

ファジィ推論法の後件部関数表現形式による静的 P - V 曲線推定への影響について

中道 正紀* 金江 春植**

Consideration about the influence on estimation of the static P - V curve by expression of the consequent part function of fuzzy reasoning method

Masanori Nakamichi and Shunshoku Kanae

The characteristic of pulmonary 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. In this study, we present estimation technique of pulmonary elastance and the static P - V curve by using the fuzzy logic. The expression of the consequent part function in fuzzy rule is investigated, and the effectiveness of our modified expression of the consequent part function is illustrated by a estimation example using real patient data.

Keywords: estimation, fuzzy logic, artificial respiration, elastance, static P - V curve.

1 はじめに

現在、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ぬ。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、医療現場では熟練医師の経験や勘に頼って人工呼吸器の設定がされており、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。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。

上記の問題点を解消するために、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 曲線をファジィロジックを用いて求めることを提案している。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、ファジィルール後件部関数の表現形式が静的 P - V 曲線の推定に及ぼす影響を検証する。

2 P - V 曲線と呼吸システムモデル

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 dV/dP 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（赤線）と静的 P - V 曲線（青線）を示した。動的 P - V 曲線は、測定可能な患者の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、患者の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。

人間の肺は右肺と左肺の両側に分かれており、金江ら^[2]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。

* 電気工学専攻大学院生

** 電気電子情報工学科

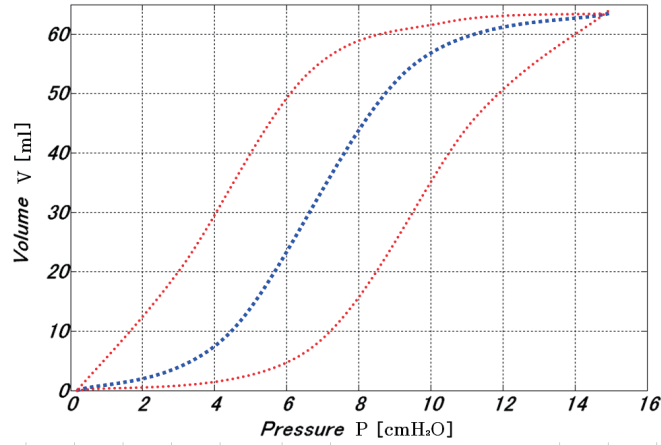


Fig.1 動的 P - V 曲線 (赤線) と静的 P - V 曲線 (青線)

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

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、呼吸の非線形ダイナミクス表現モデル式である (2) 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 ファジィロジック及び関数型 SIRMs ファジィ推論法

静的 P - V 曲線を推定するために必要な肺エラスタンス $f_E(V)$ は、定数ではなく体積 $V(t)$ の非線形関数である。金江ら [2][6] は、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、構造は簡単であるが、高次項が観測雑音の影響を受け易いという問題点がある。本研究では、ファジィロジックを用いることにより構造が簡単かつ高次項を使わずに肺エラスタンスを表現する。

ファジィロジックにおいて著名な Mamdani 方式の if-then モデル [4] では、全ての入力項目がファジィルールの前件部に、全ての出力項目がファジィルールの後件部にセットされる。本研究では、前件部の入力項目を肺体積 V 、後件部の出力項目を低次数の多項式で表現される肺エラスタンス $f_E(V)$ であると仮定する。前件部のファジィ分割を *small*、*medium*、*big* とし、ファジィルールを構成すると、

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

となる。(4) 式は、後件部の肺エラスタンス $f_E(V)$ が 1 次の多項式で表現される場合のファジィルールを構成した。さらに各後件部関数パラメータ k の推定を容易にするために、関数型 SIRMs ファジィ推論法を用いて呼気と吸気のファジィルールに分割する。

関ら [5] により提案された、「関数型単一入力ルール群 (Single Input Rule Modules) 結合型ファジィ推論法」(以後、関数型 SIRMs ファジィ推論法という) 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

形式のファジィ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、(4) 式のファジィルールに関数型 SIRMs ファジィ推論法を導入すると、

$$\begin{aligned}
 & \text{Rule} - V_{out} \\
 & \text{if } V_{out} = \text{small}_{out} \quad \text{then } f_{Eout}(\text{small}) = k_{1out}(\text{small}) + k_{2out}(\text{small})V \\
 & \text{if } V_{out} = \text{medium}_{out} \quad \text{then } f_{Eout}(\text{medium}) = k_{1out}(\text{medium}) + k_{2out}(\text{medium})V \\
 & \text{if } V_{out} = \text{big}_{out} \quad \text{then } f_{Eout}(\text{big}) = k_{1out}(\text{big}) + k_{2out}(\text{big})V
 \end{aligned} \tag{5}$$

