

# AMCoR

Asahikawa Medical University Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

呼吸 (1989.12) 8巻12号:1333~1340.

気量・抵抗(インピーダンス)曲線による換気障害の評価

中野 均、松本博之、小野寺壮吉、長内 忍、佐々木信  
博、飛世克之

## 原著

## 気量・抵抗(インピーダンス)曲線による換気障害の評価

中野 均 松本 博之 小野寺壮吉  
長内 忍 佐々木信博 飛世 克之

中野 均 松本 博之 小野寺壮吉ほか：気量・抵抗(インピーダンス)曲線による換気障害の評価, 呼吸 8  
(12) : 1333-1340, 1989

**要旨** 努力呼気曲線は呼吸器疾患の診断に有用であるが, 被検者の努力を要しないより生理的な検査法が望まれている。著者らは, 健常人と各種肺疾患患者を対象に, 安静呼吸時の気量・抵抗(インピーダンス)曲線を図示し, 努力呼気曲線との比較検討を行った。閉塞性換気障害では, 本曲線の形状を表す  $10V\%$ ,  $R_{0s}/V$ -slope と, 努力呼気曲線から得られた  $I$  秒率,  $\dot{V}_{50}$  に相関関係を認めた。また,  $10V\%$  と  $I$  秒率はよく近似していた。一方, 拘束性換気障害では, 本曲線は肺気量によって大きく修飾された。本法は安静呼吸時の気量・抵抗関係を視覚的に捉えることが可能であり, 呼吸器疾患の換気力学的特性の変化を表す有用な方法と考えられた。

**キーワード** : 気量・抵抗曲線 呼吸インピーダンス 安静呼吸 換気障害

## 緒言

呼吸器疾患の閉塞性換気障害の検出には, 努力呼気曲線が広く用いられている。例えば, 時間・気量曲線から得られる  $I$  秒量,  $I$  秒率やフロー・ボリューム曲線のパターン認識は, 呼吸器疾患の診断に有用である。これらの検査は, 被検者の最大努力呼出時に気道が dynamic compression を生じる現象を捉えようとするものである。従って, 気道の dimension は, 安静時のそれとは大きく異なっている。

一方, 安静換気時の抵抗は, 気流の存在する同じ dynamic な状態で定義される指標であるが, より生理的に気道障害を評価することが可能である。しかし, 抵抗に影響を与える大きな因子として肺気量が挙げられ, 抵抗の評価の際には肺気量の大きさを十分に考慮しなければならない<sup>1)</sup>。

臨床的には, 両者を同時に測定する方法として体プレシスモグラフィ法<sup>2)</sup>が普及しているが, 各肺気量分画での測定点が限られていることや, 呼吸器疾患例での測定が必ずしも容易でないなど, いくつかの問題点が指摘されている。

本研究の目的は, 努力呼出で得られる時間・気量曲線, フロー・ボリューム曲線と同じように安静呼吸下の気量・抵抗曲線を描き, 肺気量の変動とともに抵抗値がどのように変化するかをみることである。著者らは, オッシレーション法<sup>3)</sup>による呼吸インピーダンスを連続測定し, 同時に肺気量との関係を図示することを試みた。次いで健常例と呼吸器疾患例について本曲線を記録し, 努力呼気曲線との比較検討を行った。

## 方法

既報<sup>4)</sup>の  $10\text{ Hz}$  オッシレーション波による呼吸インピーダンス測定装置と連続測定用のアナログ演算回路を用いた(図1)。インピーダンスは, 実部( $R_{0s}$ )と虚部( $X_{0s}$ )に分離測定される。同時に, reference tube の先端にニューモタコグラフを装着し, 気流量を積分して肺気量( $V$ )を求めた。 $R_{0s}$ を  $Y$  軸,  $V$  を  $X$  軸として  $X$ - $Y$  レコーダーに入力

The assessment of ventilatory disorders by employing the volume-impedance curve

旭川医科大学第1内科

Hitoshi Nakano, Hiroyuki Matsumoto, Sokichi Onodera, Shinobu Osanai, Nobuhiro Sasaki and Katsuyuki Tobise

The First Department of Internal Medicine, Asahikawa Medical College, Asahikawa 078, Japan

