

ファジィ推論法を用いた肺エラスタンスと静的 $P-V$ 曲線の推定

中道 正紀* 金江 春植**

Estimation of pulmonary elastance and static $P-V$ curve by fuzzy reasoning method

Masanori Nakamichi and Shunshoku Kanae

Abstract: The characteristic of human lungs is different, and the setting of the respirator is decided by the experience and the perception of the doctor now. Therefore, the suitable setting of ventilation conditions is needed for every patient. The static $P-V$ curve expresses the characteristic of human lungs, and that is needed for the parameter setting of the respirator. This study presents estimation technique of pulmonary elastance and the static $P-V$ curve by using the fuzzy logic. The choice of the fuzzy variables influencing to estimation results is investigated, and the effectiveness of suggested technique is illustrated by an estimation example using real patient data.

Key Words: estimation, fuzzy logic, artificial respiration, elastance, static $P-V$ curve.

1 はじめに

様々な医療現場では、自律呼吸が出来ない又は不完全な患者に対して人工呼吸器が使用されているが、人工呼吸器の使用には細心の注意が必要（空気流量、圧力の過多など）であり、患者毎に適した人工呼吸器の設定をしなければならない。しかしながら、人間の呼吸系の特性は千差万別であり、病状の進行や回復の具合等によっても特性が変化する。また、医療技術が進んだとはいえ、熟練医師の経験や勘に頼って人工呼吸器の設定をしており、適切な換気条件の決定法がないことが問題となっている。近年、高齢化社会が問題となっているが、このことから今後さらに人工呼吸器の使用が多くなると予想される。患者への適切な人工呼吸器の設定はもちろんのこと、医師の負担軽減や医療事故などを引き起こさないためにも、人工呼吸器の適切な換気条件決定法の開発は必要不可欠なものとなっている。

この問題を解消するために、本研究では人工呼吸器の気圧上限値設定に必要とされる静的 $P-V$ 曲線を求めることを目的とする。静的 $P-V$ 曲線を求めるためには、肺の弾力特性を表わす肺エラスタンスが必要となるが、肺エラスタンスをファジィロジックにより推定する手法を提案する。また、実際の臨床データを用いて静的 $P-V$ 曲線を求める推定実験を行ない、ファジィ変数の選択等が推定に及ぼす影響及び提案手法の有効性を検証する。

2 呼吸システムのモデル

呼吸システムにおいて気流のない状態を静的状態といい、その状態における肺内圧力 $P_l(t)$ と肺の体積 $V(t)$ によって描かれる曲線は静的 $P-V$ 曲線と呼ばれる。静的 $P-V$ 曲線の勾配がコンプライアンスで、その逆数はエラスタンスである。肺の体積 $V(t)$ における肺のエラスタンスを V の非線形関数 $f_E(V)$ とすると、静的 $P-V$ 曲線は数式

$$P_l(t) = f_E(V)V(t) \quad (1)$$

と表現できる。この静的 $P-V$ 曲線は人工呼吸器の気圧上限値等を決める上で重要な役割を果たしている。Fig.1 に呼吸1周期分のデータによる動的 $P-V$ 曲線（実線）と静的 $P-V$ 曲線（点線）を示した。動的 $P-V$ 曲線は、測定可能な気管気圧データと肺内空気体積データを使い描くことが出来る。しかし、静的 $P-V$ 曲線については、肺内気圧を直接測定することは難しいため、システム同定の手法で静的 $P-V$ 曲線を推定しなければならない。

