

## 肺エラストンス推定におけるファジィ変数最適化手法の改良\*

中道 正紀<sup>\*1</sup>, 金江 春植<sup>\*1</sup>

### Improvement of the fuzzy variables optimization technique for the pulmonary elastance estimation

Masanori NAKAMICHI<sup>\*1</sup> and Shunshoku KANAE<sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> Department of Electrical, Electronic and Computer Engineering

The ventilation condition of artificial respiration should be set carefully, and the setting is expected to match individual pulmonary characteristic of each patient. However, we do not understand the pulmonary characteristic of the patient by the measurement of data. Therefore, the setting of the artificial respirator is decided by the experience and the intuition of the doctor. Purposes of this study are to develop a method to estimate the static P-V curve and the pulmonary elastance of the patient. The static P-V curve expresses the important feature of the lung, and this curve is a basis for deciding the air-way pressure limit value. In the previous works, we proposed the iterative fuzzy estimation method and the random optimization of the fuzzy variables. In this paper, a modified optimization algorithm is proposed. A numerical example is shown to illustrate the improvement in our modified algorithm.

**Key Words :** Optimization, Estimation, Fuzzy logic, Artificial respiration

#### 1. 序 論

医療機器のひとつである人工呼吸器は、病院や緊急搬送時の救急車などにおいて自律呼吸が出来ないまたは不完全な患者に対して使用されている。人工呼吸器は人間の生体において重要な「呼吸」機能の補助を行なっており、この役割を果たせない場合には患者の容体悪化または患者が死に至る可能性に繋がる。人工呼吸器が適切に患者の呼吸機能を補助するためには、呼吸機能を掌る肺の特性に合わせた設定が必要となってくる<sup>1)</sup>。人工呼吸器設定手法としては、患者の体重・身長などの身体的特徴から大まかに設定を行ない、熟練医師が人工呼吸器で測定されたデータ（肺の特性ではないデータ）や患者の顔色などを基に細かな設定を行なう手法が挙げられる。この手法は、患者の肺特性を熟練医師が経験と勘で推し量ることによって成り立っている。しかしながら、問題点としては、熟練医師の経験と勘が及ばない患者に対しては本設定手法が適用出来ないという点である。患者の肺特性を知ることが難しい理由としては、以下の点が挙げられる。第1点は、肺特性を表す「肺内圧力」が測定出来ないためである。第2点としては、患者の肺特性は千差万別であり、病状によっても変化してくるためである。以上のことから、人工呼吸器の適切な（または、患者の肺特性に適した）設定法の開発が求められている。

本研究の目的としては、システム同定によって患者の肺特性である肺内圧力を推定し、人工呼吸器設定にフィードバックする手法を開発することである。前研究では、肺内圧力推定に必要な肺エラストンスの表現にファジィロジックを用いる手法を開発した。今回の研究では、ファジィロジック内の設定値（ファジィ変数）に最適化手法を適用することにより、肺内圧力推定手順の自動化を行なった。患者データを用いた実験では、本研究手法の有効性を検証する。

---

\* 原稿受付 2015 年 2 月 23 日

<sup>\*1</sup> 電気電子情報工学科

E-mail: nakamichi@fukui-ut.ac.jp

## 2. 静的P-V曲線と呼吸システム

### 2.1 肺エラストランスと静的P-V曲線

呼吸において気流のない状態を静的状態と呼び、その状態における肺内圧力  $P_\ell(t)$  と肺の体積  $V(t)$  によって描かれる曲線を静的P-V曲線という。また、肺コンプライアンスとは「肺の広がりやすさ」を意味し、患者の肺特性を知るために重要なものである。静的P-V曲線の  $dV/dP$  が肺コンプライアンスを表し、その逆数を肺エラストランスと呼ぶ。肺体積  $V(t)$  における肺エラストランスを  $V$  の非線形関数  $f_E(V, \theta)$  とすると、静的P-V曲線は、以下のように表現出来る。