昭和63年7月15日受付

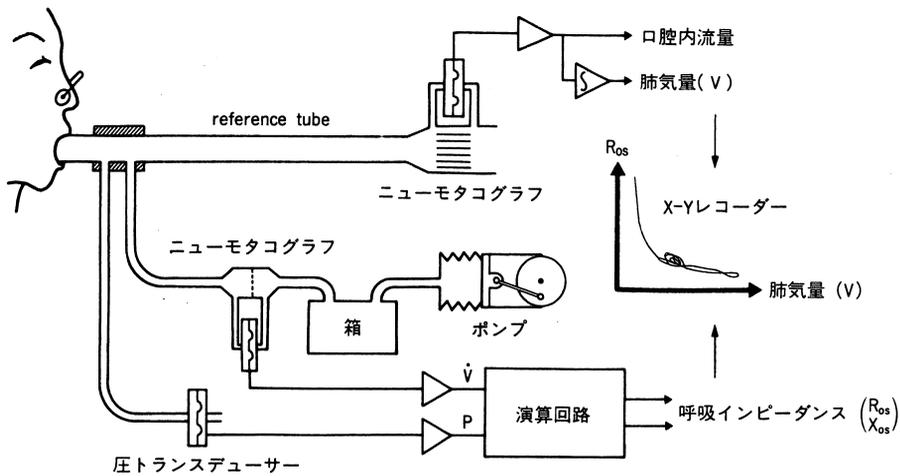


図1 測定装置の概略

	健常人 (26歳, 男)	気管支喘息患者 (48歳, 男)	COPD患者 (66歳, 男)	肺線維症患者 (51歳, 女)
VC (l)	4.65	2.60	2.05	1.67
FVC (l)	4.50	2.43	1.58	1.45
FEV <sub>1.0</sub> % (%)	86.7	68.4	53.4	90.4
Peak $\dot{V}$ (l/sec)	8.6	4.6	3.1	3.7
$\dot{V}_{50}$ (l/sec)	4.8	1.7	0.3	3.2

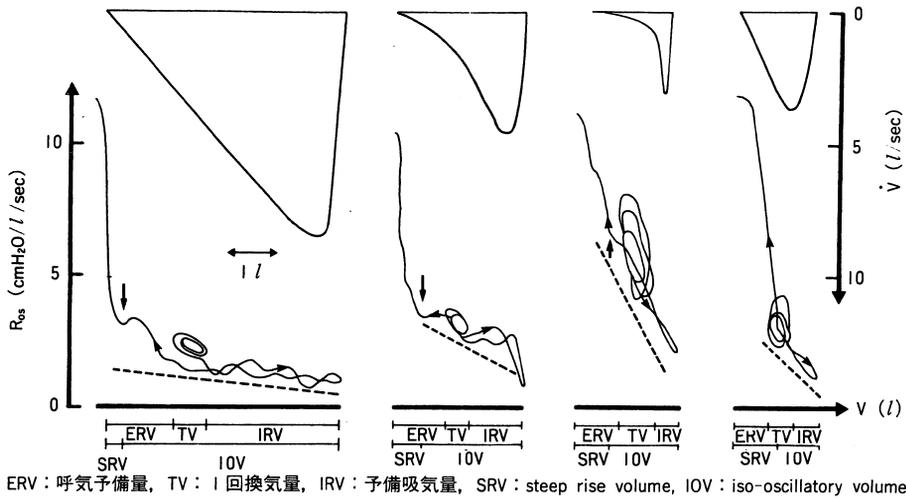


図2 気量・抵抗曲線とフロー・ボリューム曲線の実例  
 図中の矢印(↓)は IOV から SRV への変化点を表す。

し、気量・インピーダンス(抵抗)曲線を描出した。被検者は、坐位で、両手で両頬部を膨らまないように押え、ノーズクリップを装着した。また、被検者には、数回の安静呼吸の後、約 0.5 l/sec の一定気流速度でゆっくりと TLC 位まで深吸気させ、次に RV 位まで同様にゆっくりと呼出させた。この際、気流速度をできるだけ一定に保つため、被検者は、オシロスコープ上の自己の気流速度モニターを見ながら検査を行った。同一被検者につき、3~4 回試行し曲線の形状が一番滑らかなものを採用した。

気量・インピーダンス曲線はおおむね双曲線状を呈するが、 $R_{0s}$  の変化の少ない比較的平坦な部分 (iso-oscillatory volume: IOV) と  $R_{0s}$  が急峻に上昇する部分 (steep rise volume: SRV) に分けられる (図 2) <sup>5)</sup>。曲線の形状を定量化するため、IOV に対する  $R_{0s}$  の変化量 ( $R_{0s}/V$ -slope) <sup>6)</sup> および IOV 量を計測した。これらの値と 1 秒量、1 秒率やフロー・ボリューム曲線の各指標を比較した。