* 電気工学専攻大学院生

** 電気電子情報工学科

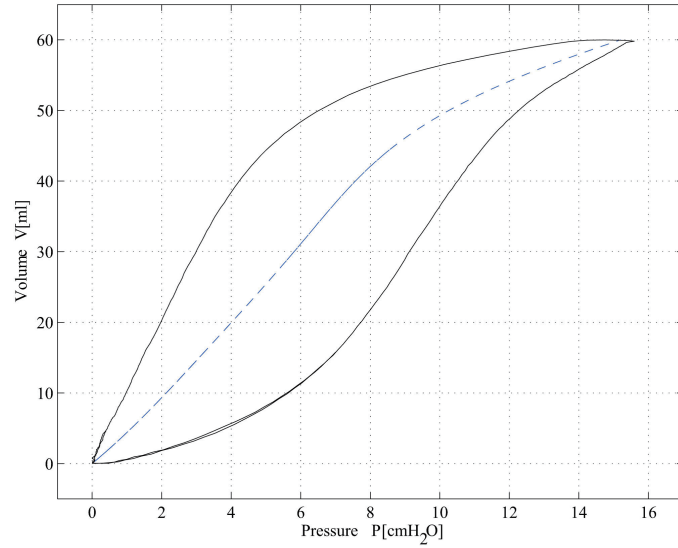


Fig.1 動的 $P-V$ 曲線 (実線) と静的 $P-V$ 曲線 (点線)

人間の肺は右肺と左肺の両側に分かれており、金江ら [3] はそれぞれを簡単な 1 次微分方程式でモデル化しても合成すると全体的には 2 次の微分方程式になると考え、呼吸システムモデルを次式で表現した。

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

ここで、 $P_{ao}(t)$ は送気管の測定点での気圧、 $\dot{V}(t)$ 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

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

で表現できる。 $\epsilon(t)$ はモデル誤差と観測雑音を含む。なお、サンプリング周期で計測できる値としては圧力 $P_{ao}(t)$ 、体積 $V(t)$ 、空気流量 $F(t)$ である。本研究では、以上の呼吸の非線形ダイナミクス表現のモデル式を用いてファジィロジックにより肺エラスタンスを推定する。

3 提案手法

3.1 既存の肺エラスタンス表現方法

肺エラスタンス $f_E(V)$ は、定数ではなく体積 $V(t)$ の非線形関数である。金江ら [3][12] は、この肺エラスタンスを多項式関数または RBF ネットワークによって表現した。

肺エラスタンスの多項式関数表現型は、

$$f_E(V) = k_1 + k_2V + \dots + k_nV^{n-1} \quad (4)$$

となる。ここで、 n は多項式の次数（自然数）である。

また、RBF ネットワーク表現型は、

$$f_E(V) = \sum_{i=1}^{n_E} q_i \exp\left(-\frac{(V - V_{0i})^2}{2\pi\sigma_i^2}\right) \quad (5)$$

となり、ここで n_E はこの表現形式に使用された RBF ネットワークのノード数、 q_i は i 番目の RBF ノードの重み係数、 V_{0i} は RBF の中心、 σ_i は RBF の広がりである。これらの表現型は構造が簡単である反面、次数や中心等の構造をどのように決めるかという問題点が残されている。

本研究では、肺エラストランス表現の構造問題をファジロジックを用いて表現することにより解消している。

3.2 ファジロジックについて

ファジロジックにおいて著名な Mamdani 方式の if-then モデル^[8]では、すべての入力項目がファジルールの前件部に、すべての出力項目がファジルールの後件部にセットされる。

本研究では、前件部の入力項目は体積 V 、後件部の出力関数は $f_E(V) = k_1 + k_2V$ で表現される 1 次関数の肺エラストランスであるとする。前件部のファジ分割を *small*、*medium*、*big* とし、ファジルールを表すと

$$\begin{aligned}
 & \text{if } V = \textit{small} \\
 & \quad \text{then } f_{E(\textit{small})} = k_{1(\textit{small})} + k_{2(\textit{small})}V \\
 & \text{if } V = \textit{medium} \\
 & \quad \text{then } f_{E(\textit{medium})} = k_{1(\textit{medium})} + k_{2(\textit{medium})}V \\
 & \text{if } V = \textit{big} \\
 & \quad \text{then } f_{E(\textit{big})} = k_{1(\textit{big})} + k_{2(\textit{big})}V
 \end{aligned} \tag{6}$$

となる。しかしながら、Fig.1 より呼気時と吸気時の動的 P-V 曲線が同ルートを辿っていないことから、呼気時と吸気時それぞれのデータを満たすファジルール後件部の 1 次関数を作成することは難しい。