$$P_\ell = f_E(V, \theta)V \quad (1)$$

この静的P-Vは、人工呼吸器の設定値である気道気圧上限値などを決める上で重要な役割を果たす。

Fig.1 に呼吸1回分の動的P-V曲線（実線）と静的P-V曲線（点線）の例を示す。動的P-V曲線は、気管気圧データと空気体積データによって描かれ、人工呼吸器で測定することが可能である。しかしながら、このデータは肺の特性を表しているとは言い難く、呼気と吸気でヒステリシスをもつことから人工呼吸器の設定には使用出来ない。一方で、静的P-V曲線は肺の特性を表すが、肺内圧力  $P_\ell(t)$  を直接測定すること困難である。本研究では、システム同定手法で静的P-V曲線を推定することを提案している。

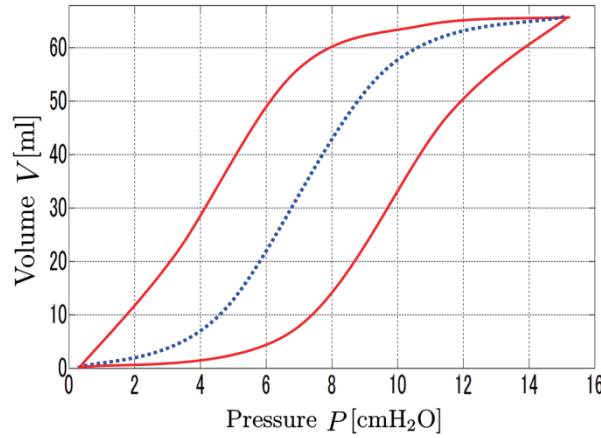


Fig.1: The dynamical P-V curve (solid line) and the static P-V curve (dotted line)

### 2.2 呼吸システムモデル

人間の肺は、右肺と左肺から構成されており、2次の微分方程式で全体の呼吸システムモデルを表現すると以下の式が提案されている<sup>2)3)</sup>。

$$P_{ao}(t) + a_1 \dot{P}_{ao}(t) = f_E(V)V(t) + g_R(\dot{V})\dot{V}(t) + b_2 \ddot{V}(t) + P_{eea} + \epsilon(t) \quad (2)$$

ここで、 $P_{ao}(t)$  は送気管の測定点での気圧（気管気圧）、 $F(t) = \dot{V}(t)$  は空気流量、 $P_{eea}$  は肺胞の呼気終了気圧である。また、 $g_R(\dot{V})$  は気管での圧力損失レジスタンスであり、圧力損失を  $P_r$  とすると、

$$P_r(t) = g_R(F)F(t) = (r_1 + r_2|\dot{V}(t)|)\dot{V}(t) \quad (3)$$

で表現出来る。上述したが  $f_E(V)$  は肺エラストランスと表し、体積  $V$  の非線形関数である。 $\epsilon(t)$  は、モデル誤差および観測雑音を含んだ項である。なお、サンプリング周期で測定器が計測出来る値としては、気管気圧  $P_{ao}(t)$ 、空気流量  $F(t)$ 、空気体積  $V(t)$  である<sup>4)</sup>。

## 3. 基本的な肺エラストランスのファジィ推定アルゴリズム

前研究において様々な手法で非線形関数である肺エラストランスが表現されたが、それらの中でもファジィロジックは非線形な入出力関係を容易に表現することが可能であった。ファジィロジックにおいて著名な Mamdani

方式 if-then モデルでは、全ての入力項目がファジィルール前件部に、全ての出力項目がファジィルール後件部に設定される。本研究では、前件部を肺体積  $V$ 、後件部を 1 次式の肺エラストランス  $f_E(V)$  であると定義する。前件部のファジィ変数を “small / medium / big” とし、前研究である呼気と吸気のファジィ変数区間データ統一アルゴリズムを適用するとファジィルールは以下のように構成することが出来る<sup>5)6)</sup>。

$$\begin{aligned} \text{if } V = \text{small} & \quad \text{then } f_{E(\text{small})} = k_{1(\text{small})} + k_{2(\text{small})}V \\ \text{if } V = \text{medium} & \quad \text{then } f_{E(\text{medium})} = k_{1(\text{medium})} + k_{2(\text{medium})}V \\ \text{if } V = \text{big} & \quad \text{then } f_{E(\text{big})} = k_{1(\text{big})} + k_{2(\text{big})}V \end{aligned} \quad (4)$$

