

東京医科歯科大学 医用器材研究所 若松秀俊

1.はじめに 人工呼吸器の発達に伴って、
体組織中の代謝量に変化があつても、生理学的指標
としての肺胞気炭酸ガス濃度を所望の値に保つ
ような制御が行われてきた。その多くは非線
形である呼吸器系の線形化を通じた状態変
数または伝達関数表示に基づく制御方式に
よるものであつた。ところで、生物の種々の
機能に見らるるようなサグシステムは非線
形系で、その構造や内部状態を知ることは困
難であり、僅かに入出力関係のみが既知で
あることが多い。ここでは呼吸器系の非線
形入出力関係のみを基にして、ボルテラ級数
を用いて設計した制御系の主たるパラメー
タ変動に対するロバスト性の検討を行う。

2.制御系設計の準備 構成すべき制御系
は一般に、Fig.1に示される。これは delay を
持つ離散時間ボルテラ級数で表現できる多
入力非線形系の制御を行うためのもので、必
要な情報は入出力情報と一般化インパルス応
答のみであり、制御対象内部の状態変数を一
切介するものではない。

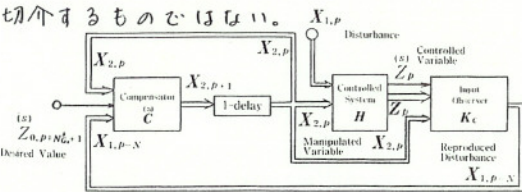


Fig.1 Nonlinear control system based on the reproduction of disturbance.

制御対象 H が w 個の v -入力-出力非線形サグ
システム $\hat{H}(s=1,2,\dots,w)$, からなり、 $(N_1^s, N_2^s, \dots, N_w^s)$
-delay であるとする。 v 個の入力を望ましく
ない未知の入力(外乱) X_1 と制御入力に用い
る既知の入力 X_2 に分ける。 $s=1, 2, \dots$ に対
応して得らるる部分的入力観測器 $\hat{X}_{1,p}^{(s)}$ より
構成される入力観測器を $\phi_{(X_2),p}^{-1}$ とすれば、

$$X_{1,p-N} = -\phi_{(X_2),p}^{-1} (\beta_{(X_2),p-1-N} - Z_p) \quad (1)$$

として、 X_1 が (N) -delay で再現できる。

また、入力 X_1 の s 番目の出力 $Z_p^{(s)}$ に及ぼす影響
と補償する制御器としての動的補償器 \hat{C} は (2)
式で与えられる。

$$X_{2,p+1} = -\hat{X}_{(X_1),p+N_{0,p}^{(s)}+1}^{(s)-1} (\hat{\beta}_{(X_1),p}^{(s)} - Z_{0,p+N_{0,p}^{(s)}+1}^{(s)}) \quad (2)$$

ただし

$$N_{0,p}^{(s)} = \text{Min}(N_1^s, N_2^s, \dots, N_w^s), \quad N = \text{Max}(N_{0,p}^1, N_{0,p}^2, \dots, N_{0,p}^w, \dots, N_{0,p}^w)$$

$\hat{\beta}_{(X_1),p}^{(s)}$ は時刻 p までの既知の入力時系列の出力端
子 s への寄与分。 β_p, Z_p はそれぞれ、 $\hat{\beta}_{(X_1),p}^{(s)}, Z_p^{(s)}$ と
成分とするベクトルである。また添字 (X_1)
は入力 X_1 が再現されて既知であることを示す。

3.呼吸器系の数式モデルと制御系の設計

炭酸ガス濃度に換算した体組織中の代謝量
及び肺胞採気量が平衡状態を与える値 m_0, u_0
からのそれぞれの変差と m, u , また肺胞気と
混合静脈血の炭酸ガス濃度の平衡値 x_0, y_0 から
の変化分とそれぞれ x, y とする。さらに肺胞
の全容積を V_1 , 体組織の等価全容積を V_2 , 血流
量を Q とすれば、 $x_0 = F^*(CO_2) + m_0/u_0, y_0 = B\alpha x_0 + m_0/Q + \beta$
となる。このとき呼吸器系は $u^T = [u, m]$ を入力、
 $x^T = [x, y]$ と出力とする (3) 式のようなボルテラ
級数で表わせることが知られている。

