

# 脳低温療法のためのモデル規範型脳温 2 自由度制御

檜木 智彦\*・若槻 琢也\*・若松 秀俊\*

## Model Reference Control of Brain Temperature with 2 Degrees of Freedom for Brain Hypothermia Treatment

Tomohiko UTSUKI\*, Takuya WAKATSUKI\* and Hidetoshi WAKAMATSU\*

The clinical brain hypothermia treatments by the surface cooling & warming method are experimentally examined using optimal-adaptive and fuzzy control systems on the basis of their common structure of two kinds of subsystems; One is for the realization of physiologically appropriate dynamics using *thermal characteristic model* and the other is for the compensation of thermal characteristic change of patients.

Both control systems in confirmation of the accurate realization of brain temperature are precisely examined under the various experimental conditions using the newly developed water-thermal controlling equipment with resinous mannequin analogous to metabolic and circulatory system of concerning patients.

They ensure the appropriate automatic control of brain temperature with less physiological invasion to patients, as the control deviations of brain temperature, efficiency of heating and cooling with dynamics of water temperature can be kept within the clinically permissible range during its control process. Thus, this structural type of control systems is confirmed useful for the thermal control based on both control algorithms in its clinical application with less influence due to characteristic change and difference of individual patients, which consequently reduces concerning their medical cost, and physical and mental burden of medical staffs.

**Key Words:** brain hypothermia treatment, brain temperature, optimal-adaptive control, fuzzy control, control with 2 degrees of freedom, model reference control

### 1. はじめに

脳低温療法は、頭部外傷や脳卒中などの重症脳損傷症例において脳組織を冷却し、二次的神経細胞死を抑制する救命集中管理法である。この療法によって、従来の治療では救命不可能な患者でも後遺症なく社会復帰した例も報告されている<sup>1)</sup>。しかしながら、全身にわたる精確な生理状態の制御を必要とするので、現在、実施可能な医療施設は限られている<sup>1)</sup>。

特に脳温制御は、冷却による副作用を抑制しながら最大限の治療効果を得るために重要であるが、現在は専門的訓練を受けた医療従事者の経験と知識、および多大な労働力に頼らざるをえず、容易でない<sup>1)</sup>。したがって、脳温制御の自動化には、精確な脳温管理、医療従事者の負担や医療コストの軽減、および脳低温療法の普及促進が期待できる。

脳温制御では、外部の環境変化に加え、患者自身の特性変

化と個体差を考慮する必要がある。そのため本研究者は、これまで最適・適応脳温自動制御システムとモデル規範型ファジィ脳温制御システムを実現する小児対応型脳温自動制御装置を開発してきた<sup>1)~4)</sup>。そして、小児サイズの人形を患者の代用とする制御模擬実験からシステムの検証を行ってきた<sup>1)~4)</sup>。

ところで構築した制御システムは、ともに平均的な患者の特性と実際の特性の比較を行なう2自由度制御システム<sup>5)</sup>である。そこで本論文では、両制御システムの比較と、脳温制御における2自由度制御の意義と特徴の考察を目的とする。そのために、代謝産熱と血液循環の表現が生理学的に妥当な成人サイズの人形と成人にも対応可能な脳温自動制御装置を新たに製作・開発し、これを用いた脳温制御模擬実験を行った。

### 2. 脳温制御システム

#### 2.1 2自由度脳温制御システム

現行の脳低温療法では、通常、水が循環する樹脂製ブランケット(以下、ブランケットと称する)で患者の全身を覆い、この水温(以下、ブランケット水温と称する)を手動的に調節して脳温を臨床的に望ましい温度(以下、目標脳温と称する)に制御している<sup>1)</sup>。

\* 東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科  
東京都文京区湯島 1-5-45

\* Graduate School of Health Science, Tokyo Medical and  
Dental University

(Received August 16, 2005)

(Revised January 10, 2006)

この表面冷却法は、脳低温状態を得るほかの方法<sup>1)</sup>より低侵襲で処置も簡便である。したがって、本研究も表面冷却による脳温自動制御を行なう。

しかしながら、制御対象が生体ゆえに、ブランケット水温に対する脳温の応答特性(以下、温熱特性と称する)は、一般に個体差が大きく、非線形であり、生理状態変化や医療処置によって変化する。またブランケット水温と脳温は、その範囲と変化率に生理的な許容限界をもつ。それゆえ臨床データより得られる平均的な温熱特性のうち基本的な性質を一次遅れで同定したモデルを特徴モデル(Characteristic model)と名づけ、規範モデルとして導入した。そして、これを制御対象とするフィードバックループ(Loop-1)と患者を制御対象とするフィードバックループ(Loop-2)を組み合わせて2自由度脳温自動制御システムとした。そのブロック線図をFig. 1に示す。