3.3 関数型 SIRMs 推論法の導入

関ら^[11]により提案された、「関数型単入力ルール群 (Single Input Rule Modules) 結合型ファジ推論法」(以後、関数型 SIRMs 法という)は、各入力項目に対して入力項目だけを前件部変数とする 1 入力型の if-then 形式のファジルール群を定義して、各ルール群の推論結果の重み付き総和を最終推論結論とするものである。

本研究での入力項目 V を呼気時の体積 V_{out} と吸気時の体積 V_{in} に区別し、(6) 式のファジルールに関数型 SIRMs 推論法を導入すると、

$$\begin{aligned}
 & \text{Rule} - V_{out} \\
 & \text{if } V_{out} = \textit{small}_{out} \quad \text{then } f_{Eout(\textit{small})} = k_{1out(\textit{small})} + k_{2out(\textit{small})}V \\
 & \text{if } V_{out} = \textit{medium}_{out} \quad \text{then } f_{Eout(\textit{medium})} = k_{1out(\textit{medium})} + k_{2out(\textit{medium})}V \\
 & \text{if } V_{out} = \textit{big}_{out} \quad \text{then } f_{Eout(\textit{big})} = k_{1out(\textit{big})} + k_{2out(\textit{big})}V
 \end{aligned} \tag{7}$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Rule} - V_{in} \\
 & \text{if } V_{in} = \textit{small}_{in} \quad \text{then } f_{Ein(\textit{small})} = k_{1in(\textit{small})} + k_{2in(\textit{small})}V \\
 & \text{if } V_{in} = \textit{medium}_{in} \quad \text{then } f_{Ein(\textit{medium})} = k_{1in(\textit{medium})} + k_{2in(\textit{medium})}V \\
 & \text{if } V_{in} = \textit{big}_{in} \quad \text{then } f_{Ein(\textit{big})} = k_{1in(\textit{big})} + k_{2in(\textit{big})}V
 \end{aligned}$$

と表現出来、それぞれの後件部関数の推定が比較的容易になる。

3.4 後件部関数パラメータの推定

本節では呼吸システムモデルを使用し、(7) 式のファジルールの内、任意の 1 ルールについて後件部関数パラメータを推定する。(2) 式にエラストランス式 $f_E(V) = k_1 + k_2V$ を代入すると、

$$P_{ao}(t) + a_1 \dot{P}_{ao}(t) = k_1 V(t) + k_2 V^2(t) + g_R(\dot{V})\dot{V}(t) + b_2 \ddot{V}(t) + P_{eea} + \epsilon(t) \tag{8}$$

というモデル式が得られる。

ここで連続時間モデルの同定に有効である数値積分法を適用して同定モデルを導出する。モデル式 (8) を簡単な形に書き直すと

$$P_{ao}(t) = \varphi^T(t)\theta + \epsilon(t) \quad (9)$$

となる。 $\varphi(t)$ 、 θ 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、それぞれ $\varphi^T(t) = [-\dot{P}_{ao}(t), V(t), V^2(t), \dot{V}(t), |\dot{V}(t)|\dot{V}(t), \ddot{V}(t), 1.0]$ 、 $\theta^T = [a_1, k_1, k_2, r_1, r_2, b_2, P_{eea}]$ である。また、体積と流量の関係式 $F(t) = \dot{V}(t)$ を用ると、 $\varphi(t)$ は、 $\varphi^T(t) = [-\dot{P}_{ao}(t), V(t), V^2(t), F(t), |F(t)|F(t), \dot{F}(t), 1.0]$ 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気圧・流量・体積のサンプル値データ $P_{ao}(k)$ 、 $F(k)$ 、 $V(k)$ 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 (9) 式の両辺を区間 $[(k-\ell)T, kT]$ にわたり積分演算を行う。相良ら [5] が提案した数値積分法を用いると、左辺の式は、

$$y(k) = \int_{(k-\ell)T}^{kT} P_{ao}(\tau) d\tau \doteq \sum_{j=0}^{\ell} g_j P_{ao}(k-j) \quad (10)$$

