〔一般演題〕

人工呼吸中の気道抵抗・コンプライアンスの連続測定

西村弘美*　盛　直久**

人工呼吸中における肺の動力学的機能を連続監視することは呼吸管理や患者の状態変化を知る上で重要である。近年，人工呼吸管理の考えが［十分なガス交換を行わせる換気］から［患者の病態に合せた換気］に移り，volume controlled ventilation（以下 VCV）以外に pressure supported ventilation（以下 PSV）などの呼吸モードがとられるようになってきた。そのため，PSV などの呼吸モードでも動的肺を示すパラメータである気道抵抗（以下 R）およびコンプライアンス（以下 C）を連続測定する必要性が出てきた。

われわれは特定の呼吸パターンを必要とせず，与圧呼吸において人工呼吸をしている動的肺をモデル化し，最小二乗法関数近似でRおよびCを連続測定する装置を開発した。これまでの測定装置では得られた値がアーチファクトを含んでいるかどうかを判定することができなかったが，本装置では得られたR・Cより理論的な流量を推定し，実際の流量と比較することでこれを可能にしている。

理　論

与圧による人工呼吸中の肺を線形離散時間系のモデルとし，肺を圧・流量に関するブラックボックスと考える（図1-a）。このとき，人工呼吸における気道内圧（駆動圧）を入力 P(t)，気道内流量を出力 F(t) とした場合，次のように記述される。

$$F(t)=\sum_{i=0}^{n} H(i)\cdot P(t-i) \cdots\cdots\cdots (1)$$

ここで H(i) は肺の特性を示す関数で肺の重み関数またはインパルス応答と呼ばれる[1]。この関数は有限時間内に十分小さくなるような関数である。またnはこの関数の値が十分小さくなる時の時間である。この（1）式はフーリエ空間では次のように記述される。