式(4)のファジィルールについて、後件部関数の未知パラメータを推定するためのアルゴリズムは次のとおりである。呼吸システムモデル式(2)に、1 次の肺エラストランス式  $f_E(V) = k_1 + k_2V$  を代入すると、

$$P_{ao}(t) + a_1\dot{P}_{ao}(t) = k_1V(t) + k_2V^2(t) + g_R(\dot{V})\dot{V}(t) + b_2\ddot{V}(t) + P_{eea} + \epsilon(t) \quad (5)$$

となる。ここで連続時間モデル同定に有効な数値積分法を適用して同定モデルを導出していく。モデル式(5)を簡単な形にすると

$$P_{ao}(t) = \varphi^T(t)\theta + \epsilon(t) \quad (6)$$

となる。 $\varphi(t)$ 、 $\theta$  はデータベクトルと推定されるパラメータベクトルであり、各々

$$\varphi^T(t) = [-\dot{P}_{ao}(t), V(t), V^2(t), F(t), |F(t)|F(t), \dot{F}(t), 1.0] \quad (7)$$

$$\theta^T = [a_1, k_1, k_2, r_1, r_2, b_2, P_{eea}] \quad (8)$$

となる。 $k$  ( $k = 1, 2, \dots, N$ ) をサンプル時刻、 $N$  をデータ長とすると、観測出来るデータは前述した気管気圧・空気流量・空気体積である。データ収集のサンプリング周期が  $T$  である時、ある時刻  $t = kT$  において式(6)の両辺を区間  $[(k-\ell)T, kT]$  にわたり積分演算を行なう。相良らが提案した数値積分法<sup>7)</sup>を用いると、式(6)左辺は、

$$y(k) = \int_{(k-\ell)T}^{kT} P_{ao}(\tau) d\tau \doteq \sum_{j=0}^{\ell} g_j P_{ao}(k-j) \quad (9)$$

となる。ここで、 $\ell$  は数値積分のウインドウ幅を決める正の整数、 $g_i$  ( $i = 0, 1, \dots, \ell$ ) は数値積分則により決まる係数である（本研究では、台形則を用いている）。同様にデータベクトルの積分は、

$$\phi(k) = \int_{(k-\ell)T}^{kT} \varphi(\tau) d\tau = \begin{bmatrix} -P_{ao}(k) + P_{ao}(k-\ell) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j V(k-j) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j V^2(k-j) \\ V(k) - V(k-\ell) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j |F(k-j)|F(k-j) \\ F(k) - F(k-\ell) \\ \ell T \end{bmatrix} \quad (10)$$

と計算出来る。また、数値積分による近似誤差  $\Delta_E$  と  $\epsilon$  の積分をまとめると、

$$e(k) = \Delta_E + \int_{(k-\ell)T}^{kT} \epsilon(\tau) d\tau \quad (11)$$

となる。こうして式 (9), (10), (11) から呼吸システムの離散時間形式の同定モデルが

$$\mathbf{y}(k) = \boldsymbol{\phi}^T(k)\boldsymbol{\theta} + e(k) \quad (12)$$

と求めることが出来る．

測定データを用いて、各時刻  $k = \ell + 1, \dots, N$  における  $\mathbf{y}(k)$  と  $\boldsymbol{\phi}(k)$  を計算し、ベクトル方程式にまとめると以下の式で表せる．

$$\mathbf{y} = \boldsymbol{\Phi}\boldsymbol{\theta} + \mathbf{e} \quad (13)$$

最少二乗法によって、評価規範  $\mathbf{J} = \|\mathbf{y} - \boldsymbol{\Phi}\boldsymbol{\theta}\|^2$  最少にするパラメータ推定値は、

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = (\boldsymbol{\Phi}^T \boldsymbol{\Phi})^{-1} \boldsymbol{\Phi}^T \mathbf{y} \quad (14)$$