Loop-1は、実質的に特徴モデルの入力値である  $T_{water}^{model}(i)$  の算出のためにある。ここで  $T_{water}^{model}(i)$  は、平均的患者の脳温制御に適するブランケット水温とみなすことができる。

またLoop-2は、温熱特性の個体差、時変性、非線形性、および外部環境変化の影響を調整しながら実際の制御を行なうためにある。すなわち、特徴モデルと実際の患者の特性を比較し、その差に応じて調整値  $v(i)$  を  $T_{water}^{model}(i)$  に加え、個々の患者に適するブランケット水温の解  $T_{water}^{solution}(i)$  を算出する。そして、実際のブランケット水温  $T_{water}(i)$  をこれに調整すれば脳温  $T_{brain}(i)$  を制御することができる。

したがってこの2自由度脳温制御システムには、個体差や時変性などの影響を軽減する機能と、ブランケット水温と脳温の範囲と変化率を生理的許容限界内に抑える機能が期待できる。

2.2 最適・適応システムとファジィシステム

これまで、本研究者は脳温自動制御システムとして Fig. 2 に示す最適・適応制御システム<sup>1),2)</sup> と Fig. 3 に示すモデル規範型ファジィ制御システム<sup>3),4)</sup> を構築してきた。最適・適応制御システムは、基本的に Fig. 1 の Controller-1 に最適レギュレータ、Controller-2 に適応制御器を据えたも

のであり、モデル規範型ファジィ制御システムは両 Controller にそれぞれファジィ制御器を据えたものである。

適応制御は制御対象の変化に対して制御則を変えることができ、ファジィ制御は医療従事者の経験や知識を制御則に反映させることができる。したがって、これらは温熱特性の個体差、非線形性、時変性に対応可能であり、今までにもいくつかの生体制御に応用されている<sup>6)~8)</sup>。

特徴モデルは、サンプリング周期を  $\Delta t$ 、ゲインと時定数を  $K$  と  $\tau$ 、モデルの出力を  $T_{brain}^{model}(i)$  とすると離散時間系で次式のように表わせる。

$$\tilde{T}_{brain}^{model}(i+1) = -a^{model} \tilde{T}_{brain}^{model}(i) + b^{model} \tilde{T}_{water}^{model}(i) \quad (1)$$

$$a^{model} = -e^{-\frac{\Delta t}{\tau}}, b^{model} = K(1 - e^{-\frac{\Delta t}{\tau}}) \quad (2)$$

ただし、変数上のチルダはその値が初期値からの差であることを意味するものであり、本論文ではこれ以降もその意味でチルダを使用する。

仮定として、目標脳温  $R(i)$  と  $T_{brain}^{model}(i)$  の初期値は脳温  $T_{brain}(i)$  の初期値に、ブランケット水温の解  $T_{water}^{solution}(i)$  と  $T_{water}^{model}(i)$  の初期値は  $T_{water}(i)$  の初期値に等しく、制御開始時点で患者は平衡状態にあるとする。

最適・適応制御システムでは、最適制御の状態フィードバック係数を  $h_1, h_2$  として、まず  $\tilde{T}_{water}^{model}(i)$  を(3)式から求める。