$$[F(t)]=[H(t)]*[P(t)] \cdots\cdots\cdots\cdots (2)$$

人工呼吸中の F(t) および P(t) は容易に測定でき，肺の特性を示す関数 H(t) は次の式で求まる[2]。

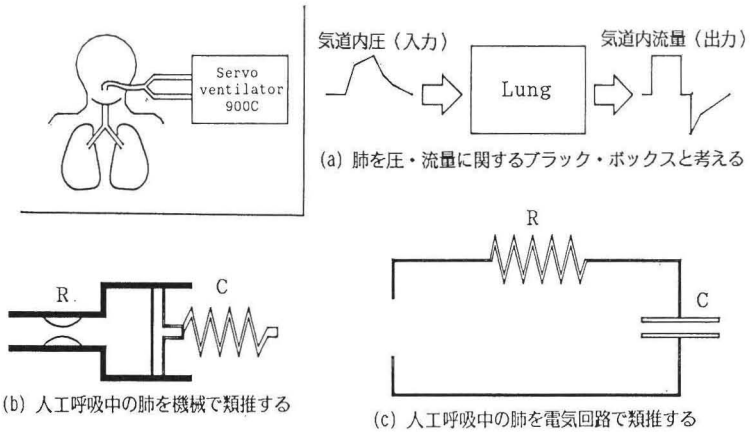


図 1　線形離散時間系の肺モデル

* 秋田県立脳血管研究センター脳神経外科
** 秋田大学医学部麻酔学教室

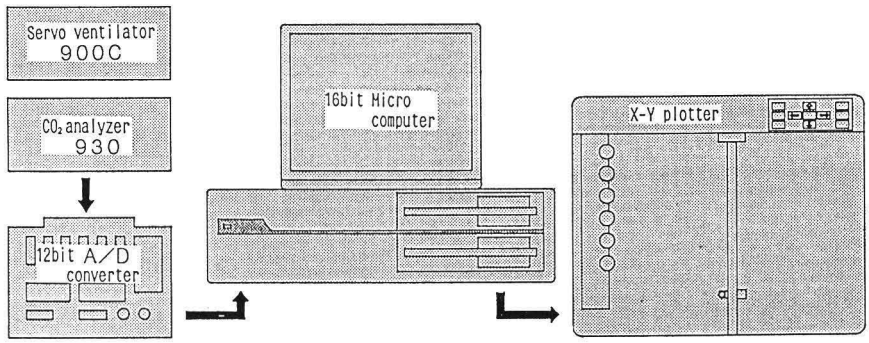
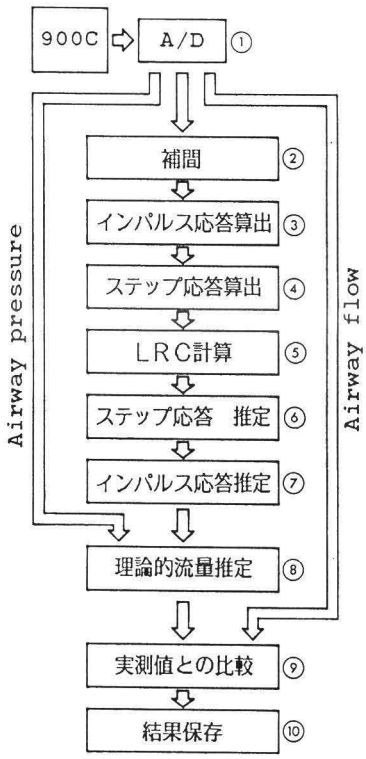


図 2　使用機器の構成



図中の各番号と下記の説明文が対応する。

① Servo ventilator 900 C の気道内流量および気道内圧信号を使用し，12 bit analog to digital converter を使用してサンプリング周波数 100 Hz で micro computer に取込む。取込むデータは1呼吸分である。

② 1呼吸分のデータ数は各時点の呼吸状態によって異なるためこのデータ数を2の累乗（本装置では256点）にする。補間には3次スプライン関数[4]を使用した。

③ 気道内流量および気道内圧を高速フーリエ変換し本文（3）式に代入し肺の周波数伝達関数をもとめる。さらに逆高速フーリエ変換を行いインパルス応答を求める。

④ このインパルス応答を本文（4）式に代入しステップ応答を求める。モデルに慣性抵抗の項目を追加する場合にはさらに積分処理を行う。

⑤ 各時点のデータを本文（5）式に代入し最小二乗法により各係数をもとめる。この時駆動圧 p(t) はインパルス入力であるから t=0 のとき1でそれ以外では0になるような関数とする。慣性抵抗の項目を追加する場合には本文（8）式を使用する。

⑥ 得られた (L) RC を本文（6）式または本文（9）式に代入しステップ応答の推定を行う。

⑦ 推定したステップ応答を本文（7）式に代入しインパルス応答を求める。

⑧ 推定したインパルス応答と実測値気道内圧を本文(2)式に代入し肺をモデル化したときの理論的流量を推定する。

⑨ この理論的流量と実測値流量を比較し誤差を求める。

⑩ (L), R, C および理論値との誤差を磁気記録装置に記録保存する。

図 3　計測処理流れ図

$$[H(t)]=[F(t)]/[P(t)] \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (3)$$

[　] はフーリエ変換を表す。

この関数 H(t) はインパルス（単位時間に単位圧）をこの肺に与えたとき肺に流入出する流量の時間的変化（インパルス応答）を示している。次にこの H(t) を積分して得られる関数 S(t)（ステップ応答）は一定の単位圧をこの肺に与えたときの流量変化を示す。

$$S(t)=\sum_{i=0}^{n} H(t-i) \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots (4)$$

(3) 式および (4) 式で与えられる関数は肺（ブラックボッス）の特性を示す関数である。

与圧呼吸中の肺モデルを電気回路で類推したものを図1-c に示す。この回路に流れる電流が気道内流量を表し，開放端の電圧が肺駆動圧を表している。このモデルを方程式で表すと，