結果は平均値±標準偏差で示した。群間比較には分散分析を用い、 $P < 0.05$  の時有意差ありとした。

表1 対象症例の年齢, 呼吸機能検査成績

	健常群 CS(26名)	気管支喘息群 BA(15名)	慢性閉塞性肺疾患群 COPD(15名)	肺線維症群 FLD(10名)
年齢(歳)	42±16	46±15	67±7	53±13
VC(l)	4.27±0.85	3.18±0.90	2.51±0.65	1.70±0.51
%VC(%)	113±14	97±19	80±16	60±14
1秒量(l)	3.55±0.70	2.19±0.63	1.04±0.33	1.41±0.41
1秒率(%)	81.8±6.2	71.2±12.2	45.1±5.7	84.4±7.5
PEF(l/sec)	8.2±2.4	5.5±1.2	3.2±0.8	4.2±1.5
$\dot{V}_{50}$ (l/sec)	4.5±1.2	3.4±1.1	0.6±0.2	2.8±1.1

mean±SD

表2 気量・抵抗曲線の形状を表す指標

	健常群 CS(26名)	気管支喘息群 BA(15名)	慢性閉塞性肺疾患群 COPD(15名)	肺線維症群 FLD(10名)
IOV(l)	3.46±0.66	2.21±0.75	0.96±0.37	1.03±0.38
IOV%(%)	81.7±9.9	68.6±11.1	39.7±9.6	65.5±29.3
R <sub>os</sub> /V-Slope(cmH <sub>2</sub> O·l <sup>-2</sup> ·sec)	0.9±0.3	1.9±0.6	4.0±1.7	3.9±1.7
R <sub>os</sub> (m)(cmH <sub>2</sub> O·l <sup>-1</sup> ·sec)	2.5±0.8	4.7±1.4	6.1±1.2	4.0±1.0
R <sub>os</sub> (v)(cmH <sub>2</sub> O·l <sup>-1</sup> ·sec)	1.1±0.4	1.6±0.8	2.9±1.3	1.2±0.5

mean±SD, 各指標の説明は本文参照のこと。

## 対 象

対象は成人健常志願者10名と心肺疾患を持たない術前患者16名からなる健常(CS)群26名(男24名, 女2名), 慢性肺気腫9名, 慢性気管支炎4名, びまん性汎細気管支炎2名からなる慢性閉塞性肺疾患(COPD)群15名(男14名, 女1名), 慢性の気管支喘息(BA)群15名(男8名, 女7名), 特発性間質性肺炎6名, 膠原病に伴う肺線維症4名からなる肺線維症(FLD)群10名(男5名, 女5名)の, 4群合計66名である。患者群はいずれも咳嗽, 喀痰, 喘鳴発作などのない安定期に検査を行った。なお, 上記対象の他に, 明確にIOVやR<sub>os</sub>/V-slopeを計測できなかった症例, CS群5名, COPD群4名, BA群5名, FLD群3名を評価の対象から除外した。

## 成 績

1) 表1に対象の年齢, スパイロメトリー, フロー・ボリューム曲線の各指標を示した。

2) 気量・抵抗曲線

CS群, BA群, COPD群, およびFLD群の気量・抵抗曲線の実例を, 各々のフロー・ボリューム曲線とともに図2に示した。また, 気量・抵抗曲線から計測された各指標を表2に示した。曲線が動揺し滑らかでない場合には, IOVを明確に決定できないことがあるが, ゆっくりと呼出を続けたとき, R<sub>os</sub>は徐々に上昇しその後一度やや低下する点(図2の矢印)が現れる。そこでこの点からTLCまでも

ってIOVとした。安静呼吸時には, 気量・抵抗曲線のR<sub>os</sub>は吸気時に低く呼気時に高いループを形成する。R<sub>os</sub>(m)はこのループ1サイクルごとのR<sub>os</sub>の最大値と最小値の平均を, またR<sub>os</sub>(v)はその差を, それぞれ数サイクルに渡って平均化した値を示す。