となる。ここで、 ℓ は数値積分のウインドウ幅を決める正の整数、 g_i ($i = 1, 2, \dots, \ell$) は数値積分則により決まる係数である。台形則の場合、係数 g_i は、

$$\begin{cases} g_0 = g_\ell = T/2 \\ g_i = T, \quad i = 1, 2, \dots, \ell - 1 \end{cases} \quad (11)$$

となる。同様にデータベクトル $\varphi(t)$ の積分は、

$$\begin{aligned} \phi(k) &= \int_{(k-\ell)T}^{kT} \varphi(\tau) d\tau \\ &= \begin{bmatrix} -P_{ao}(k) + P_{ao}(k-\ell) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j V(k-j) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j V^2(k-j) \\ V(k) - V(k-\ell) \\ \sum_{j=0}^{\ell} g_j |F(k-j)|F(k-j) \\ F(k) - F(k-\ell) \\ \ell T \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (12)$$

と計算できる。また、数値積分による近似誤差 Δ_E と ϵ の積分をまとめると、

$$e(k) = \Delta_E + \int_{(k-\ell)T}^{kT} \epsilon(\tau) d\tau \quad (13)$$

となる。こうして (10)、(12)、(13) 式から呼吸システムの離散時間形式の同定モデルが

$$y(k) = \phi^T(k)\theta + e(k) \quad (14)$$

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 $y(k)$ と $\phi(k)$ を計算し、ベクトル方程式にまとめると、

$$\mathbf{y} = \Phi\theta + \mathbf{e} \quad (15)$$

となる。ここで、 $\mathbf{y} = [y(N) \cdots y(\ell + 1)]^T$ 、 $\Phi = [\phi(N) \cdots \phi(\ell + 1)]^T$ 、 $\mathbf{e} = [e(N) \cdots e(\ell + 1)]^T$ である。

最小二乗法により、評価規範 $\mathbf{J} = \|\mathbf{y} - \Phi\theta\|^2$ を最小にするパラメータ推定値は

$$\hat{\theta} = (\Phi^T \Phi)^{-1} \Phi^T \mathbf{y} \quad (16)$$

と計算できる。よって、任意の1ルールに関する後件部関数パラメータつまり肺エラストランス式の係数は、

$$\hat{f}_E(V) = \hat{k}_1 + \hat{k}_2 V \quad (17)$$

と推定される。

以上の計算を全ファジィルールについて行うことにより、関数型 SIRMs 推論法ファジィルールを作成することが出来る。

3.5 肺エラストランス推定

この節では作成したファジィルールを用いて肺エラストランス式を推定する。各ルール群の推論結果は合成重心法 (18)、(19) 式によって求められる。

$$\begin{aligned} & \text{Rule} - V_{out} \\ & h_j^{V_{out}} = A_j^{V_{out}}(V^0) \quad (j = \text{small}, \text{medium}, \text{big}) \\ & f_{Eout}^0 = \frac{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{out}} f_{Eout(j)}(V^0)}{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{out}}} \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} & \text{Rule} - V_{in} \\ & h_j^{V_{in}} = A_j^{V_{in}}(V^0) \quad (j = \text{small}, \text{medium}, \text{big}) \\ & f_{Ein}^0 = \frac{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{in}} f_{Ein(j)}(V^0)}{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{in}}} \end{aligned} \quad (19)$$

各ルール群の推論結果が求められた後、全体の推論結果 f_E^0 は、

$$f_E^0 = \omega_{Vout} f_{Eout}^0 + \omega_{Vin} f_{Ein}^0 \quad (20)$$

で求められる。なお、 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、 ω_i ($i = Vin, Vout$) は各ルール群の全体の推論結果に対する重視度である。