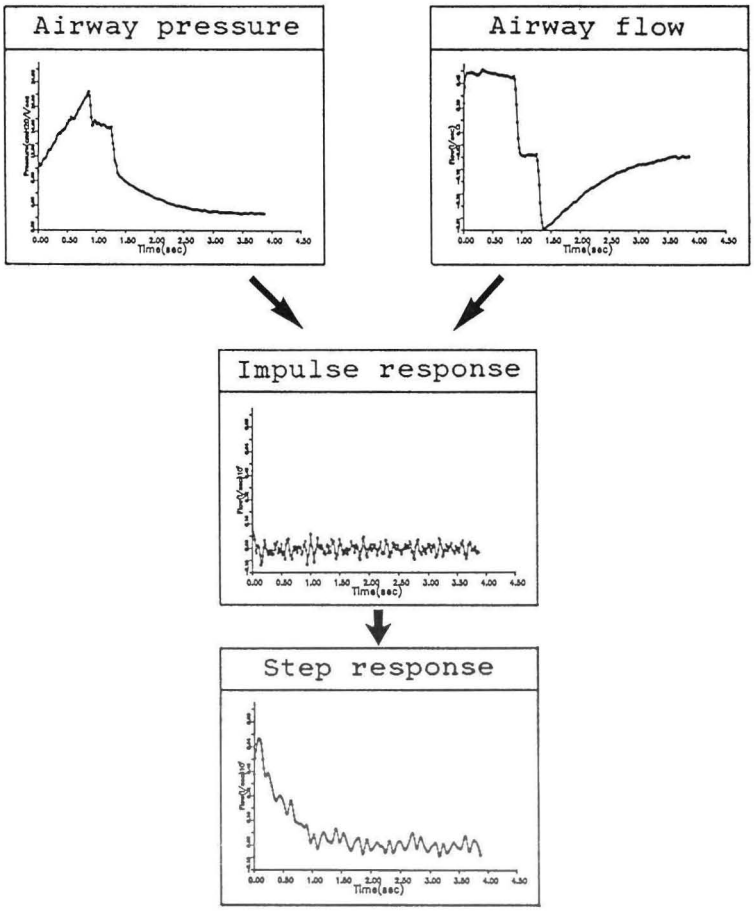


図 4　信号の処理過程 1

一呼吸分のデータは3次スプラインで256個になるよう補間し，気道内圧および気道内流量それぞれを FFT によりフーリエ展開し本文（3）式に代入処理する。次に逆フーリエ変換しインパルス応答を求める。インパルス応答を積分したものがステップ応答である。処理は図5に続く。

$$R \cdot F(t) + \frac{1}{C}\int F(t)dt = P(t) \quad \cdots\cdots(5)$$

となる。このモデル肺への入力 P(t) をインパルス入力とした場合，(5) 式の第1項の F(t) はインパルス応答になり，第2項の $\int F(t)dt$ はステップ応答となる。各時間ごとの H(t), S(t) および P(t) はそれぞれ (3), (4) 式およびインパルス入力から既知であるから最小二乗法[3] より各係数 R, C を求めることができる。

モデル肺のステップ応答は求めた R, C より次の式より推定される。

$$S(t) = \frac{P}{R}\exp\left(-\frac{t}{R \cdot C}\right) \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(6)$$

P は単位駆動圧

同様にインパルス応答は次式によって推定される。

$$H(t) = \frac{dS(t)}{dt} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots(7)$$

この推定したインパルス応答 H(t) を (2) 式に代入して理論的な流量を推定することができる。この推定流量と実測値流量を比較することで人工呼吸中の肺が RC でモデル化できるかを判定することができる。

