び胸廓はある限界内では完全弾性体として扱う事が出来、**Hooke** の法則に従う。即ち、胸廓は呼吸筋の収縮により伸展され、吸気が行なわれ、呼吸筋の収縮が止むと、旧位置 (安静呼吸位) に戻ろうと呼気がおこる。そして肺内の圧と換気量との間に比例関係が成立する。この圧変化 ΔP と換気量 ΔV の関係から、弾性の程度を定義する事が出来る。これが力学的 **Elastance**、あるいは逆数の力学的 **Compliance** と呼ばれるもので、肺及び胸廓の弾性を示すときは普通 **Compliance** を使用する。

Elastance (弾性率) $= dP/dV$ (cm H₂O/l)

Compliance (圧縮率) $= dV/dP$ (l/cm H₂O)

即ち **Compliance** は 1 cm H₂O の圧変化で何 l 空気が出入するかを示している。

Compliance を測定するには二つの方法があり、一つは、静的状態で測定する方法で、この方法で求めた値を静的コンプライアンス (**Static compliance**) といい、他の一つは、機能的状態で測定する方法で、この値を機能的又は有効コンプライアンス (**Functional or effective compliance**) と呼ぶ事は今更説明する迄もないと思う。

肺の静的 **Compliance** の正常値は大体 0.22 l/cm H₂O、肺・胸廓系の静的 **Compliance** は 0.13 l/cm H₂O である。両者の間には次の関係が成立する。

$$\frac{1}{\text{Total Compliance}} = \frac{1}{\text{Lung C.}} + \frac{1}{\text{Thoracic gage C.}}$$

肺及び胸廓の場合、安静呼吸位では、肺弾性により肺はより縮まろうとし、胸廓は逆に、胸廓弾性により伸展しようとして平衡が成立しているが、呼気を始めると、肺弾性は抵抗となって来る訳で、これを肺の弾性抵抗と呼ぶ。胸廓は吸気の最初の間は助長する様に働くが、肺活量の 53% 位になると、胸廓自身も抗りに対して抵抗となって来る。これらの弾性抵抗に打ちかつに要する圧 P は次式で示される。

$$P = k_1 V \quad \text{但し } k_1: \text{ 常数} \\ V: \text{ 換気量}$$

2) 肺及び胸廓の粘性

流体のある部分が隣接する部分に対して運動する時、即ち、隣りあった流体の部分が、異なった速度で流れている場合、その速度をならして、一様にする様な向きの接線応力が現われ、従って、速さが違う流体の間には摩擦があり、その運動に抵抗する作用を生ずる。この作用

を流体の内部摩擦といい、この性質を粘性といい、粘性によって生ずる抵抗を粘性抵抗 (= 摩擦抵抗) という。

肺及び胸廓の粘性抵抗は、器械的抵抗 (= 非弾性抵抗) とも呼ばれ、摩擦抵抗 (組織抵抗) と気道抵抗に分けられる。

a) 摩擦抵抗

肺及び胸廓が換気運動を行なう時、胸廓、肋膜、肺組織、気管・気管支系、横隔膜等の一部で、それぞれの臓器内又は互いに隣接する臓器間でおこる摩擦が原因となる抵抗を、この場合は示す。換気運動の際、これらの摩擦抵抗に打ちかたねばならぬ。この抵抗を肺及び胸廓組織の (粘性) 抵抗、組織変形による抵抗、又は簡単に摩擦抵抗と呼んでいる。摩擦抵抗は組織の変形が始まらず、従って気流のない時はその値は 0 で、換気運動による組織変形が最も速くなった時に最大となる。即ち摩擦抵抗は、前述の弾性抵抗に打ちかつために必要な力と異なって、運動速度に左右され、従って呼吸の速さに関係して来るので、この摩擦抵抗に打ちかつに要する圧 P は、気流速度を $\dot{V}$ で表わすと次式で表わされる。