と計算出来る．よって、任意の 1 ルールに関する後件部の式は、 $\hat{f}_E(V) = \hat{k}_1 + \hat{k}_2 V$  と推定出来る．

最後に、肺エラストランス推定は重み付き重心法を用いて、

$$h_j^V = A_j^V(V^0) \quad (j = \text{small}, \text{medium}, \text{big})$$

$$f_E^0 = \frac{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^V f_{E(j)}(V^0)}{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^V} \quad (15)$$

と計算される．なお、 $\mathbf{A}$  は前件部変数  $V$  のファジィ集合、 $h_j$  は  $j$  のルールの前件部の適合度である．推論結果  $f_E^0$  を用いて  $P_\ell = f_E^0 V$  の関係式により肺内圧力を推定し、静的 P-V 曲線を描くことが出来る．

#### 4. ファジィ変数ランダム探索アルゴリズムを組み込んだ繰り返しファジィ推定アルゴリズムの改良

一般的にファジィルール構成の際には、ファジィ変数の範囲をどのように設計するかという問題が出てくる．医療現場では速やかな人工呼吸器の設定が必要であることから、ファジィ変数を試行錯誤で手動設計するのではなく自動で設計するアルゴリズムが必要となってくる<sup>8)9)</sup>．前研究では、繰り返しファジィ推定アルゴリズムとファジィ変数ランダム探索アルゴリズムを組合せ、その有効性を示した<sup>10)</sup>．しかしながら、ファジィ変数ランダム探索アルゴリズムが繰り返しファジィ推定アルゴリズムと分離して実行したため、設計されたファジィ変数が更新される推定パラメータに適合しなくなるという問題点が出てきた．そこで本研究では、繰り返しファジィ推定アルゴリズム内にファジィ変数ランダム探索アルゴリズムを取込むことによって、ファジィ変数設計と推定パラメータの同時更新を図った．本研究のアルゴリズムは以下のとおりである．

##### 【手順 1：肺エラストランス以外の項のパラメータ推定】

呼吸システムモデル内のパラメータは、短時間つまり一呼吸内で変化するパラメータ（肺エラストランスのパラメータ  $\boldsymbol{\theta}_f^T = [k_1, k_2]$ ）と、一呼吸内では変化しないパラメータ（肺エラストランス以外の項のパラメータ  $\boldsymbol{\theta}_o^T = [a_1, r_1, r_2, b_2]$ ）に分けられる．3 章で紹介した推定アルゴリズムだと、一呼吸内では変化しないパラメータも複数の推定値をもつことになってしまう．繰り返しファジィ推定アルゴリズムは、各々のパラメータ推定を分離することによって、上記問題点を解決し、静的 P-V 曲線の推定精度の向上に繋げることが出来る．

繰り返しファジィ推定アルゴリズムを実行する準備として手順 1 では、肺エラストランス以外の項のパラメータは多項近似式  $f_E(V) = k_1 + k_2 V + k_3 V^2 + k_4 V^3$  を用いて推定される．

##### 【手順 2：ファジィ変数ランダム探索アルゴリズム】

肺エラストランスのパラメータを推定する前に、ファジィ変数ランダムアルゴリズムで推定に適したファジィ変数を設計する．本研究では、ランダムにファジィ変数を  $M$  個生成/評価して最も評価値の良かったファジィ変数を次の探索に持ち越す．次の探索では、持ち越されたファジィ変数にランダム値（-1 ～

1) を加えることによって新たなファジィ変数を生成していく．指定された繰り返し回数  $T_{\max}$  が終了した時点で，最も評価の良かったファジィ変数を肺エラストランスのパラメータ推定に使用する．なお，ファジィ変数の評価値としては，肺内圧力検証データと推定肺内圧力の二乗和誤差を用いた．

【手順3：肺エラストランス項のパラメータ推定】

手順1・2で求めた値を用いて，各ファジィ変数“small / medium / big”における肺エラストランスモデル  $f_E(V) = k_1 + k_2 V$  のパラメータ  $\theta_f^T = [k_1, k_2]$  を推定する．