最後に、全体の推論結果 f_E^0 を用いた

$$P_l = f_E^0 V \quad (21)$$

の関係式によって静的 $P-V$ 曲線を描くことができる。

4 推定事例

実際の臨床データを使用して静的 $P-V$ 曲線を推定する実験を行った。今回の実験では、ファジィ変数 *small*、*medium*、*big* の範囲は手動で設定した。また、呼気と吸気のルール群推論結果は、どちらも同じくらい全体の肺エラストランス推定に重要であると考え、重視度 ω_i はそれぞれ 0.5 とした。正常肺の呼吸データを用いた静的 $P-V$ 曲線推定結果を Fig.2 と Fig.3 に示す。Fig.2 は推定に使用したファジィ変数のメンバーシップ関数である。Fig.3 の点線は提案手法での静的 $P-V$ 曲線推定結果であり、○と□の点は検証用の静的 $P-V$ データである。Fig.3 から、推定曲線がおおむね検証用データに近い値をとっていることがわかる。しかしながら、金江ら [12] による人工呼吸の換気条件設定は最大曲率からもとめられているため、今回の歪んだ曲線の推定結果では研究の最終目標である人工呼吸の換気条件設定は難しい。

次に、異常肺の呼吸データを用いた静的 $P-V$ 曲線推定結果を Fig.4 と Fig.5 に示す。Fig.4 は推定に使用したファジィ変数のメンバーシップ関数である。Fig.5 の太点線は提案手法による静的 $P-V$ 曲線推定結果であり、細点線は多項式関数推論法による静的 $P-V$ 曲線推定結果である。比較の結果、両曲線の立ち上がり部分は非常に酷似しているが、体積 V が大きくなるにつれて曲線が大きく異なっていき、また肺内圧力の最大値も異なってしまう。

今回の推定実験では、正常肺データを用いた静的 $P-V$ 曲線推定について提案手法の有効性を証明出来た。しかしながら、ファジィ推定部分が滑らかな曲線にならない事、異常肺データを用いた推定結果が思わしくなかった事を踏まえ、更なる提案手法の改善が必要である。今後は、繊細なファジィ変数の最適化アルゴリズムを工夫し、呼吸システムのモデル式やファジィロジックの改善を行なう事により、推定の自動化と推定精度の向上を目指す。

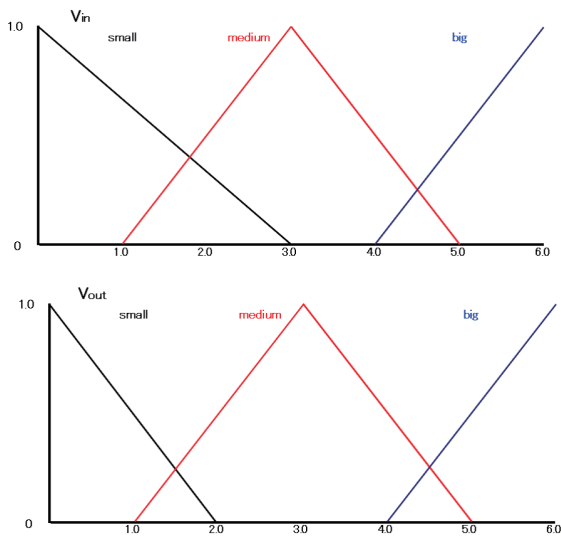


Fig.2 ファジィ変数のメンバーシップ関数

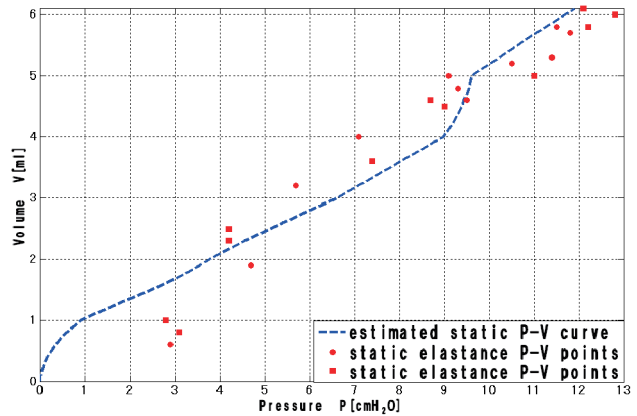


Fig.3 推定静的 $P-V$ 曲線 (点線) と検証用データ (○, □)