$$P = R_T (\dot{V}) \quad \text{但し } R_T \text{ は常数}$$

b) 気道抵抗

換気を営む時、空気が気道を通るには、気流中の空気分子間の摩擦及び気流と気道壁との二つの摩擦に打ちかつ圧が必要で、この圧は大気圧と肺胞内圧の圧差に等しい。これらの摩擦は換気流に対して抵抗となるので、これを気道抵抗という。従って気道抵抗は、その中を流れる気流の性質と、単位時間あたりの気流量 (気流速度) に関係する。ところで、気道を通れる気流の状態には、層流と乱流の 2 種がある。層流に要する圧は **Poiseuille** の法則から求められ、気流速度 ($\dot{V}$) に比例し、気道内径の四乗に反比例し、乱流に要する圧は **Venturi** の式から求められ、気流速度の二乗 ($\dot{V}^2$) に比例し、気道内径の五乗に反比例する。

安静換気で気道内面が平滑の時、気道を通る気流は、主として層流型であるが、気道内に粘液、滲出液、腫瘍、異物、喉頭の部分閉塞等で、気道内面に不整部や突出部があると、乱流又は渦流を生じ易い。そこで、一応気道内径の変化を問題としなければ、気道抵抗に打ちかつための圧 P (即ち大気圧と肺胞内圧の圧差) は、気流速度に比例する成分と気流速度の二乗に比例する成分の和として表わす事が出来る。

$$P = k_2 \dot{V} + k_3 \dot{V}^2$$

肺の場合、気道を通れる流体は空気であるから、気道抵抗を変えるのは、気流速度及び気道の構造変化による

と考えて良い。この様な粘性を持つ気道（管と考える）中の気流の速さは、この管の一端に加えられる圧力（両端の圧差）に比例する。高い圧を加えれば空気が早く流れるのは当然で、この場合、圧（ P ）と気流速度（ $\dot{V}$ ）との関係は

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

で表われ、粘性抵抗 R によって決まる。従つて

$$R = \frac{P}{\dot{V}} \quad (\text{cmH}_2\text{O}/\text{l}/\text{sec})$$

となるから、 R は 1 秒間 1 l のスピードで空気を出し入れするのに何 cmH₂O の圧力が必要かを示している。

図 1 肺胞と気道の模型

図 1 は肺胞と気道を図式化したもので、肺胞内圧（大気圧との差）が 0 であれば、口腔内圧、即ち大気圧に等しいから、気流は生じない。吸気時、肺胞内圧は陰圧になり、呼気時、陽圧になるから空気が肺胞に出入する。従つて気道の粘性抵抗（気道抵抗） R_A は、

$$R_A = P_A / \dot{V}$$

但し P_A : 肺胞内圧（大気圧との差）

$\dot{V}$: 気圧速度

で表わされる。この P_A は、気道抵抗に打ちかつに要する圧で、 $P = k_1\dot{V} + k_2\dot{V}^2$ で表わされる事は前に述べた。この様に気道抵抗は気流のある時のみ発生し、正常人の

表 1

Resistances	Symbol	Normal Values Used, cm H ₂ O/l/min.
Upper airways (上気道抵抗)	R_{UA}	0.0067
Lower airways (下気道抵抗)	R_{LA}	0.02
Total airways (全気道抵抗)	R_A	0.027
Lung tissue (肺組織抵抗)	R_{Tis}	0.0067
Total lung (全肺抵抗)	R_L	0.033
Thoracic wall (胸廓抵抗)	R_{TW}	0.033
Total (全抵抗)	R_{Tot}	0.067