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

と表現出来る。

3.2 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、(5) 式のファジィルールの内、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) 式にエラスタンス式 $f_E(V) = k_1 + k_2V$ を代入すると、

$$P_{ao}(t) + a_1 \dot{P}_{ao}(t) = k_1 V(t) + k_2 V^2(t) + g_R(\dot{V})\dot{V}(t) + b_2 \ddot{V}(t) + P_{eea} + \epsilon(t) \tag{6}$$

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

$$P_{ao}(t) = \varphi^T(t)\theta + \epsilon(t) \tag{7}$$

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 (7) 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^[3] が提案した数値積分法を用いると、左辺の式は、

$$y(k) = \int_{(k-\ell)T}^{kT} P_{ao}(\tau) d\tau \doteq \sum_{j=0}^{\ell} g_j P_{ao}(k-j) \tag{8}$$

となる。ここで、 ℓ は数値積分のウィ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、

$$\begin{cases} g_0 = g_\ell = T/2 \\ g_i = T, \quad i = 1, 2, \dots, \ell - 1 \end{cases} \tag{9}$$

となる。同様にデータベクトル $\varphi(t)$ の積分は、

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

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、

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

となる。こうして (8)、(10)、(11) 式から呼吸システムの離散時間形式の同定モデルが

$$y(k) = \phi^T(k)\theta + e(k) \quad (12)$$

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

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

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

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

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タンス式の係数は、

$$\hat{f}_E(V) = \hat{k}_1 + \hat{k}_2 V \quad (15)$$

と推定される。

3.3 肺エラスタンス推定

本節では後件部関数パラメータを推定したファジィルールを用いて肺エラスタンスを推定する。各ルール群の推論結果は重み付き重心法 (16)、(17) 式によって求められる。

$$\begin{aligned} & \text{Rule} - V_{out} \\ & h_j^{V_{out}} = A_j^{V_{out}}(V^0) \quad (j = small, medium, big) \\ & f_{Eout}^0 = \frac{\sum_{j=small}^{big} h_j^{V_{out}} f_{Eout(j)}(V^0)}{\sum_{j=small}^{big} h_j^{V_{out}}} \end{aligned} \quad (16)$$

$$\begin{aligned}
 & \text{Rule} - V_{in} \\
 & h_j^{V_{in}} = A_j^{V_{in}}(V^0) \quad (j = \text{small}, \text{medium}, \text{big}) \\
 & f_{Ein}^0 = \frac{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{in}} f_{Ein(j)}(V^0)}{\sum_{j=\text{small}}^{\text{big}} h_j^{V_{in}}} \quad (17)
 \end{aligned}$$

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、

$$f_E^0 = \omega_{Vout} f_{Eout}^0 + \omega_{Vin} f_{Ein}^0 \quad (18)$$

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

$$P_l = f_E^0 V \quad (19)$$

の関係式によって静的 P - V 曲線を描くことができる。

4 推定事例及び考察

実際の臨床データを用いて、ファジィルール後件部関数の表現形式を変化させた場合における推定静的 P - V 曲線を比較する実験を行なった。なお、本実験ではファジィ変数 *small*、*medium*、*big* の範囲は患者データ毎に手動で設定し、各表現形式における推定に同じファジィ変数を使用した。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タ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。後件部関数の表現形式は、1 次関数、2 次関数、1 次関数 (*medium*) と 2 次関数 (*small*, *big*) 混合の多項式に設定して推定実験を行なった。

Fig.2 と 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.3 と Fig.5 は、後件部関数の各表現形式で推定した静的 P - V 曲線比較図であり、○と□の点は検証用の静的 P - V データである。Table.1 では、各表現形式における推定静的 P - V 曲線と検証データの圧力誤差の二乗平均値を表わした。Table.1 から、患者データ毎に検証用データに最も近い値をとる表現形式が異なることがわかる。

今回の推定実験では、ファジィロジックを用いることにより多項式表現の高次項を減らすことが可能であること、ファジィルール後件部関数の表現形式を患者データ毎に適切に設定することで検証データに近い値をとる静的 P - V 曲線が描けることがわかった。推定静的 P - V 曲線は、おおむね検証用データに近い値をとっているが、金江ら^[6]による人工呼吸器の換気条件設定は最大曲率からもとめられているため、今回の推定結果では本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。今後は、ファジィ変数や後件部関数表現形式等の手動設計箇所の自動化と推定精度の向上を目指す。