慣性抵抗（L）を含めた場合にはそれぞれ 5) および (6) 式は (8) および (9) 式のように表せる。

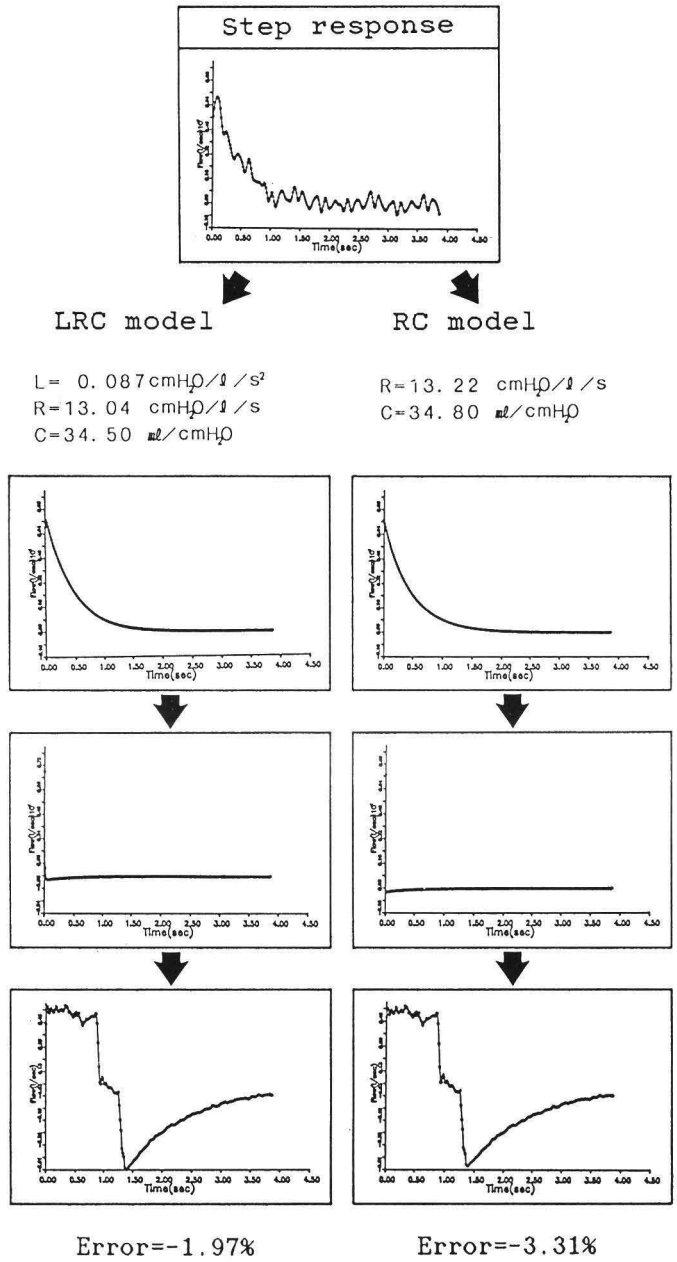


図 5　信号の処理過程 2

得られたインパルス応答およびステップ応答を本文（5）または（8）式に代入し各パラメータの値を求める。このパラメータ値を本文（6）および（9）式に代入しモデル肺のステップ応答およびインパルス応答を求め，実測値気道内圧を合成し理論的流量を求める。このデータより得られたパラメータは RC モデルでは一回換気量の −3.31% の誤差があり，LRC モデルでは −1.97% の誤差があった。

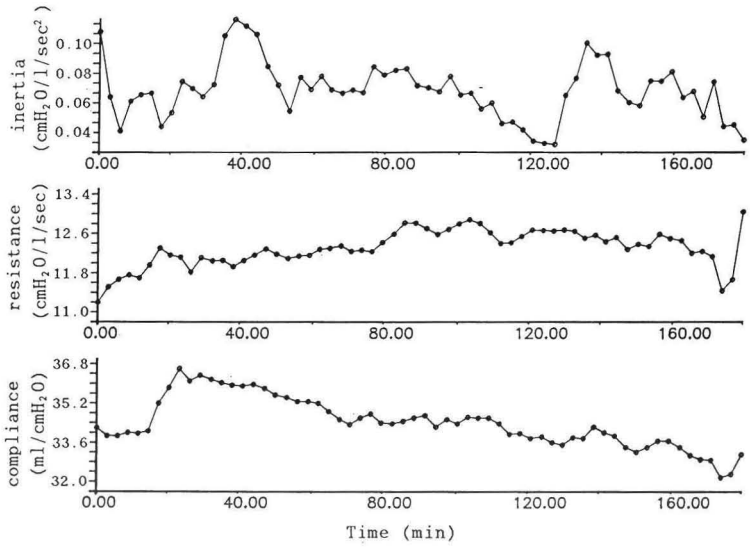


図 6　連続測定結果

49歳男性，右中大脳動脈動脈瘤根治術。麻酔中における LRC の3時間連続測定の結果を示す。図上から慣性抵抗，気道抵抗，コンプライアンスの経時的変化を表示している。各データは±1ポイントの平滑化処理を行っている。