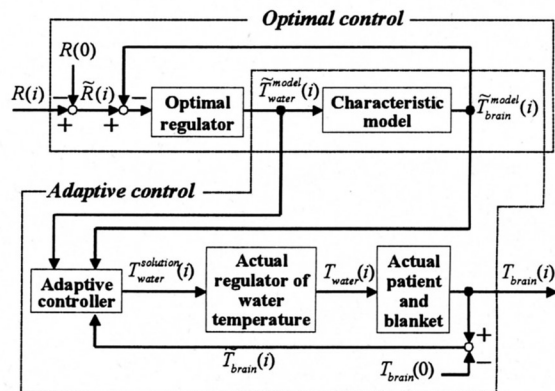


Fig. 2 Optimal-adaptive brain temperature control system

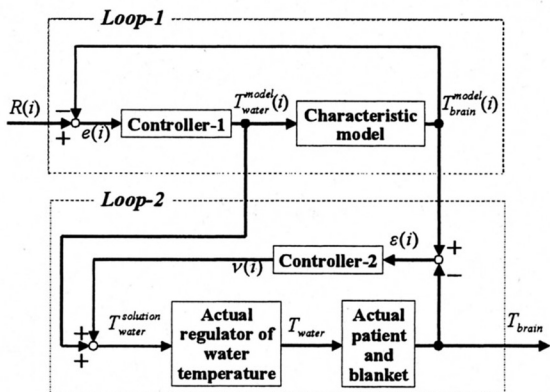


Fig. 1 System with 2 degree of freedom for brain temperature control

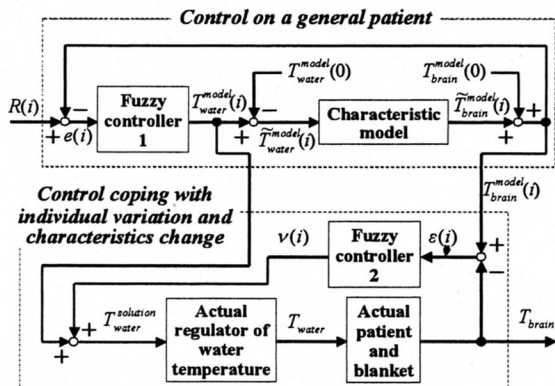


Fig. 3 Model reference fuzzy brain temperature control system

$$\tilde{T}_{water}^{model}(i) = h_1 \sum_{j=1}^i (\tilde{R}(j) - \tilde{T}_{brain}^{model}(j)) + h_2 \tilde{T}_{brain}^{model}(i) \quad (3)$$

そして、 $T_{water}^{solution}(i)$ を(4)式から求める。

$$\begin{aligned} \tilde{T}_{water}^{solution}(i) = & \frac{1}{\hat{b}(i)} [(g - a^{model}) \tilde{T}_{brain}^{model}(i) \\ & + b^{model} \tilde{T}_{water}^{model}(i) \\ & - (g - \hat{a}(i)) \tilde{T}_{brain}(i)] \end{aligned} \quad (4)$$

ただし、 $g$ は適応制御システムのレギュレーション特性を決めるパラメータであり、その絶対値は1未満である。また、 $\hat{a}$ と $\hat{b}$ は(1)式の係数 $a^{model}$ 、 $b^{model}$ に対応する同定モデルの係数である。

一方モデル規範型ファジィ制御システムでは、まずFuzzy controller-1において $R(i)$ と $T_{brain}^{model}(i)$ の偏差 $e$ とその差分 $\Delta e$ から $T_{water}^{model}(i)$ の差分 $\Delta u$ を推論し、(5)式から $T_{water}^{model}(i)$ を求める。

$$T_{water}^{model}(i) = \Delta u + T_{water}^{model}(i-1) \quad (5)$$

そして、Fuzzy controller-2において $T_{brain}^{model}(i)$ と $T_{brain}(i)$ の偏差 $\varepsilon$ とその差分 $\Delta \varepsilon$ から $T_{water}^{model}(i)$ に加える水温調整値 $v(i)$ の差分 $\Delta v$ を推論し、(6)式から $T_{water}^{solution}(i)$ を求める。

$$T_{water}^{solution}(i) = \Delta v + v(i-1) + T_{water}^{model}(i) \quad (6)$$

最後に、 $T_{water}(i)$ を $T_{water}^{solution}(i)$ に制御すれば、両制御システムとも $T_{brain}(i)$ を $R(i)$ に追従させることができる。

### 3. 温自動制御模擬実験

#### 3.1 制御対象

本研究のような基礎研究では、生体を対象とする実験は倫理的に許されない。そこで、できる限り生体の骨格、比熱、

代謝産熱、血液循環を模擬する人形を製作し、制御対象とした。その写真をFig. 4に示す。

この人形は、身長約2m、体重約100kgで、Table 1に示すように頭頸部、胸部、腹部、左右上肢、左右下肢の各パートからなる。人形の素材として、皮膚には豚皮と鹿皮、内部の組織には含水性ゲル(積水化成成品工業、テクノゲル)を用いた。これにより、人形の比熱は生体と同程度の3.0~4.0 J/g/Kである。

生体の代謝産熱と血液循環を模擬するため、含水性ゲルを加熱するヒーターとチューブを各組織に配している。ヒーターはその発熱率を人形外部のマイクロコンピュータで調節し、チューブには人形外部のポンプで水を循環させ、血液循