$$\begin{aligned} x(t) = & \int_0^t e^{At} b_1 u(t-\tau) d\tau + \int_0^t e^{At} b_2 m(t-\tau) d\tau, \\ & + \int_0^t \int_0^t e^{A\tau_1} N_1 e^{A(t-\tau_1-\tau_2)} b_1 u(t-\tau_1) u(t-\tau_2) d\tau_1 d\tau_2 \\ & + \int_0^t \int_0^t e^{A\tau_1} N_1 e^{A(t-\tau_1-\tau_2)} b_2 u(t-\tau_1) m(t-\tau_2) d\tau_1 d\tau_2 \\ & + \int_0^t \int_0^t \int_0^t e^{A\tau_1} N_1 e^{A(t-\tau_1-\tau_2)} N_2 e^{A(t-\tau_2-\tau_3)} b_1 u(t-\tau_1) u(t-\tau_2) u(t-\tau_3) d\tau_1 d\tau_2 d\tau_3 \\ & + \int_0^t \int_0^t \int_0^t e^{A\tau_1} N_1 e^{A(t-\tau_1-\tau_2)} N_2 e^{A(t-\tau_2-\tau_3)} b_2 u(t-\tau_1) u(t-\tau_2) m(t-\tau_3) d\tau_1 d\tau_2 d\tau_3 \\ & + \dots \end{aligned} \quad (3)$$

ただし

$$A = \begin{bmatrix} -(QB\alpha + u_0)/V_1 & Q/V_1 \\ QB\alpha/V_2 & -Q/V_2 \end{bmatrix} \quad N_1 = \begin{bmatrix} -1/V_1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} (F^*(CO_2) - x_0)/V_1 & 0 \\ 0 & 1/V_2 \end{bmatrix} \quad B = [b_1 : b_2] \\ \tau_1 \leq \tau_2 \leq \tau_3 \leq \dots$$

制御系を構成するために、変数 x, y, u, m を時刻 PT (ではサンプル間隔) において、それぞれ X_p, X_p, U_p, M_p とし、ベクトル表現のボルテラ核を離散時間で適当にスカラー表示すれば、 $S=1, 2$ について (4) 式と得る。

$$\begin{aligned} X_p &= \sum_{i=1}^p h_{11}^{(s)} U_{p-1-i} + \sum_{i=1}^{p-1} h_{12}^{(s)} M_{p-1-i} \\ &+ \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p h_{21}^{(s)} U_{p-1-i} U_{p-1-j} + \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^{p-1} h_{22}^{(s)} U_{p-1-i} M_{p-1-j} \\ &+ \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p \sum_{k=1}^p h_{31}^{(s)} U_{p-1-i} U_{p-1-j} U_{p-1-k} \\ &+ \sum_{i=1}^p \sum_{j=1}^p \sum_{k=1}^p h_{32}^{(s)} U_{p-1-i} U_{p-1-j} M_{p-1-k} + \dots \dots (s=1, 2) \end{aligned} \quad (4)$$

先に述べた delay を含む離散時間ボルテラ型非線形系に関する制御方式を応用して、肺胞気炭酸ガス濃度を目標値に追従させるような呼吸制御系を構成する。通常の生理学的範囲内の入力に対して呼吸器系は3次のボルテラ級数で十分に近似できる。この場合に delay が存在しないので、その制御系は Fig. 1 において、 $N_{02} = N = 0$, $X_{1,p} \rightarrow M_p$ (外乱), $X_{2,p} \rightarrow U_p$ (制御入力), $Z_{0,p} + N_{02,p+1} \rightarrow X_d$ (目標値) とする。

このとき、代謝量の変動分 M_p を理論的に再現する入力観測器 K_c は (5) 式で与えられる。

$$a_p M_p + b_p = 0 \quad (5)$$

$$\text{ただし } a_p = h_{11}^{(1)} + h_{11}^{(2)} U_p + h_{11}^{(3)} (U_p)^2 (\neq 0)$$