安静換気では、吸気時も呼気時もほぼ等しい。

各種の Resistances の正常値は、表 1 の通りである。（Jay. A. Nadel³⁾ による。）

c) 肺及び胸廓系の慣性

ニュートンの運動の第一則は慣性の原理ともいわれ、運動している物体が外部より全く作用をうけぬ時は、何時迄もその速度を変えずに直線上を進む事を意味する。即ち、物体は総て現在の運動状態を保持しようとする性質を有するもので、これを慣性という。従つて、物体が運動を起こす時、又運動の方向を変換する時に現われる抵抗を慣性抵抗と呼ぶ。生体においても肺及び胸廓系、心臓血管系等が起動する時、慣性抵抗が生じていい誤である。肺及び胸廓では、換気を始める時、吸気から呼気に、呼気から吸気に転換する時の抵抗が生ずる。

物体が力の作用を受ける時、力の方向に加速度を生ずるもので、物体の受ける加速度（ $\ddot{V}$ ）は、これに作用する力（ P ）に比例し、その質量に逆比例する。従つて、慣性抵抗に打ちかつに要する圧は次式で示される。

$$P = k_4 \frac{d\dot{V}}{dt} = k_4 \ddot{V} \quad \text{但し } k_4 \text{ は常数}$$

Rohrer⁴⁾ は解剖学的検討から、普通の換気では弾性抵抗等に比し慣性抵抗は無視しう程小さいものであるといっている。又 Mead⁵⁾ は、大気圧を高め空気の密度を増加すると、慣性抵抗も増加する事から、慣性抵抗の大部分は肺胸廓系でなく、肺内空気の移動によるものだとし、肺及び肺内空気の慣性抵抗は 0.01 cm H₂O/l/sec² で実際には無視しうものだとしている。この様に、従来慣性抵抗は無視されて来たが、極度の胸膜肺腫、胸廓変形、肥満等では無視出来ないものではないかと思う。しかし一般には慣性抵抗は、弾性抵抗、粘性抵抗に比し、無視しうと考えて良い。

d) 換気運動時の全抵抗とそれに打ちかつに要する圧

以上述べた所を総合すると、肺及び胸廓系は粘性と弾性の性質を持った一つの粘弾性体で、その性質を表わす指標として Compliance や Resistance があり、更に詳しくいえば慣性の性質も加わり、換気運動に際してみられる抵抗は、肺胸廓系の弾性抵抗、粘性抵抗（器械的抵抗）、慣性抵抗がある事が分った。そして、換気を営む時、吸気は吸気筋の収縮により、呼気は主として吸気の間に蓄えられた Potential energy によりなされ、時に呼気筋の収縮力が加わる。吸気も呼気も、上記の様ないろいろの要素に分析される力によって抵抗をうけ、この抵抗の総和を全抵抗と呼び、次のものからなる。

全抵抗=(肺胸廓系の)弾性抵抗

+ 器械的抵抗+慣性抵抗

前述の様に, 器械的抵抗は肺胸廓系の粘性抵抗(摩擦抵抗)と気道抵抗の二つからなり, 気道抵抗の中には層流抵抗と乱流抵抗の二つがある。

これ等の抵抗に打ちかって換気運動が行なわれるには, 大気圧と胸腔内圧との間に一定の圧差 P が必要で, P は近似的にこれらの抵抗に打ちかつに要する圧の和となる。

$$P = k_1 V + R_l(\dot{V}) + k_2 \dot{V} + k_3 \dot{V}^2 + k_4 \frac{d\dot{V}}{dt}$$

前述の様に, 気道抵抗に打ちかつに要する圧を肺胞内圧(大気圧との差), 器械的抵抗に打ちかつに要する圧を肺内圧(大気圧との差), 全抵抗に打ちかつに要する圧を胸腔内圧(大気圧との差)といい, 従って, 慣性抵抗を