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、ファジィルール後件部関数の表現形式が静的 P - V 曲線の推定に及ぼす影響を検証した。実際の臨床データを用いた推定実験の結果、ファジィロジックを用いることにより多項式関数表現の高次項を減らすことが可能であること、ファジィルール後件部関数の表現形式を患者データ毎に適切に設定することで検証データに近い値をとる静的 P - V 曲線が描けることがわかった。今後は、ファジィ変数や後件部関数表現形式等の手動設計箇所の自動化と推定精度の向上を目指す。

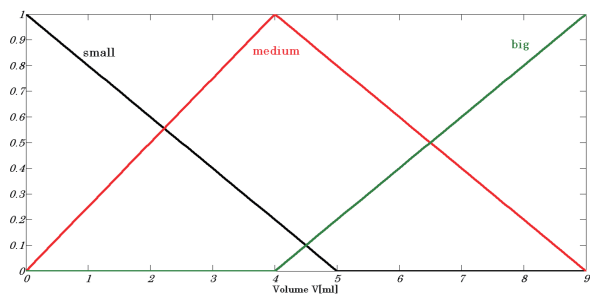


Fig.2 Data1: ファジィ変数のメンバーシップ関数

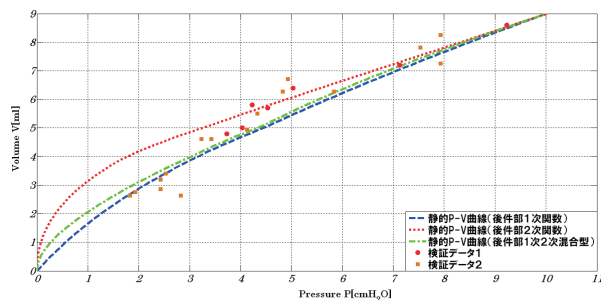


Fig.3 Data1: 推定静的 P - V 曲線と検証用データ (○, □)

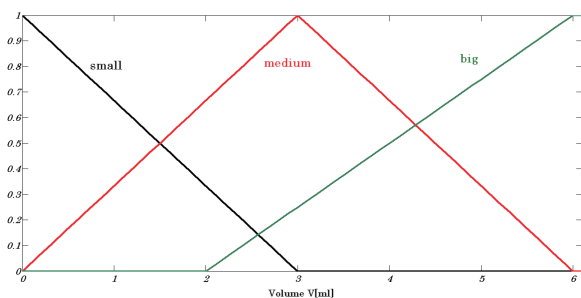


Fig.4 Data2: ファジィ変数のメンバーシップ関数

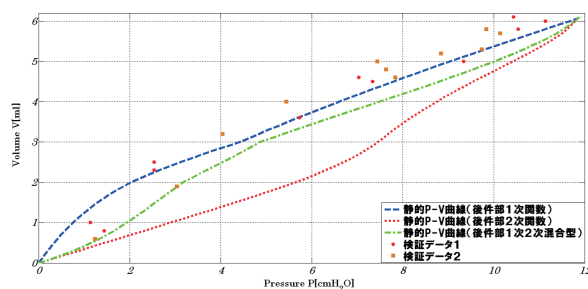


Fig.5 Data2: 推定静的 P - V 曲線と検証用データ (○, □)

Table.1 各表現形式における推定静的 P - V 曲線と検証データの圧力誤差二乗和平均値

Fig	表現形式	1 次関数	2 次関数	1 次関数と 2 次関数混合
Fig. 3		0.5658	0.9095	0.4894
Fig. 5		0.7133	5.3168	1.8456

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] S. Kanae, K. Muramatsu, Z.J. Yang, K. Wada: Modeling of respiration and estimation of pulmonary elastance, 2004 ASCC, pp.648-651 (2004)
- [3] 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)
- [4] 菅野道夫:「ファジィ制御」, 日刊工業新聞社 (1988)
- [5] 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)
- [6] 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)
- [7] M. Nakamichi, S. Kanae, Z.J. Yang, K. Wada: Estimation of pulmonary elastance by functional type SIRMs fuzzy reasoning method, The 30th CCC, pp.6105-6108 (2011)

(平成 24 年 3 月 31 日受理)