また、制御器 C は再現した時系列 $\{M_p\}$ を一時刻分外挿して得た時系列より、一時刻後の肺胞気炭酸ガス濃度の変化分 X_{p+1} を目標値の X_d に一致させるような肺胞換気量の変化分 U_{p+1} を求める系であり、(6) 式と示される。

$$A_{p+1}(U_{p+1})^2 + B_{p+1}(U_{p+1}) + C_{p+1}(U_{p+1}) + D_{p+1} = 0 \quad (6)$$

$$\text{ただし } A_p = h_{11}^{(3)} (\neq 0)$$

4. 呼吸制御系のパラメータ変動に関するロバスト性

成人について、最も一般的な値と考えられる $V_1 = 2.6 [L]$, $V_2 = 40 [L]$, $B\alpha = 3.03$, $\beta = 32 [vo\%]$, $F^i(CO_2) = 3.95 \times 10^{-4}$, $Q = 5.5 [L/min]$ を用いて、目標値の変化を $X_d = 0 [vo\%]$ として呼吸制御系を構成した。なお、 $U_0 = 4.5 [L/min]$, $M_0 = 0.2632 [L/min]$ に対して、平衡状態は $X_0 = 5.89 [vo\%]$, $Y_0 = 54.6 [vo\%]$ になる。

ここでは主として、パラメータ V_1, V_2, β, Q の変化に対する呼吸制御系の特性変化に関するロバスト性と $\mu = \tau \sum_{p=1}^m |X_p - X_d|$ なる制御効率を導入して検討する。 $\tau = 0.2 [min]$ とすれば、パラメータ変動が大きい場合に $\mu = 0.0066$ であり、その制御特性は Fig. 2 に示される。また各パラメータに $\pm 20\%$ の変動を与えた場合には、Table 1 に示すような結果を得た。これよりパラメータ変化に対しては Q の場合を除いて、僅かな特性変化しか見られず、ロバスト性にすぐれていること、また Q については、入力観測器に低域フィルタを接続することによって、特性改善が可能であることを確認できる。

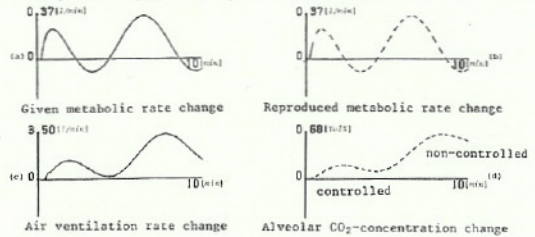


Fig. 2 Result of simulation experiment for respiratory control system.

Parameter	Alveolar volume		Equivalent volume of tissue compartment		Intercept of straight line approximating $\dot{V}O_2$ -discontinuation curve		Blood flow rate	
	V_1	V_2	V_1	V_2	β	Q		
Standard								
Distortion	+20.0%	-20.0%	+20.0%	-20.0%	+20.0%	-20.0%	(+20.0%)	(-20.0%)
Distortion	0.0126	0.0192	0.0078	0.0056	0.0078	0.0078	(0.0065)	(0.0143)

Table 1 Inspection of the robustness of respiratory control system.

In the case of parameter Q change, low-pass Chebyshev filter (cutoff frequency 15 [1/min]) is connected to C_1 -observer.

5. まとめ 以上の検討により、本論文で挙げた呼吸制御系は臨床応用上、個体差、測定誤差、経時変化等によるパラメータ誤差や変動と余儀なくされる場合にあつても、最も平均的なパラメータの値を用いて構成し得ることとわかった。また、同時にこの種の制御系の特徴である精度の良い迅速な制御特性とも維持できることが確認できた。

最後に、本研究について有意義の助言と賜わった東京大学北森俊行教授に感謝の意を表します。

6. 文献
- 1) Wakamatsu: Proc. IFAC Symp. Theory & Appl. Digital Control, 223-228 (1982).
 - 2) 若松他: 医用電子と生体工学, 28-31 (1981).
 - 3) 若松他: 第25回自動制御連合講演会前刷, 451-452 (1982).