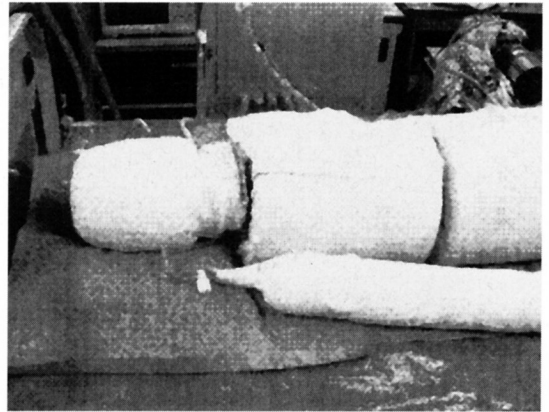


Fig. 4 A mannequin as a control object in the experiment

Table 1 Parameters of the mannequin

Part in body	Tissue in each part	Form	Length (mm)	Radius (mm)	Volume (ml)	Heat production (W)	Blood perfusion (ml/min)
Head	Skin	Hemisphere	100	104	204	0	39
	Skull	Hemisphere		101	826	0	0
	Brain	Hemisphere		86	1331	18.0	809
Face	Surface	Column	85	80	1224	0.4	64
	Spine	Column		50	785	0	0
Neck	Surface	Column	85	60	721	0.5	13
	Spine	Column		30	240	0	0
Thorax	Skin	Column	300	130	1453	4.0	31
	Muscle	Column		124	8840		223
	Heart & lung	Column		80	5697	0	4864 <sup>#</sup>
Abdomen	Skin	Column	550	130	6924	6.5	62
	Muscle	Column		109	9776		270
	Viscera	Column		80	10817	50.0	2797
Superior limbs	Surface	Column	800	45	4330	3.5	49
	Core	Column		34	5844		151
Inferior limbs	Surface	Column	850	60	7569	4.5	65
	Core	Column		47	11648		291
Whole body					78228	87.4	4864

環の代用とした(以下, 人形血液). なお, 腹部臓器は代謝産熱率と血液量が特に多いので, その熱特性を表現するために, 人形腹部に人形血液を循環させる塩化ビニル製水筒(容積約 3 l)を設置し, ここにヒーターを挿入した.

組織ごとの代謝産熱率と人形血液の循環流量は, Table 1 に示すとおりに調整した. これらの値は, 健康成人男性と比較して生理学的に妥当なものである<sup>9)</sup>. また, ブランケット水温に対する人形の頭部組織温度(以下, 人形脳温)の特性(以下, 人形の温熱特性)は, ステップ応答から生体と同様に一次遅れで近似でき, そのゲインは約 0.5, 時定数は約 4 時間であった. したがって, 時定数は健康成人男性と同等といえるが, ゲインが健康成人男性の 1/2 程度なので, 人形脳温は変化しにくく, その制御も容易とはいえない.

### 3.2 自動制御装置

新たに開発した脳温自動制御装置は, 冷水製造装置(柴田科学, C-761), 温水製造装置(トーマス科学, T-104B), および本体からなる. その機構を Fig. 5 に示す.

このうち冷水と温水の製造装置は, 手動設定により水温調節が可能である. 一定温度に製造した冷水は冷水製造装置内蔵の Pump 2 で, 温水は Pump 3(三相電機, PMD521A 6DK)で Main reservoir に送出し, ブランケットの循環水に混合する. ここで, その混合流量の調節から  $T_{water}(i)$  を  $T_{solutation}^{water}(i)$  に制御すれば, Fig. 1 に示す脳温制御が実現する. 混合流量は, 流量計(Buerkert, Ty8071), 比例電磁弁(Buerkert, Ty6022), および流量コントローラユニット(Buerkert, Ty8623-2)からなる Flow control system で調節する.

冷水混合時には Valve 1(CKD, FWB5187O2CB3), 温水混合時には Valve 2(CKD, FWB5187O2CB3)を PC の命令によって開け, 混合した量だけ循環水 Sub reservoir (2.3 l) に流し, Pump 4(三相電機, PMD121B1B), Pump 5(三相電機, MD0411B6B)でそれぞれ返水する. なお, PC から各 Flow control system, Valve, Pump への命令は Analog I/O PC Card (Contec, AD12-8PM) を通して行なう.

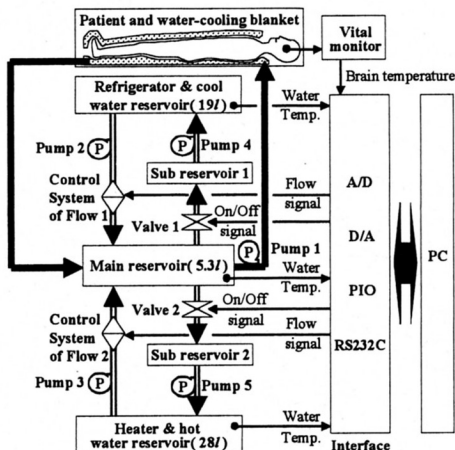


Fig. 5 Automatic control mechanism of brain temperature

ブランケット水温, 冷水温度, 温水温度, 装置外温度, および装置内温度の測定には白金側温抵抗体センサ(ニッカトール, R040-32, Buerkert, YP100)を用い, PC レコーダー(M-System, R1 M-J3)で AD 変換した後, RS-232C でコンピュータ(NEC, PC9821Nw150)に入力する.