$$L\frac{dF(t)}{dt}+R\cdot F(t)+\frac{1}{C}\int F(t)dt=P(t) \quad \cdots\cdots\cdots(8)$$

$$S(t)=\frac{1}{L\cdot r}\exp\left(-\frac{R\cdot t}{2L}\right)\cdot\sinh(r\cdot t)\cdots(9)$$

$$r=SQRT\left\{\frac{R^2}{4L^2}-\frac{1}{L\cdot C}\right\}$$

これによって得られたステップ応答より(7)式および(2)式より3パラメータによるモデル化した理論的流量が計算できる。

方　法

人工呼吸には Servo ventilator 900 C (Siemens Elema) を使用した。気道内流量および気道内圧の各信号は12ビット A/D コンバータ (AD 12-16 A, CONTEC) を介して16ビットマイクロコンピュータ (PC-9801 vm2, NEC) に取込み計算処理を行った。各信号のサンプリング周波数は100 Hz とした。処理結果は磁気記憶装置に保存できるようにした。結果の出力には X-Y プロッタ (DXY-880, Roland DG) を用いた。機器の構成を**図2**に示す。計算処理の流れを**図3**に示す。使用言語は機械語および FORTRAN を使用した。

結　果

実際の信号の処理過程を**図4**および**図5**に示す。**図5**左側の LRC モデルでは処理の結果，換気量で −1.97% の誤差を含むパラメータ値として得られた。右側の RC モデルでは −3.31% の誤差を含むパラメータ値として得られた。49歳男性，右中大脳動脈動脈瘤根治術，麻酔中における LRC の3時間連続測定の結果を**図6**に示す。連続測定中の誤差は換気量にして最大 2.40% であった。

考　察

モデル化した肺のインパルス応答 (**図5**) は実際の肺インパルス応答 (**図4**) とよく近似しており，与圧人工呼吸中の動的肺は簡単なモデルで近似可能なことを示している。また LRC モデルは RC モデルより高い精度で流量を推定できるが，慣性抵抗 (L) にあたるものが人工呼吸中の肺システムのどの部分に相当するのか現在のところ不明である。**図6**の連続測定結果を見た場合，手術麻酔中の気道抵抗の増加およびコンプライアンスの低下がよくわかり，人工呼吸管理および患者状

態変化を的確に反映していると思われる。

われわれの方法はオシレーション法の原理と同一であり，オシレーション入力の代りに圧・流量信号の周波数特性を利用している。本方法では計算に使用する信号が広い周波数成分を持つ必要がある。VCV や PSV（浅い自発呼吸）の呼吸パターンでは吸気開始および呼気開始時に広い周波数成分を持つ。逆に自発呼吸中では特定の周波数成分しか持たない。このため自発呼吸中の肺モデルは図1-c で近似できず計算結果の信頼性が低いと考えられる。本処理で理論的流量と実測値流量を比較するのはアーチファクト検出だけではなく与圧呼吸か自発呼吸かを自動的に判定する意味もある。

まとめ

本装置の理論的計算方法は RC などのパラメータ値を出すだけではなく理論値との偏差を得ることができる。これは従来の測定器にはなかったことで人工呼吸器の知的制御に有用と思われる。また肺の特性を示す H(t) が本計算方法で算出することができ，(2) 式の F(t) および P(t) のどちらか一方を決定すれば他方が推定できる。このことは目的の流量パターンにするための駆動圧を求めることができ，逆にある駆動圧をこの肺に与えたときの流量を推定することもできる。これは患者に合せた呼吸パターンの研究に有用と思われる。本装置では1回の計測に約3分かかっている。これは純粋にハード的な原因に起因しており専用回路を作ることにより breath by breath での計測が可能と思われる。

文　献

1）相良節夫，秋月影雄，中溝高好ほか：システム同定．計測自動制御学会
2）渡辺嘉二郎，佐々木雅彦：工学解析入門．オーム社，p 162-175
3）中山和夫：社会学・行動科学のための数学入門．多変量解析．新曜社，p 114-123.
4）市田浩三，吉本富士市：スプライン関数とその応用．教育出版