無視すれば, これらの関係は次の様になる。

肺 胞 内 圧=気道抵抗に打ちかつに要する圧

$$(\text{大気圧との差}) = k_2 \dot{V} + k_3 \dot{V}^2$$

肺 内 圧=摩擦抵抗に打ちかつに要する圧+肺胞内圧

$$(\text{大気圧との差}) = R_l(\dot{V}) + k_2 \dot{V} + k_3 \dot{V}^2$$

胸 腔 内 圧=弾性抵抗に打ちかつに要する圧+肺内圧

$$(\text{大気圧との差}) = k_1 V + R_l(\dot{V}) + k_2 \dot{V} + k_3 \dot{V}^2 + R_l(\dot{V})$$

III. 肺胸廓系の Compliance と Resistance

前述の様に肺胸廓系は一つの粘弾性体で, その性質を表わす指標として Compliance や Resistance がある。粘弾性体を力学的に測定するには, 静的測定法と動的測定法があり, 前者は静力学的な力あるいは変形を与えて測定され, 後者は周期的に変化する力あるいは変形を与えて測定される。肺・胸廓系の場合の測定法を図式化すると図 2 の様になる。

ここでは, Compliance の測定法については省略し, Resistance の測定法について簡単に記す。各々の Resistance を測定する場合, 図の ①②③ の差圧が分ればそれに対する気流速度から Resistance が測定される訳

図 2 肺及胸廓系の Compliance と Resistance

差 圧	測定圧 P_R	静的測定 換気量 $\dot{V}$	動的測定 気流速度 $\dot{V}$
③	Trans-Airway P_R		Airway R.
②	Trans-Pulmonary P_R	Pulmonary C.	Pulmonary R. (Tissue and Airway)
①	Trans-Thoracic P_R	Total C. (Pulmonary and Thoracic)	Total R. (Pulmonary and Thoracic)

である。気流速度は Pneumotachograph に Transducer を接続して、電氣的に簡単に測定出来るが、問題は ① ② ③ の差圧を如何にして取り出すかにある。その取り出し方によって種々の測定法がある訳である。

1) Total resistance の測定法

a) Transthoracic pressure と気流速度

図 2 から分る様に、被検者をサクシン等で呼吸筋及び随意筋をマヒさせ、ポンプで人工的に換気を行わせ（鉄の肺に入れた場面を想像すれば良い）、Transthoracic pressure と Flow を測定して求める。

b) Oscillation method (後述)

2) Pulmonary resistance の測定法

a) 圧量図から求める方法（食道内圧と気流速度）

周知の様に臨床方面で使用されており、鼻腔から Balloon を飲ませ食道内圧（胸腔内圧の代用）を測定し、同時に気流速度を測定し、圧量図を描いて肺内圧を求め、それに対する気流速度とから Resistance を求めるのであるが、圧量図を何枚もかかねばならぬ。また操作上衛生学的研究には適当でない。

b) 気流阻止法（食道内圧と気流速度）

上記の圧量図を何枚も描く煩しさをさけるため考案されたもので、被検者に任意の速さの換気をさせ、適当な間隔で気流を止める。その時現われる食道内圧の変化は肺内圧に相当すると考え、それに対応する気流速度から Resistance を測定する。

c) 胸腔内圧と気流速度

主に動物実験に使用される方法で、カテーテルを胸腔内に刺し直接胸腔内圧を測定し、それに対応する気流速度から Resistance を求めようとするもので、Amdur^{6,7)}がこの方法で種々の空気中刺激ガスや Irritants に対する Resistance の変化のデータを多数発表している。

3) Airway resistance の測定法

a) 気流阻止法（口腔内圧と気流速度）

気流阻止を瞬間的に行なった場合、口腔内に現われる圧は、パスカルの法則に従って肺胞内圧と平衡に達すると考えて Neergaard & Wirz⁸⁾により始められたものであるが、この方法で求めた値はやはり純粋な気道抵抗ではなく、食道内圧法によって求めた Pulmonary resistance ないし Total resistance に近い値をとる。これは気流阻止法で肺胞内圧が測定出来ないためで、Mead⁹⁾がこの理由を説明しているのでここでは省略する。しかし、操作上、衛生学的研究には便利な方法である。この方法を用いた実験データは外山¹⁰⁾が既に発表した。

b) Bodyplethysmograph 法

被検者を箱の中に入れて行う簡単な方法であるが、装置は複雑である。この方法には Pressure type¹¹⁾ と Volume type¹²⁾ の 2 種がある。Pressure type での実験データは外山等¹³⁾が既に発表した。この Bodyplethysmograph 法は、現在のところ気道抵抗を比較的純粋に測定出来る最も良い方法である。