### 3.3 目標脳温

臨床では一般に, 急激な体温変化による生体反応と, 32°C 以下の体温時に急増する低体温反応を回避するため, 目標脳温の時間スケジュールを導入している<sup>1)</sup>. そこで, 本実験でも実際に模倣して時間的に縮小したスケジュールを導入した.

### 3.4 実験操作

まず, ブランケット水温を 30°C とし, 人形脳温  $T_{brain}(i)$  および人形血液の温度(以下, 人形体温  $T_{body}(i)$ )が平衡に達するまでヒーターを発熱させた. そして, 最適・適応制御およびモデル規範型ファジィ制御のそれぞれについて, 人形脳温の自動制御実験を行なった.

両制御とも, 特徴モデルのゲインと時定数を 0.5 と 3.6 時間に設定し, サンプル周期を 12 秒とした. また, 後述の操作以外, エアコンで室温を 26°C~28°C 程度に維持した.

最適・適応制御では, パラメータ  $h_1, h_2, g$  を 10, 10, -0.9 とし, 適応ゲイン調整則に固定トレース法を用いた. 一方, モデル規範型ファジィ制御では, Fig. 6 に示すメンバーシップ関数とファジィ規則を用いた.

また, 温熱特性の時間変化と外部環境変化に対する性能を観察するため, 制御開始 12 時間目から 18 時間目にかけて,

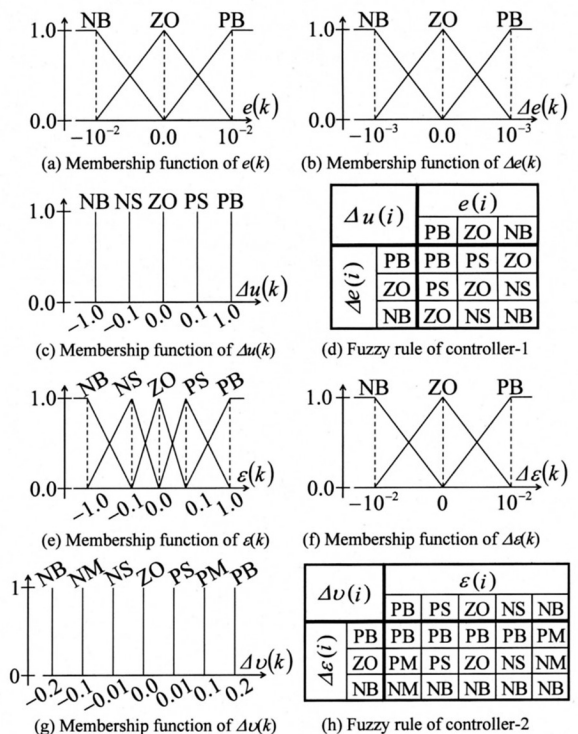


Fig. 6 Membership functions and fuzzy rules for model reference fuzzy control system

以下の①～③の操作を測定温度が一定であることを確認してから順に行なった。

- ① 30分間、患者を上下にはさむブランケットのうち上側を外す
- ② 60分間、頭部を除く全身のヒーターの産熱量を2割増加する
- ③ 150分間、エアコンを操作して室温を3°C下げる

### 3.4 実験結果

Fig. 7 に最適・適応制御, Fig. 8 にモデル規範型ファジィ制御の,  $R(i)$ ,  $T_{brain}(i)$ ,  $T_{body}(i)$ , 制御誤差, 室温,  $T_{water}^{model}(i)$ ,  $T_{water}^{solution}(i)$ , および  $T_{water}(i)$  の経過を示す。 $T_{brain}(i)$  は両制御とも  $R(i)$  によく追従し, 制御誤差は平均して  $0.1^{\circ}\text{C}$  以下であった。

$T_{water}(i)$  は, モデル規範型ファジィ制御では  $T_{water}^{solution}(i)$  によく追従したが, 最適・適応制御では  $T_{water}^{solution}(i)$  の変化が大きかったので追従しきれなかった。また, 最適・適応制御では  $T_{water}^{model}(i)$  を中心に  $T_{water}^{solution}(i)$  が算出されているのに対し, モデル規範型ファジィ制御では  $T_{water}^{model}(i)$  と  $T_{water}^{solution}(i)$  の間に平均約  $5.5^{\circ}\text{C}$  の偏差がみられた。なお, 制御経過12時間目から18時間目にみられる大きな室温変化は両図とも操作③によるものであり, 制御経過全体にみられる