CS群では安静呼吸時のR<sub>os</sub>(m)は2.5±0.8 cmH<sub>2</sub>O/l/secと低値を示し, R<sub>os</sub>(v)も1.1±0.4 cmH<sub>2</sub>O/l/secと小さい。またTLC位からRV位まではほぼ双曲線状の滑らかなカーブを呈している。これに対し, COPD群では, 安静呼吸時のR<sub>os</sub>(m)は6.1±1.2 cmH<sub>2</sub>O/l/secと高値を示し, R<sub>os</sub>(v)も2.9±1.3 cmH<sub>2</sub>O/l/secと大きく変動した。また, TLC位からRV位までの曲線の傾きはCS群に比べるとより急峻である。BA群ではR<sub>os</sub>(m)は4.7±1.4 cmH<sub>2</sub>O/l/sec, R<sub>os</sub>(v)は1.6±0.8 cmH<sub>2</sub>O/l/secであり, ともにCS群とCOPD群のほぼ中間値を示した。FLD群ではR<sub>os</sub>(m)は4.0±1.0 cmH<sub>2</sub>O/l/secとやや高い値を示したが, R<sub>os</sub>(v)は1.2±0.5 cmH<sub>2</sub>O/l/secと変動は小さかった。

閉塞性障害について検討するため, CS群, BA群, COPD群について, 各指標を比較した(図3)。FEV<sub>1.0</sub>%および $\dot{V}_{50}$ はCS群, BA群, COPD群, の順に有意に低下した。これに対応して, 気量・抵抗曲線から得られたIOV%およびR<sub>os</sub>/V-slopeもそれぞれの閉塞性障害度に伴って変化した。IOV%とFEV<sub>1.0</sub>の間にはr=0.94(P<0.01)の有意な相関が認められ, その実測値もよく近似していた(図4a)。R<sub>os</sub>/V-slopeとFEV<sub>1.0</sub>%の間にも

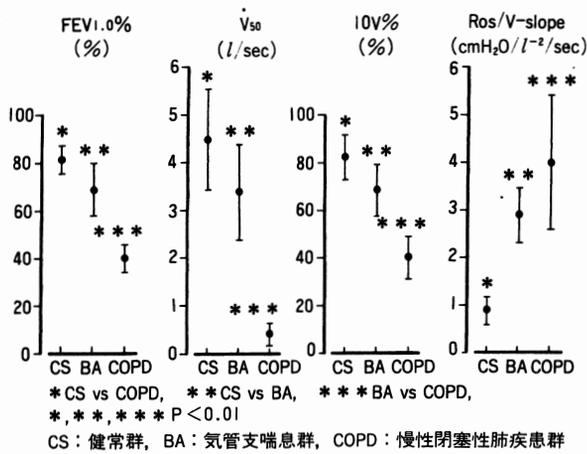


図3 努力呼気曲線の指標 (FEV<sub>1.0</sub>%,  $\dot{V}_{50}$ ) と気量・抵抗曲線の指標 (IOV%,  $R_{os}/V$ -slope) — 健常群, 気管支喘息群, COPD 群間の比較 —

$r = -0.79$  ( $P < 0.01$ ) の相関が認められた (図4b)。IOV% と  $\dot{V}_{50}$ , および  $R_{os}/V$ -slope と  $\dot{V}_{50}$  の間にもそれぞれ  $r = 0.81$  ( $P < 0.01$ ),  $r = -0.76$  ( $P < 0.01$ ) の有意な相関が認められた (図4c, d)。

一方, 拘束性障害 (FLD 群) についても, 症例数は少ないが各指標について比較した。その結果,  $R_{os}/V$ -slope と %VC の間に最も高い負の相関  $r = -0.81$  ( $P < 0.01$ ) が認められた (図5)。

## 考 案

換気力学上の3要素は, 気流 ( $\dot{V}$ ), 気量 ( $V$ ), 圧 ( $P$ ) であり, 呼吸機能検査はこれらを様々な角度より捉え評価しようとするものである。このうち抵抗 ( $R$ ) は, 圧 ( $P$ )/気流 ( $\dot{V}$ ) で与えられ, 空気の通りにくさ, 呼吸のしずらさを表す概念である。著者らはこの抵抗の概念にさらに気量 ( $V$ ) の因子を加えることで, 気流 ( $\dot{V}$ ), 気量 ( $V$ ), 圧 ( $P$ ) の3要素を同一平面上に表現することを試みた。即ち, 肺気量分画と同時に抵抗を測定することにより, 1呼吸サイクルにおける肺・胸郭系の dynamic な特性をより詳細に把握することが可能になると考えた。