IV. Oscillation method の原理と方法

以上 Resistance の測定法の概略を述べたが、ここに報告する Oscillation method は便宜上ここでは Total resistance の測定法の中に入れてあるが、下記に示す様に、厳密には前述の意味の Total resistance でなく、又純粋な気道抵抗でもなく、肺胸廓系を含めた純粋な全気流抵抗（気道抵抗+肺胸廓系の摩擦抵抗）である。しかし健康な被検者（人及び動物）に刺激ガスや Irritants を作用させた時の気流抵抗の変化は、気道抵抗の変化によると考えて良い¹⁴⁾。

さて、Oscillation method の原理は図 3 の [I] から分る様に、密閉した箱の中に B なる管に、A なるゴム袋をつけて入れ、ポンプでゴム袋を圧縮伸展させた時、箱内圧 P_1 と管の出口附近の圧 P_2 との差圧と、それに対する ΔV が分れば A + B の Resistance が求められる。

ここで、ゴム袋及び管の代わりに動物（人でも同じ）を入れたと考えれば図 3 の [III] の様になる。この時、動物をサクシン等で呼吸筋及び随意筋を完全に麻痺させて、密閉した箱（以下 Bodyplethysmograph と呼ぶ）の中に入れ、ポンプで換気を人工的に行なえば、図 2 から分る様に、図 2 の ① Transthoracic pressure を差圧 Transducer で電氣的に測定し、それに対応する気流速度を知れば Total resistance が測定出来る事は Resistance の測定法の所で既に述べた。

しかし、動物を麻酔しないで、普通の換気運動を行なっている自然な状態で、同じ様な方法で Resistance の変化が測定出来れば、衛生学的研究上極めて便利であろう。そこで考えられたのが Oscillation method である。

今、肺胸廓系を電気機械類似にかえて考えてみよう。

図 4 (a) の電気回路において、 L をインダクタンス、 r_e を電気抵抗、 c_e を電気容量、 i を電流の強さ、 e を超電力、(b) の機械系において、 x を変位、 r_M を摩擦抵抗の係数、 c_M を Compliance、 f_M を力とすると、それぞれの回路で次式が成立する。

(a) の回路ではキルヒホッフの法則により

$$L \frac{di}{dt} + r_e i + \frac{1}{c_e} \int i dt = e$$

(a) の電気系に交流電流 $I = I_0 \sin \omega t$ を流した時、 $E = E_0 \sin(\omega t + \varphi)$ となり、 $z = \frac{E_0}{I_0}$ をこの回路のインピーダンス (Impedance) といひ次式で表わされる。

$$z = \sqrt{R^2 + \left(L\omega - \frac{1}{C\omega}\right)^2}$$

交流理論では Euler の公式より

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{j\omega t} \\ E &= E_0 e^{j(\omega t + \varphi)} \quad (j = \sqrt{-1}) \end{aligned}$$

の様に複素数で表わし、 I の虚部又は実部が実際の電流を表わす事にすると、

$$E = (R + j\omega X)I$$

$$\text{従って} \quad \frac{E}{I} = z = R + j\omega X$$

となり、これを複素インピーダンスという。複素インピーダンスは交流回路において直流回路の抵抗に相当し、 z を実部と虚部に分け、実部 R を抵抗、虚部 X をリアクタンスという。

この様に考えると、機械振動系の機械インピーダンス (Mechanical impedance) は、作用する交番力をその点の振動の速度の力の方向の成分で割った比で、複素量で表わされる。

