

# モデル規範型ファジィ適応制御による肺胞気炭酸ガス濃度の制御

○徐 浩源\*、若松 秀俊\*\*、影井 清一郎\*  
 横浜国立大学 工学部\* 東京医科歯科大学 医学部\*\*

Control of Alveolar CO<sub>2</sub> Concentration Based on Fuzzy Model Reference Adaptive Control

H.Y. Xu\*, H.Wakamatsu\*\*, S. Kagei\*

\*Faculty of Engineering, Yokohama National University

\*\*Faculty of Medicine, Tokyo Medical and Dental University

## 1 はじめに

入出力信号を用いた適応同定によって制御対象を数学モデルで表現し、得られたモデルに基づいて操作量を算出して制御を行うのが、モデル規範型適応制御である。制御対象が呼吸器系のような時変あるいは非線形の性質を有するものに対して、この方式が有効であると期待されていた。しかし、モデル規範形適応制御 MRAC を呼吸器系に用いると、不安定な零点および雑音の問題が存在するため適応制御が本来持っている適応機能を発揮できず、コントローラは不安定な状態に陥ることが分かった。特に、コントローラの不安定性に伴う換気量の急な変動が患者に対して大きな問題となっている[1, 2]。本研究では、従来の適応制御系をファジィ化することにより不安定に陥ることを防いでいる。本報告では、ファジィモデル規範型適応制御系 FMRACS の設計法を提案し、呼吸器系における肺胞気炭酸ガス濃度の自動制御に有効であることを示す。

## 2 ファジィ適応制御系

制御系の構成を図1に示す[3]。FMRACS では、同定信号に曖昧さを表現するファジィ数を導入し、操作量である換気量もファジィ数として扱う。また、換気時の不快感を表すファジィ集合を事前に与える。

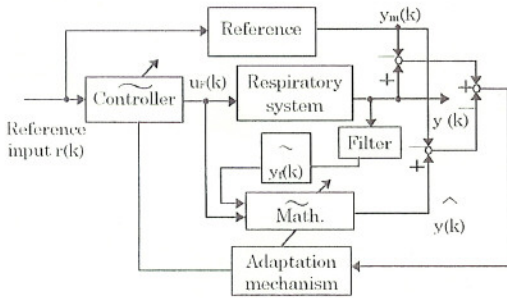


Fig. 1 Control system of respiration by FMRACS.

## 3 制御系の記述

FMRACS を以下に記述する。

制御対象を

$$y_F(k) = \frac{B_F(z^{-1})}{A_F(z^{-1})} z^{-d} u_F(k)$$

適応同定に用いる入出力信号を次のように表す。

$$\zeta = [y(k-d), \dots, \hat{y}(k-i), \dots, \hat{y}(k-n), u(k-d), \dots, u(k-d-m)]$$

ここで、ファジィ適応制御の操作量  $u_F$  を次のように決定する。まず、ファジィ化した出力信号  $\hat{y}(k-i)$  を用いて

拡張原理で従来の MRAC の原理に基づき次の換気量のメンバシップ関数  $\mu_{u_F}(u)$  を計算する。つぎに、ファジィ決定法にしたがって  $\mu_{u_F}(u)$  と換気量変動による不快感の度合を表すファジィメンバシップ関数から、最適な換気量  $u_F$  を決定する。なお、 $u_F$  はクリスプな値である。

## 4 シミュレーション結果

以上述べた方法でシミュレーションを行った。呼吸系のモデルとして Mohler および若松らの双線形モデルを改良して用いた。サンプリング間隔を 30 秒として、30 分間のシミュレーションを行った。その結果を Fig. 2 に示す。

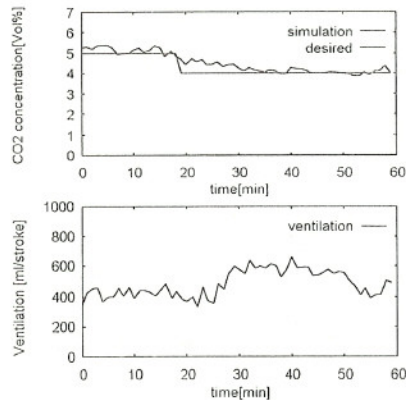


Fig. 2 Simulation by FMRACS.

出力の炭酸ガス濃度の目標値は、最初に 5[Vol%]とし、10分経過後ステップ状に 1.0[Vol%]だけ減少するように設定した。図より、出力の炭酸ガス濃度が目標値に概ね追従していることが分かる。とくに、入力量としての換気量の変動範囲が小さく、また、換気量変動も比較的穏やかであることから、ファジィモデル規範形適応制御を用いると、従来の MRAC より換気性能が大きく改善されることが分かる。

## 参考文献

- [1] 若松他:「非線形逆系を用いた肺胞気炭酸ガス濃度の定値制御」.ME 誌, 19, 438-441 (1981).
- [2] 徐他:「個人差を考慮したファジィアルゴリズムによる人工呼吸制御」.電学論C, 116, 472-478 (1996).
- [3] 徐:「呼吸器系のファジィ適応制御」.横浜国立大学博士論文 (1997).