気量・抵抗関係は, 従来体プレチスモグラフ法を用いることにより, specific airway conductance として求めることが可能であった。しかし, panting 手技上の問題があり, 任意の肺気量位で連続的に求めるには被検者の熟練を要する。一方, オッシレーション法による呼吸インピーダンスの測定は手技的により簡便であり, 日本では 3 Hz 呼吸抵抗計 (日本光電社製) やアストグラフ (Chest 社製) など臨床的にも広く活用されている。1979年, Franetzkira の考案したインピーダンス計<sup>7)</sup>は, 西欧諸国では Sir-

egnost FD5 (Siemens 社製) として普及しているが, 松本ら<sup>4)</sup>は, 同じ原理を用いて新たにインピーダンス測定装置を試作し臨床応用を行ってきた。この装置は低流量の 10 Hz オッシレーション波を用いており, 呼吸成分との分離がよく, 従来の装置に比べ単位時間あたりの測定点が多いことなどにより, 不快感の少ない安定した測定が可能である。

ところで, 呼吸器疾患ではインピーダンスの周波数依存性<sup>9)</sup>が知られており, 単一周波数 (10 Hz) によるインピーダンスの測定値から肺・胸郭系の異常を推定するには問題が残る<sup>10)</sup>。また, 実部  $R_{os}$  は主に粘性抵抗の指標であるが, 機械的不均等性の因子や頬を含めた上気道の影響を考慮しなければならず, 虚部  $X_{os}$  と同時に測定する必要性が強調されている<sup>11)</sup>。よって, 本法で表された気量・抵抗曲線には気道抵抗の他に多くの因子が含まれていることに注意しなければならない。また, 本法の問題点としては, すべての被検者で必ずしも良好な曲線が得られるわけではないことである。安静呼吸時のみをとれば再現性は良好であるが, 被検者によっては, TLC に向かう位相で大きく  $R_{os}$  が上に振れたり, また呼出早期から  $R_{os}$  が上昇したり, 被検者の呼吸パターン, 装置の装着による緊張, 声門の閉鎖などによって良好な曲線が得られない例がみられた。この点は, さらに装置の改良や手技面の工夫が必要と考えられた。しかし, Vincent<sup>12)</sup> や Jordan ら<sup>13)</sup> は単一周波数オッシレーション法により下気道のインピーダンスを測定し, 肺気量との関係を詳細に検討している。また, 本装置のインピーダンス値 ( $R_{os}$ ) は, 体プレチスモグラフによる気道抵抗値 ( $R_{aw}$ ) と有意な相関を認めており<sup>4)</sup>, 換気力学的指標として評価に値すると考えられた。

気道の長さ ( $l$ ) や太さ ( $d$ ) は肺気量 ( $V$ ) と密接な関係にある。Hughes<sup>14)</sup> らは気道の長さおよび太さは  $V^{1/3}$  に比例するとしている。また, Briscoe ら<sup>11)</sup> は, 健常人では体プレチスモグラフ法による気道抵抗 ( $R_{aw}$ ) と肺活量  $V$  の間には  $R_{aw} \cdot V = 4.2 \text{ cmH}_2\text{O} \cdot \text{sec}$  の双曲線の関係があるとしている。我々の提示した方法でも, CS 群では気量・抵抗曲線は IOV の範囲で滑らかな双曲線状を呈しており (図2), インピーダンスが気道抵抗を反映して肺気量の変動とともに変化していると考えられる。しかし, オッシレーション法全体の問題として, 呼吸運動に伴う喉頭部 (特に声帯) の抵抗の変化が挙げられる<sup>15)16)</sup>。そこで, 図6に示すように予備実験として気管内挿管を施行した健常人1名と気管切開を施行した COPD 患者1名について調べた結果, 図2と同様な曲線を呈していた。従って, 喉頭部の影響はあくまでも無視できないが, 本曲線の性状は, 主に肺気量の変動に伴う気道抵抗の変化を反映していると考えら