機械インピーダンス

$$z_M = r_M + j\left(\omega m - \frac{s}{\omega}\right)$$

ω : 周波数 j : $\sqrt{-1}$ m : 質量

s : スティフネスといひ Compliance の逆数

とすると、その実部 r_M は機械抵抗、虚部は機械リアクタンス (Mechanical reactance) といわれる。

再び電気回路にもどって考えると、リアクタンスを 0 にすると、この回路のインピーダンスは R で表わされる。リアクタンスを 0 にするためには、 L と C を変えればよい。つまり位相の遅れをなくすれば良い。

同じ様に機械振動系を考えると、機械リアクタンスが 0 になる様な ω なる交番力を与える時、機械インピーダンスは r_M となり、機械抵抗を表わす事になる。

肺胸廓系においても同様で、機械リアクタンスが 0 になる様な sine wave の pressure を Bodyplethysmograph に作用してやると、機械インピーダンスは純粹に気流抵抗となり、これは圧と気流の振幅の比で表わされる。今、Bodyplethysmograph に種々の Frequency を持った sine wave を作用させ、Pressure と Flow の位相を求めると、位相の遅れがない。即ち機械リアクタンスが 0 になる様な Frequency は、人間の場合 6 c.p.s. 附近¹⁾、モルモットの場合 5~7 c.p.s.¹⁵⁾ 位である。

そこで図 3 の [II] の様に、5~7 cycl/sec の Oscillation pressure を Bodyplethysmograph に作用させると、機械リアクタンスは 0 になる筈であるから、Bodyplethysmograph 内圧と口腔内圧の差圧 ΔP と、それに対応する気流速度 $\dot{V}$ の Fluctuation $\Delta \dot{V}$ を求めれば、

Total respiratory flow resistance は

$$\frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}} \quad (\text{cm H}_2\text{O/l/sec})$$

で求められる事になるのである。

V. 実験結果

図 5 は、我々の研究室において Oscillation method で Total respiratory flow resistance を実際に求めている写真で、手前右側の筒は Oscillation pressure を出すポンプである。Oscillation frequency は 6~7 c.p.s. で行なった。

図 6 は我々の実験データーの一部で、以上の様にして得た 5 匹のモルモットの Total resistance の正常値は表 2 に示す通り Mean 0.67 cm H₂O/cc/sec, S.D. ± 0.11 であった。Pneumotachograph の Resistance は 0.003 cm H₂O/cc/sec なので無視した。

Total resistance を求めるにあたって、我々は、最大吸気附近と最大呼気附近の Resistance を求め、それ等を平均したものを Total resistance とした。表 2 の様に、米国のモルモット (Mead の 13 Guinea pigs)²⁾ も日本のモルモットも、Total resistance には差が殆んどない事は興味ある事である。

表 2 Total resistance in 5 Guinea pigs

Animal No.	Body weight (g)	Total resistance (cm H ₂ O/cc/sec)			J, Mead
		Max. Insp.	Max. Exp.	Mean	
1	290	0.48	0.58	0.53	13 Guinea pigs
2	290	0.69	0.86	0.78	
3	260	0.62	0.75	0.69	
4	290	0.51	0.66	0.59	
5	340	0.58	0.95	0.77	
Mean				0.67	0.63
S. D.				± 0.11	± 0.13

VI. 考 察

従来動物実験で、空气中刺激ガスや Irritants に対する気道抵抗の変化をみる場合、Amdur の使用している方法の様に、胸腔に直接カテーテルを挿入し、胸腔内圧