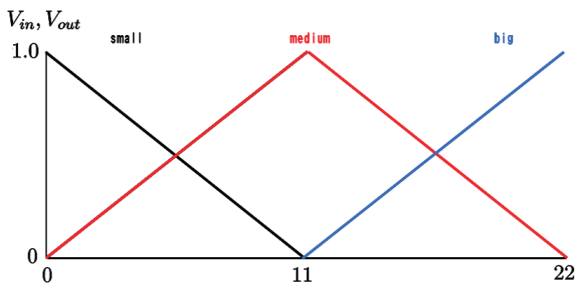


Fig.4 ファジィ変数のメンバーシップ関数

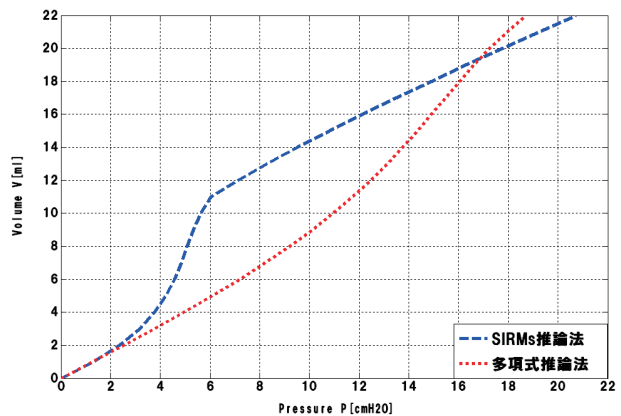


Fig.5 提案手法 [太点線] と多項式関数推論法 [細点線] による推定静的 $P-V$ 曲線

5 おわりに

本研究では、人工呼吸器の適切な設定に必要な静的 P - V 曲線をファジィロジックにより推定する方法を提案した。ファジィルール後件部の関数推定のために関数型 SIRMs 推論法を用いてファジィルールを呼気時、吸気時のルール群に分割した。各ルール群のエラスタンス式推定結果を合成重心法で求め、全体のエラスタンス式推定は各ルール群推定結果の重視度付き総和で求めた。実際の臨床データを用いた推定実験の結果、正常肺データについては検証用データに近い値をとる静的 P - V 曲線が得られ、提案手法の有効性が証明された。今後は、繊細なファジィ変数の最適化アルゴリズムの工夫等により、ファジィロジックによる静的 P - V 曲線推定の自動化と推定精度の向上を目指したい。

参考文献

- [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-」, 総合医学社 (2004)
- [2] 大地陸男:「生理学テキスト」, 文光堂 (2007)
- [3] S. Kanae, K. Muramatsu, Z.J. Yang, K. Wada: Modeling of respiration and estimation of pulmonary elastance, 2004 ASCC, pp.648-651 (2004)
- [4] 川上一郎:「理工系の数学入門コース 8 数値計算」, 岩波書店 (1989)
- [5] 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, pp.603-610 (1988)
- [6] 足立修一:「システム同定の基礎」, 東京電機大学出版局 (2009)
- [7] 足立修一:「MATLAB による制御のためのシステム同定」, 東京電機大学出版局 (2005)
- [8] 菅野道夫:「ファジィ制御」, 日刊工業新聞社 (1988)
- [9] 山下元, 須田宏:「ファジィ数学入門 ソフトサイエンスの基礎と応用」, 森北出版株式会社 (1997)
- [10] 湯場崎直養, 易建強, 廣田薫:「複数入力ファジィ制御のための単一入力ルール群結合型ファジィ推論モデルの提案」, 日本ファジィ学会誌, Vol.9, No.5, pp.699-709 (1997)
- [11] 関宏理, 石井博昭, 水本雅晴:「関数型 SIRMs 結合型ファジィ推論法による非線形同定に関する一考察」, 数理解析研究所講究録 2006, Vol.1526, pp.173-180 (2006)
- [12] 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, pp.485-488 (2010)

(平成 23 年 3 月 31 日受理)