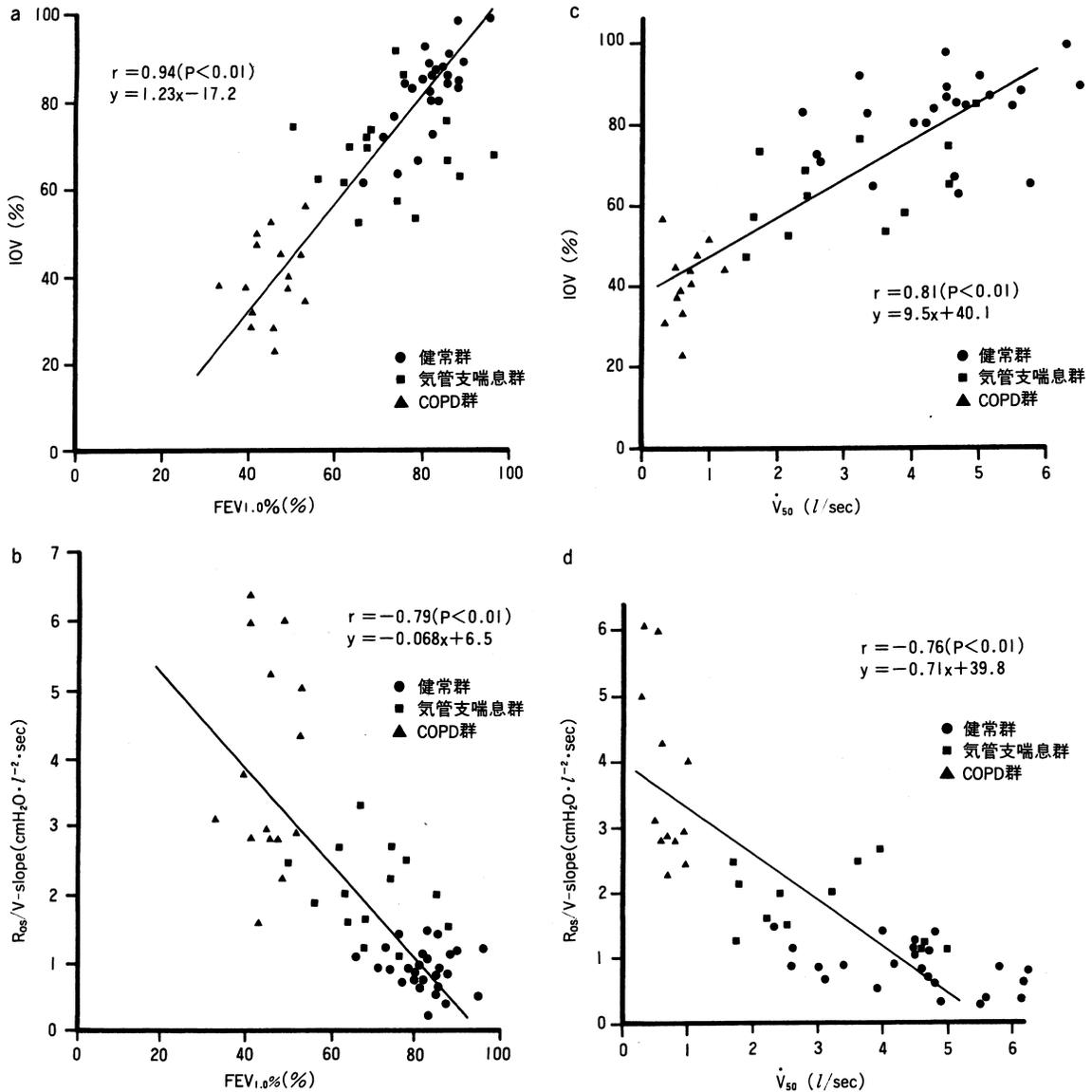


図4 努力呼気曲線と気量・抵抗曲線との関係

a : FEV 1.0%と IOV%, b : FEV 1.0%と  $R_{os}/V$ -slope, c :  $\dot{V}_{50}$  と IOV%, d :  $\dot{V}_{50}$  と  $R_{os}/V$ -slope

れた。一方、SRVの出現に関しては、本法が気道抵抗だけでなく肺胸郭系全体の呼吸インピーダンスを測定していることから、肺気量の減少効果ばかりでなく、呼出努力による呼吸筋、胸郭抵抗の増大、声門の閉鎖などが関与していると考えられる。

著者らは、気道閉塞の強弱と気量・抵抗曲線の形状の違いを検討するため、CS群、BA群、COPD群の3群について比較を行った。図3のFEV 1.0%、 $\dot{V}_{50}$ の値よりBA群では軽度、COPD群では中等度～高度の気道閉塞が存在する。一方、気量・抵抗曲線では、CS群、BA群、COPD群の順に  $R_{os}/V$ -slopeが大きくなり、IOV%は小さくなる傾向を認め、気道閉塞が強くなるにしたがって滑らかな双曲線を呈しなくなる。これは、気道抵抗  $R_{aw}$  の逆数をと