同定モデルは，以下のように表せる．

$$y(k) = \phi^T(k) \theta_f + e(k)$$

$$y(k) = \int_{(k-\ell)T}^{KT} P_{ao}(\tau) d\tau - a_1 \int_{(k-\ell)T}^{KT} -\dot{P}_{ao}(\tau) d\tau - r_1 \int_{(k-\ell)T}^{KT} F(\tau) d\tau - r_2 \int_{(k-\ell)T}^{KT} |F(\tau)| F(\tau) d\tau - b_2 \int_{(k-\ell)T}^{KT} \dot{F}(\tau) d\tau$$

$$\phi(k) = \int_{(k-\ell)T}^{KT} \varphi(\tau) d\tau = \begin{bmatrix} \sum_{j=0}^{\ell} g_j V(k-j) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j V^2(k-j) \end{bmatrix} \quad (16)$$

ただし， $\varphi^T(t) = [V(t), V^2(t)]$ ， $\theta_f^T = [k_1, k_2]$  である．なお，パラメータ推定には最少二乗法を用いた．

【手順4：肺エラストランス推定】

手順3で推定されたパラメータと式(4)のファジィルールを用いて，ファジィ推定（重み付き重心法）により肺エラストランスならびに静的P-V曲線を求める．

【手順5：推定肺内圧力値を用いた繰り返しファジィ推定】

手順4で求めた肺エラストランス値を用いて，各体積値  $V$  における肺内圧力  $\hat{P}_\ell$  を推定する．

$$\hat{P}_\ell = \hat{f}_E(V, \theta) V \quad (17)$$

呼吸システムモデル式(2)に代入すると，

$$P_{ao}(t) + a_1 \dot{P}_{ao}(t) = \hat{P}_\ell + r_1 \dot{V}(t) + r_2 |F(t)| F(t) + b_2 \dot{F}(t) + \epsilon(t) \quad (18)$$

となる．この式を用いて数値積分を適用し，同定モデルを求めると以下のように表せる．

$$y(k) = \phi^T(k) \theta_o + e(k)$$

$$y(k) = \sum_{j=0}^{\ell} g_j P_{ao}(k-j) - \sum_{j=0}^{\ell} g_j \hat{P}_\ell(k-j)$$

$$\phi(k) = \int_{(k-\ell)T}^{KT} \varphi(\tau) d\tau = \begin{bmatrix} -P_{ao}(k) + P_{ao}(k-\ell) \\ V(k) - V(k-\ell) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j |F(k-j)| F(k-j) \\ F(k) - F(k-\ell) \end{bmatrix} \quad (19)$$

ただし， $\varphi^T(t) = [-\dot{P}_{ao}(t), \dot{V}(t), |F(t)| F(t), \dot{F}(t)]$ ， $\theta_o^T = [a_1, r_1, r_2, b_2]$  である．各時刻における式(19)をベクトル方程式にまとめ，最少二乗法により肺エラストランス以外の項の係数  $\theta_o^T = [a_1, r_1, r_2, b_2]$  が更新される．



ファジィ変数ランダム探索アルゴリズムを組込んだ繰り返しファジィ推定アルゴリズムでは、手順2～5を繰り返し実行することによりファジィ変数設計と推定パラメータが更新されていく。本研究の推定事例では、アルゴリズムの有効性を示すために指定回数分アルゴリズムを繰り返した。

## 5. 推定事例

患者サンプルデータを使用して、提案アルゴリズムによる静的P-V曲線推定実験を行なった。提案アルゴリズム手順2における設定パラメータは、解候補ファジィ変数のランダム生成20個、手順2の繰り返し回数20回とした。また、繰り返しファジィ推定アルゴリズムの繰り返し回数を15回に設定した。

Fig. 2 はアルゴリズム終了時に得られたファジィ変数である。グラフ横軸は患者の肺体積値であり、縦軸はファジィ変数のメンバーシップ関数グレードでファジィルール後件部関数が各体積値に対してどの程度影響するかを示す。注目すべき点としては、各ファジィ変数のアンカーポイントが手動設計では選択し難い値を取っている。