図 5

図 6

をとり出し、それに対応する気流速度から **Pulmonary flow resistance** を測定し、気道抵抗の変化をみていた訳であるが、**Oscillation method** の長所は Amdur の方法の様に胸壁に針を刺し、胸腔にカテーテルを挿入する様に、動物を痛めつける事なく、比較的簡単に、気道抵抗の変化を知る事が出来る点にある。しかも Amdur の方法では、実験の度に胸壁に針を刺し、カテーテルを挿入しなければならぬため、同一動物の気道抵抗の変化を長期にわたって観察するには、はなはだ不便で、その上、正常な状態で刺激物質等の呼吸器に及ぼす影響をみる事は困難である。

都市の大気汚染や産業環境の有害物質が呼吸器に及ぼす影響をみる場合、汚染物質は低濃度であり、しかも長期にわたって観察する必要から、動物を痛めつけず、比較的簡単に何回でも測定出来、気道抵抗の変化を知る事が出来るこの **Oscillation method** は、衛生学的研究の上に有益な資料を提供すると思われる。又、動物の代りに人間の場合も全く同じ原理で **Total respiratory flow resistance** が測定出来る訳であるから、この方法は臨床方面にも活用が可能である。

文 献

- 1) DuBois, A. B., et al: Oscillation Mechanics of Lungs and Chest in Man, J. Appl. Physiol. 8: 587-594, 1956,
- 2) Mead, J.: Control of Respiratory Frequency. J. Appl. Physiol. 15 (3): 325-336, 1960.
- 3) Nadel, J. A. et al: Airway Volume, Airway Resistance, and Work and Force of Breathing: Theory, J. Appl. Physiol. 18 (5): 863-868, 1963.
- 4) Rohrer, F.: Handbuch der Normalen und Pathologische Physiologie, Berlin: Springer 1925 Vol. 2, p 111.
- 5) Mead, J.: Measurement of Inertia of the Lungs at Increased Ambient Pressure. J. Appl. Physiol. 9 (2): 208-212, 1956.
- 6) Amdur, M. O. and Jere Mead: A method for Studying the Mechanical Properties of the Lungs of Unanesthetized Animals: Application to the Study Respiratory Irritants. Proceedings of the Third National Air Pollution Symposium, 150-9, Pasadena, 1955.
- 7) Amdur, M. O. and Jere Mead: Mechanics of Respiration in Unanesthetized Guinea Pigs. Am. J. Physiol. 192 (2): 364-368, 1958.
- 8) Neergaard, K. V. und Wirz, K: Die Messung der Strömungswiderstände in den Atemwegen des Menschen, insbesondere bei Asthma und Emphysema. Zschr. f. Klin. Med. 105: 35-51, 1927.
- 9) Mead, J. et al: Evaluation of Airway Interruption Technique as A Method for Measuring Pulmonary Air-Flow Resistance. J. Appl. Physiol. 6 (7) 408-416, 1954.
- 10) 外山敏夫: エーロゾルの医学的研究 I. 気道抵抗からみた Submicron NaCl 粒子と SO₂ ガスの混合吸入による相乗作用, 産業医学 4(2): 18-24, 1962.
- 11) DuBois, A. B. et al: A New Method for Measuring Airway Resistance in Man using A Bodyplethysmograph: Values in Normal Subjects and in Patients with Respiratory Disease. J. Clin. Invest. 35: 327-335, 1956.
- 12) Mead, J.: Volume Displacement Bodyplethysmograph for Respiratory Measurements in Human Subjects. J. Appl. Physiol. 15 (4): 736-740, 1960.
- 13) 外山敏夫他: 全身プレチスモグラフと気道抵抗について (会), 産業医学 5 (3) 200-201, 1963.
- 14) Nadel, J. A. and Widdicombe J. G.: Effects of Changes in Blood Gas Tensions and Carotid Sinus Pressure on Tracheal Volume and Total Lung Resistance to Airflow. J. Physiol 163: 13-33, 1962.
- 15) Murphy, S. D. et al.: Effects on Animals of Exposure to Auto Exhaust. Arch. Environ. Health 7: 60-70, 1963.

(受付; 1964 年 1 月 20 日)