って気道コンダクタンス  $G_{aw}$  を考えた場合に、肺気量の増加に対する  $G_{aw}$  の直線的増加が小さくなることを意味する。この原因として肺気腫では elastic recoil pressure が小さいことや、気管支喘息では、気道内径の狭小化や気道壁の肥厚が挙げられている<sup>17)18)</sup>。さらに、安静呼吸レベルを取り上げると、COPD群では  $R_{os}(v)$  が大きい。これは、Davidsonら<sup>6)</sup>も指摘しているように気道径の変化だけでは説明がつかず、安静呼吸においても明らかな dynamic compression が起こっていることが予想された。一方、CS群では  $R_{os}(v)$  は小さく、これは肺気量の増減に伴う static な気道径の変化を表していると考えられた。以上をまとめると、図7 a のようになる。即ち、閉塞性換気障害が高度になると(矢印)、双曲線状を呈さなくなるとも

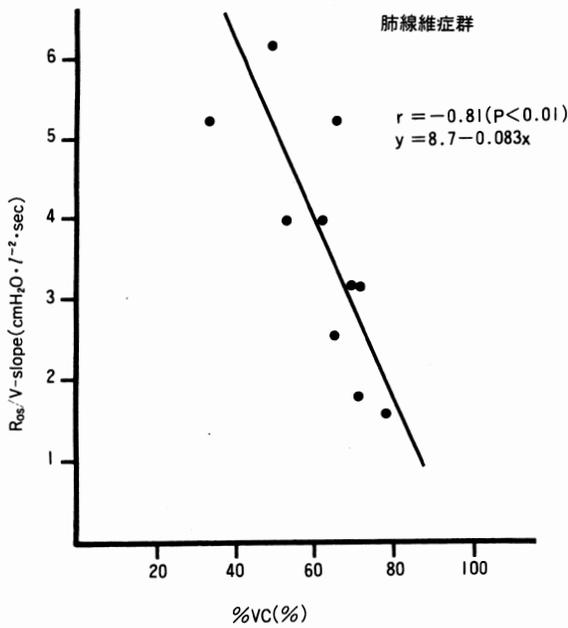


図5 %VCとR<sub>0s</sub>/V-slopeの関係 —肺線維症群—

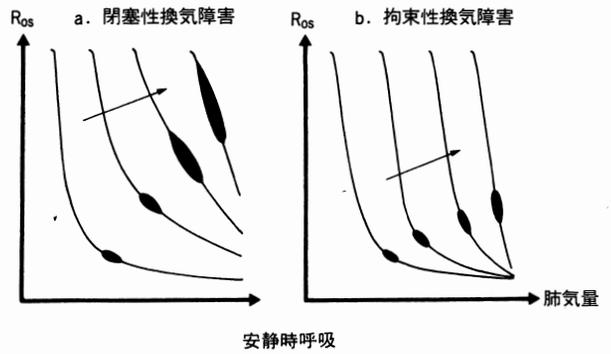


図7 閉塞性換気障害(a)と拘束性換気障害(b)の気量・抵抗曲線のまとめ  
矢印は障害の程度が強くなることを示す。図の説明は本文参照のこと

気量・抵抗曲線にも異常が見出され、強制呼出なしで、閉塞性障害や拘束性障害を的確に評価できる可能性が示唆された。また、本曲線は生理的条件下に呼吸器疾患の換気力学的特性の変化を表す有用な方法と考えられた。