Fig. 3 は提案アルゴリズム終了時に得られた静的P-V曲線である。図中+の点は検証用準静的P-Vデータであり、推定静的P-V曲線評価の基準となるものである。図から概ね検証用P-Vデータに近い点を通っていることが分かる。前研究の手動設計ファジィ変数を用いた繰り返しアルゴリズムの評価値が  $0.3171 [\text{cmH}_2\text{O}]^9$ 、ファジィ変数ランダム探索アルゴリズムと繰り返しファジィ推定アルゴリズムを分離して実行した時の評価値が  $0.2839 [\text{cmH}_2\text{O}]^{10}$  であった。本アルゴリズムの評価値は、 $0.2654 [\text{cmH}_2\text{O}]$  となり推定精度が向上していることがわかる。Fig. 4 はアルゴリズム繰り返し回数毎の最高評価値であり、繰り返し毎に推定精度が向上していくことが示されている。

課題としては、以下の点が挙げられる。アルゴリズムの繰り返し回数を増やしていくことで静的P-V曲線の推定精度は向上していくが、繰り返し毎の計算量が膨大であるため出力に時間がかかってしまう。本研究の目的は素早く患者の肺特性を推定し人工呼吸器の設定にフィードバックをかけることであるので、必要以上に計算に時間がかかることは好ましくない。今後は、患者の呼吸サイクルと本アルゴリズム実行時間について研究を重ねていきたい。