細かい変化はエアコンによる室温変動によるものである。

Table 2 に, 室温, 制御誤差,  $T_{water}^{model}(i)$ ,  $v(i)$ ,  $T_{water}^{solution}(i)$ , ブランケット水温変化, 制御に必要な加熱・冷却能力, および(7)式に示す比  $\alpha(i)$  についてまとめる。ただし, 最適・適応制御での  $v(i)$  は(8)式に従って算出し, 制御誤差, ブランケット水温変化, および加熱・冷却能力の平均は, 各2乗を制御開始から終了まで積分し, 実験時間で割った値の平方根をとって求めた。また, 加熱・冷却能力はブランケット水温変化にブランケットの循環水質量3000gと水の比熱  $4.20\text{ J/g}^{\circ}\text{C}$  を乗じて求めた。

$$\alpha(i) = \frac{|v(i)|}{|\tilde{T}_{water}^{model}(i)|} \quad (7)$$

$$v(i) = \tilde{T}_{water}^{solution}(i) - \tilde{T}_{water}^{model}(i) \quad (8)$$

なお, 本実験の最適・適応制御で  $T_{water}^{solution}(i)$  を完全に実現するのに必要なブランケット水温変化と加熱・冷却能力は, 水温変化が範囲  $-1.007 \sim 1.008^{\circ}\text{C}/\text{sec}$ , 平均  $0.2571^{\circ}\text{C}/\text{sec}$ , 能力が最大  $12706\text{ W}$ , 平均  $3240\text{ W}$  であった。