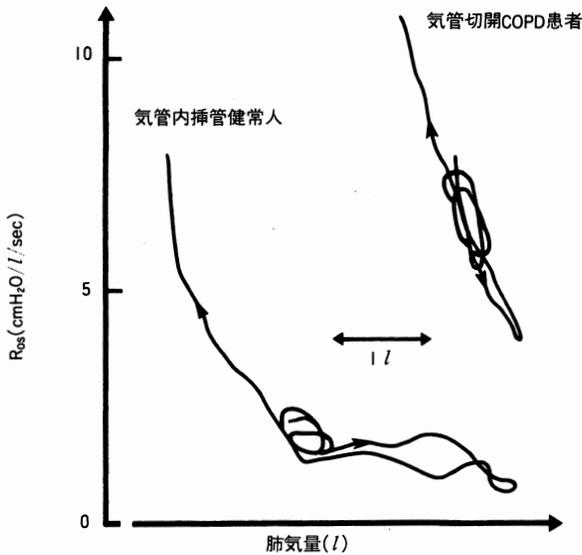


図6 気量・抵抗曲線 —気管内挿管を施行した健常人と気管切開 COPD 患者の実例—

文 献

- 1) Briscoe WA, DuBois AB. The relationship between airway resistance, airway conductance and lung volume in subjects of different age and body size. *J Clin Invest* 37: 1279-1285, 1958
- 2) DuBois AB, Botelho SY, Comroe JH Jr. A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph: Values in normal subjects and in patients with respiratory disease. *J Clin Invest* 35: 327-335, 1956
- 3) DuBois AB, Brody AW, Lewis DH, Burgess B Jr. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol* 8: 587-594, 1956
- 4) 松本博之 佐々木信博 飛世克之. 新しい呼吸インピーダンス測定装置の試作とその有用性について. *日胸疾会誌* 25: 435-443, 1987
- 5) Flecker A. On the assessment of pulmonary ventilation employing the resistance-volume curve. *Electromedica* 49: 176-181, 1981
- 6) Davidson RN, Greig CA, Hussain A, Saunders KB. Within-breath changes of airway calibre in patients with airflow obstruction by continuous measurement of respiratory impedance. *Br J Dis Chest* 80: 335-352, 1986
- 7) Franetzki M, Prestele K, Korn V. A direct-display oscillation method for measurement of respiratory impedance. *J Appl Physiol* 46: 956-965, 1979
- 8) Korn V, Franetzki M, Prestele K. A simplified approach to the measurement of respiratory impedance. *Progr Resp Res* 11: 144-161, 1979
- 9) Grimby G, Takishima T, Graham W, Macklem P, Mead Jr. Frequency dependency of flow resistance in patients with obstructive lung disease. *J Clin Invest* 47: 1455-1465, 1968
- 10) 中野均 松本博之 飛世克之. 各種慢性肺疾患の呼吸インピーダ

に、より高肺気量位で安静呼吸を行い、かつ安静呼吸レベルのR<sub>0s</sub>のループが大となる。

一方、拘束性換気障害では、R<sub>0s</sub>/V-slopeは肺気量によって規定される傾向が強くなり、障害の程度が強くなると(図7bの矢印)、曲線の傾きが急峻になる。また、安静呼吸レベルのR<sub>0s</sub>のループは健常群と同じかやや大きい程度であり、R<sub>0s</sub>(m)の上昇も閉塞性障害に比べ軽度である。これは、拘束性換気障害では気道系の病的変化が小さいことを反映していると考えられる。

いずれにしても、努力呼吸曲線に異常のある症例には、

- ンスの解析に関する研究。日胸疾会誌 26: 22-30, 1988
- 11) 矢那瀬信雄 富田友幸. 呼吸器疾患における呼吸器 Impedance Vectorの連続分析に関する研究。北里医学 10: 539-551, 1980
  - 12) Vincent NJ, Knudson R, Leith DE, Macklem PT, Mead Jr. Factors influencing pulmonary resistance. *J Appl Physiol* 29: 236-243, 1970
  - 13) Jordan C, Lehane JR, Jones JG, Altman DG, Royston JP. Specific conductance using forced airflow oscillation in mechanically ventilated human subjects. *J Appl Physiol* 51: 715-724, 1981
  - 14) Hughes JMB, Hoppin Jr, Mead Jr. Effect of lung inflation on bronchial length and diameter in excised lungs. *J Appl Physiol* 32: 25-35, 1972
  - 15) Brancatisano T, Collett PW, Engel LA. Respiratory movements of the vocal cords. *J Appl Physiol* 54: 1269-1276, 1983
  - 16) Higenbottam T, Payne J. Glottis narrowing in lung disease. *Am Rev Resp Dis* 125: 746-750, 1982
  - 17) Butler J, Caro CG, Alcala R, DuBois AB. Physiological factors affecting airway resistance in normal subjects and in patients with obstructive respiratory disease. *J Clin Invest* 39: 584-591, 1960
  - 18) Colebach HJ, Finucane KE, Smith MM. Pulmonary conductance and elastic recoil relationships in asthma and emphysema. *J Appl Physiol* 34: 143-153, 1973