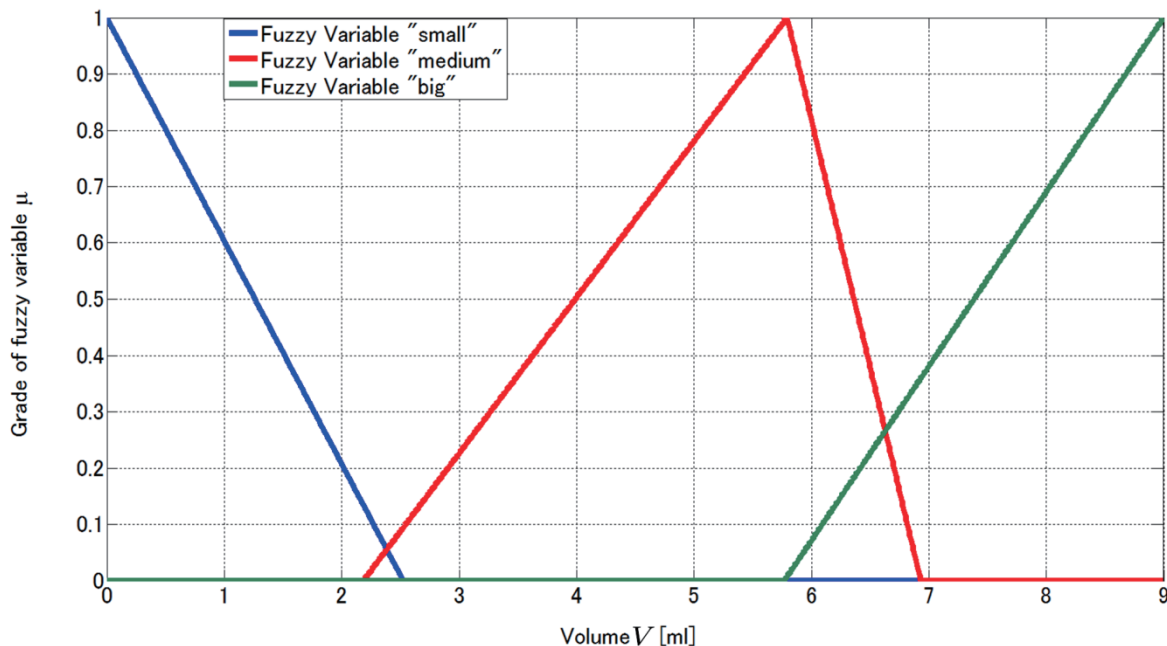


Fig.2: Resultant membership functions of fuzzy variables

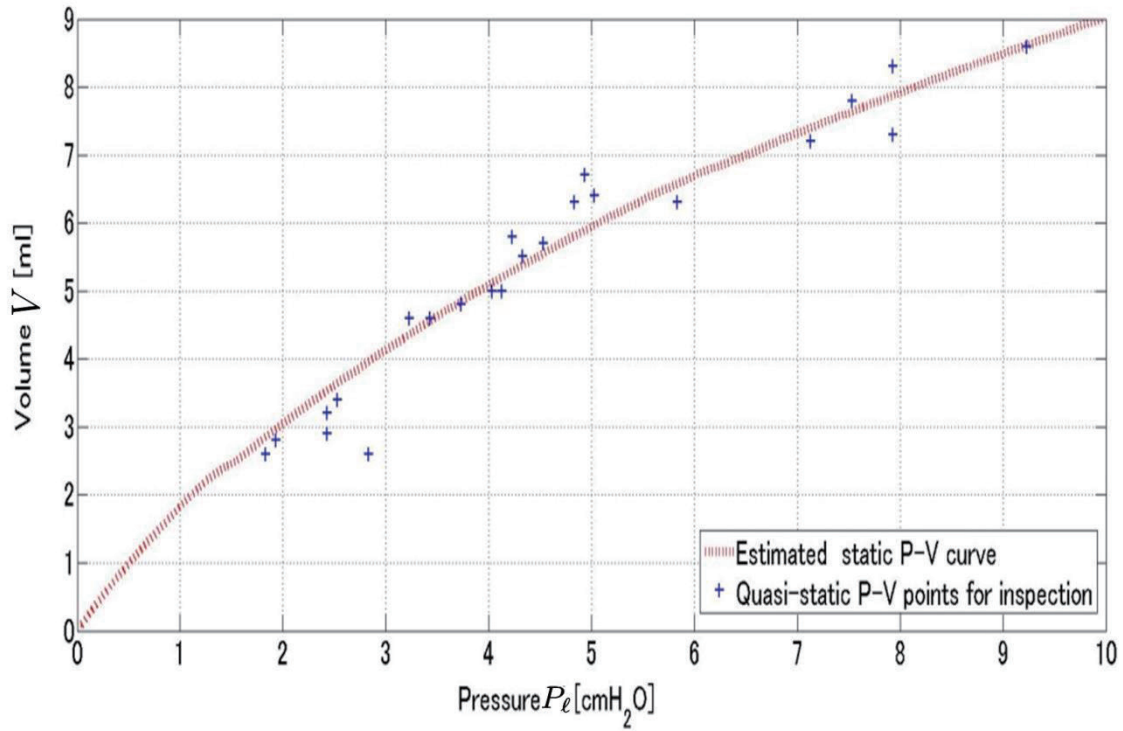


Fig.3: Estimated static P-V curve and Quasi-static P-V points

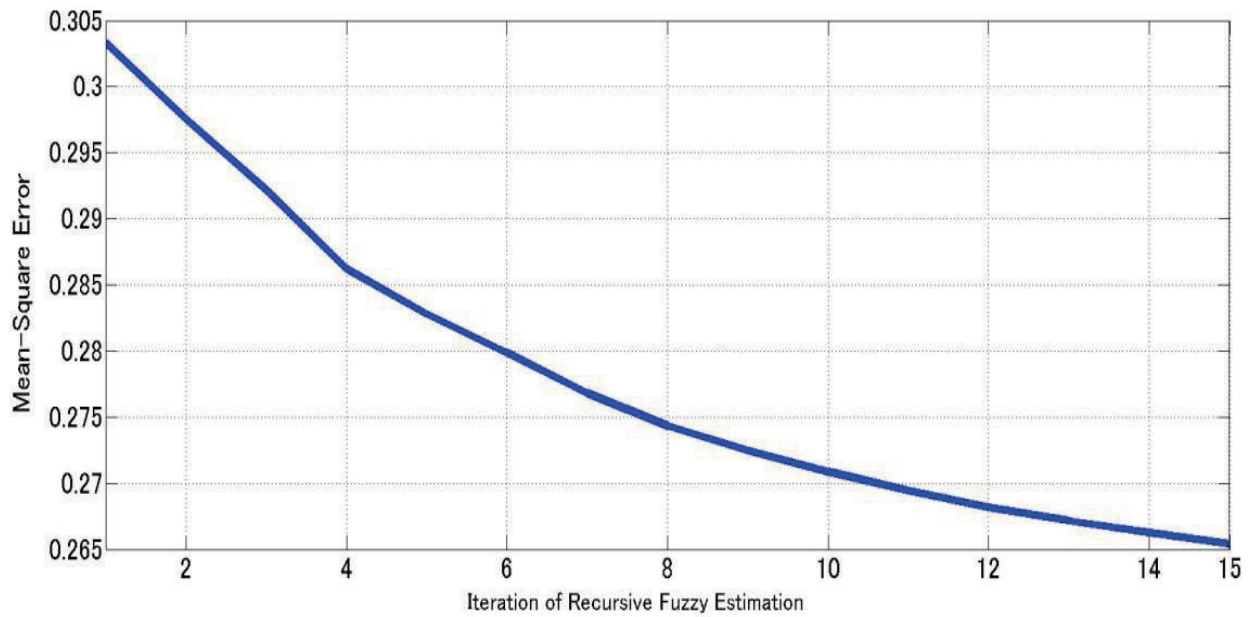


Fig.4: Change of mean-square evaluation when the recursive fuzzy estimation algorithm is running

## 6. 結 言

本研究では、繰り返し推定アルゴリズム内にファジィ変数探索アルゴリズムを組み込みファジィ変数の自動設計を行なう手法を提案した。患者のサンプルデータを用いた推定実験では、自動設計で推定精度の良いファジィ変数を得ることが出来た。今後は、患者の呼吸サイクルと本アルゴリズム実行時間について研究を重ねていきたい。

## 文 献

- (1) 岡本和文, “ナーシングケア Q&A 人工呼吸器とケア Q&A -基本用語からトラブル対策まで-”, (2004), 総合医学社
- (2) K. Muramatsu, K. Yukitake, M. Nakamura, I. Matsumoto, Y. Motohiro, “Monitoring of Nonlinear Respiratory Elastance Using a Multiple Linear Regression Analysis”, *European Respiratory Journal* 17, (2001), pp. 1158-1166
- (3) S. Kanae, K. Muramatsu, Z. J. Yang, K. Wada, “Modeling of respiration and estimation of pulmonary elastance”, 2004 ASCC, (2004), pp.648-651