## 4. 考 察

### 4.1 実験の妥当性と意義

患者の代用とした人形は, 組織体積, 比熱, および各組織

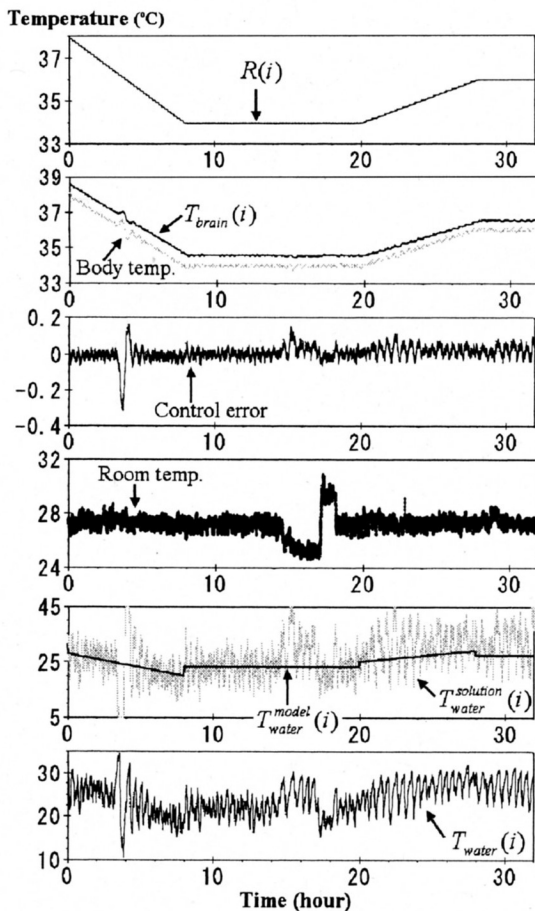


Fig. 7 Whole experimental procedure by optimal-adaptive control

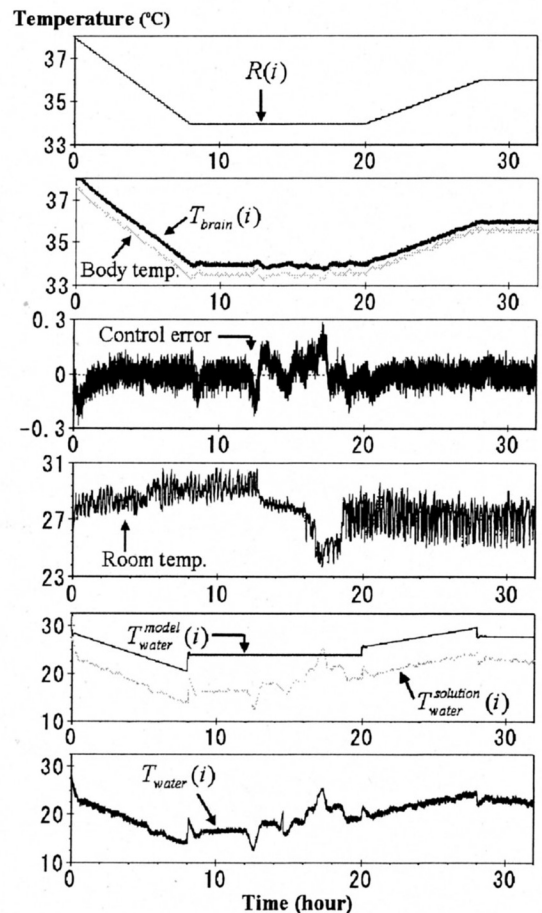


Fig. 8 Whole experimental procedure by model reference fuzzy control

Table 2 Experiment result

	Optimal-adaptive control	Model reference fuzzy control
Mean of room temperature	27.27°C	27.86°C
Mean of control error	0.042°C	0.062°C
Range of control error	-0.31~0.17°C	-0.28~0.29°C
Mean of $T_{water}^{model}(i)$	24.89°C	25.37°C
Range of $T_{water}^{model}(i)$	19.92~31.30°C	20.39~31.79°C
Mean of $T_{water}^{solution}(i)$	27.05°C	19.86°C
Range of $T_{water}^{solution}(i)$	5.000~45.00°C	12.49~31.79°C
Mean of $T_{water}(i)$	24.60°C	19.96°C
Range of $T_{water}(i)$	10.74~34.51°C	12.59~32.71°C
Mean of rate of change in blanket-water temperature	0.02750°C/sec	0.02820°C/sec
Range of rate of change in blanket-water temperature	-0.1158~0.08972°C/sec	-0.6386~0.6559°C/sec
Maximum of efficiency for heating and cooling	1459 W	2947 W
Mean of efficiency for heating and cooling	346.6 W	355.3 W
Mean of $v(i)$	1.560°C	-5.446°C
Range of $v(i)$	-1.859~5.651°C	-6.316~-5.001°C
Median of $\alpha(i)$	0.2222	0.9337
Quartile deviation of $\alpha(i)$	0.1781~1.931	0.7021~1.194

ごとの人形代謝産熱率と人形血液循環流量が健常成人男性の平均値の範囲にある。また、温熱特性が実際と同様に一次遅れで近似でき、ゲインは平均値の半分程度であるが、時定数は平均値の範囲にある。

さらに、この人形は自律的な体温調節機能を有していないが、実際の脳低温療法でも麻酔などによって患者の体温調節機能を抑制している。このように、ゲインを除いて、本人形は生体と生理的条件が一致する。一方、ゲインが平均値より小さいことは、平均的な成人男性の脳温より人形脳温が変化しにくいことを表わし、むしろ制御が難しいことを意味する。したがって、この人形での脳温制御システムの検証は生理学的に意義があり、妥当である。

なお、温熱特性変化や外部環境変化に対する性能の検証は、本来、複数回繰り返すのが望ましい。本研究者は、これまで生後3ヶ月の小児の温熱特性を表現する人形を対象に、最適・適応制御とモデル規範型ファジィ制御による脳温制御実験を行ない、本実験結果と同様の結果を得ている<sup>19)</sup>。

また、操作①~③は臨床で生じる外部環境変化や温熱特性変化より大きく制御を乱すものである。したがって、これらに対応した制御が確認できれば、臨床でも制御システムが十分に機能するといえる。

## 4.2 制御システムの比較

最適・適応制御システムが純数学的に設計できるのに対して、モデル規範型ファジィ制御システムは経験と知識に基づいて設計するので制御精度が最もよいシステムが一意に決まらない。また、経験と知識の範囲を超えた入力には十分な応答ができない特徴もある。しかし、一般に制御則が人の理解の範囲内にあるので、実感を伴いやすく心理的な信頼感を得やすい。

臨床では、制御誤差を概ね0.1°C以下に収めることが望ましい<sup>1)</sup>。しかし、現行の用手的脳温制御でその精度の達成がしばしば困難であることを考えると、本実験の制御誤差はどちらの制御とも十分に小さいといえる。

また、ブランケット水温変化、および制御に必要な加熱・冷却能力も、両制御ともに臨床で特に問題にならない程度に収まった。ただしモデル規範型ファジィ制御は、最適・適応制御に比べて制御誤差、ブランケット水温変化、および加熱・冷却能力が少しずつ大きかった。この原因には、Fuzzy controller-2の適応機能の違いが考えられる。したがって、今後、ファジィ適応制御システムを構築する必要がある。

制御に適するサンプリング時間は、主に測定器の分解能、温熱特性の時定数、外乱や温熱特性変化の頻度によって決まり、最適・適応制御とモデル規範型ファジィ制御という制御法の違いにはかわりがないと考えられる。臨床でたとえば約20分ごとに脳温測定とブランケット水温決定を行なっている現状と、たとえば成人では温熱特性の時定数が約3時間であるという大きな温熱慣性を考慮すると、12秒というサンプリング時間は十分に短いといえる。