- (4) 金江春植, “呼吸システムのモデリングと人工呼吸の換気条件の設定について”, 計測と制御, Vol.49, No.7, (2010), pp. 485-488
- (5) 菅野道夫, “ファジィ制御”, (1988), 日刊工業新聞社
- (6) M. Nakamichi, S. Kanae, Z.J. Yang, K. Wada, “Estimation of pulmonary elastance fuzzy model by data combination of two respiration phases”, *The 2012 UKACC International Conference on Control*, (2012), pp. 953-957
- (7) 相良節夫, 趙振宇, “数値積分演算による連続系のオンライン同定”, 電気学会論文誌, Vol.108, No.8, (1988), pp. 603-610
- (8) M. Nakamichi, S. Kanae, K. Uosaki, “Estimation of the pulmonary elastance and setting of the ventilation condition using fuzzy logic”, *The 45th ISCTE International Symposium on Stochastic Systems Theory and Its Applications*, (2013), pp. 259-264
- (9) M. Nakamichi, S. Kanae, “A recursive parameter estimation method for identifying respiratory systems”, *The 33th Chinese Control Conference*, (2014), pp. 4557-4561
- (10) 金江春植, 中道正紀, 和田清, “肺エラストランスファジィモデル同定における繰り返し推定アルゴリズム”, 第57回自動制御連合講演会, (2014), pp. 1799-1803

(平成 27 年 3 月 31 日受理)