最適・適応制御を理論どおりに行なうならば、本実験とは異なり、 $T_{water}^{solution}(i)$ を完全に実現する必要がある。しかしそのとき、対象が健常成人男性で12kW以上の加熱・冷却能力が必要であり、主な使用場所が病院の集中治療室であることを考慮すると水温調節装置の実現と電力の確保は容易ではない。しかも、ブランケット水温の乱高下は患者にとって大きな負担ともなりうる。

ここで、適応動作中の $T_{water}^{solution}(i)$ は収束過程にあって真の解ではないことを考慮すると、実際には収束後の解のみ実現すれば制御可能と推察する。そして、本実験の最適・適応制御で $T_{brain}(i)$ が $R(i)$ に高精度で追従したことは、その推察を裏付ける傍証となる。したがって、収束後の解のみ実現する場合の安定性の検討が今後の課題として挙げられる。

## 4.3 モデル規範型2自由度制御の意義と特徴

Fig.1のシステムは、Loop-1で算出した $T_{water}^{model}(i)$ を中心に個々の患者に適するブランケット水温を決定する。それゆえ、たとえ不十分な制御でもブランケット水温を平均的な患者に適する水温から大きく外さないという安全性を確保している。

また特徴モデルが既知なので、Loop-1は本質的に $T_{water}^{model}(i)$ を求めるフィードフォワードとして機能する。ここで、特徴モデルの逆システムが存在するならば、それから

直接  $T_{water}^{model}(i)$  が求められるので、一見すると Loop-1 は不必要に思われる。しかし、一般に逆システムを用いる場合には微分計算が必要であり、今後行なわれるであろう各種の生体制御で非線形モデルを特徴モデルとする場合、計算が困難になる可能性がある。

またさらに、このシステムでは特徴モデルの出力  $T_{brain}^{model}(i)$  が Loop-2 の目標値となる。それゆえ、たとえ患者に侵襲を与えるほど急激な脳温変化を  $R(i)$  としてシステムに与えても、Loop-1 がフィルタとして機能するので、実際の脳温は生理的に無理のない温度変化に追従する。

モデル規範型ファジィ制御は、通常の1重フィードバックループによるファジィ制御に比べて、同じ制御精度を保つのに必要なブランケット水温変化が小さい<sup>3)</sup>。この特徴は、温熱特性が特徴モデルの特性より外れるほど顕著となる。このときの1重フィードバックファジィ制御は本質的にPD制御と同等なので、この比較はPDあるいはPID制御とモデル規範型2自由度制御との比較に置き換えることができる。臨床では低侵襲かつ省エネルギーの制御が望ましいので、今後需要が高まるであろう生体制御でモデル規範型2自由度制御は有用と考えられる。

$T_{water}^{solution}(i)$  の決定に対する Loop-1 と Loop-2 のかかわり具合を検討するために、 $|v(i)|$  と  $|\tilde{T}_{water}^{model}(i)|$  の比  $\alpha(i)$  を求めた。Table 1 ではほかの結果と異なり  $v(i)$  と  $\alpha(i)$  の中央値と四分位偏差を提示したが、これは分母となる  $|\tilde{T}_{water}^{model}(i)|$  が制御初期において限りなく0に近いので、極端な値を除外してループの貢献度を考察するためである。

両制御で  $\alpha(i)$  には違いがあるが、中央値が1未満なので、Loop-2 は設計の意図どおり Loop-1 で算出した水温の調整をしていると解釈できる。

ただし、この  $\alpha(i)$  は個体差、外部環境変化、あるいは温熱特性変化が頻繁かつ高度に生じるほど増大すると推察できる。実際、モデル規範型ファジィ制御は最適・適応制御より  $\alpha(i)$  が全体的に大きく、 $T_{water}^{model}(i)$  と  $T_{water}^{solution}(i)$  の間に約  $5.5^{\circ}\text{C}$  の偏差があった。これは、モデル規範型ファジィ制御時に室温が約  $0.6^{\circ}\text{C}$  高かったことに対し、Loop-2 の個体差、特性変化、外部環境変化に対するブランケット水温調整機能が動作したことを示す。なお、このように実験の操作や条件で  $\alpha(i)$  や偏差などに違いが生じるので、今回の結果は本実験の操作と条件におけるものであることに注意する必要がある。

また、同じ実験操作と条件において  $\alpha(i)$  が平均して大きくなるように制御系を設計すると、環境変化や温熱特性変化への対応性が増す代わりにブランケット水温の変化幅の増大が予想される。逆に小さくなるように設計すると、環境変化や温熱特性変化などへの対応性が損なわれるが、ブランケット水温の変化幅は小さくなると考えられる。したがって、良好な制御精度と最小限の加熱・冷却能力を保証する最適な  $\alpha(i)$  が存在するはずである。

## 5. おわりに

本論文では、成人に対応した人形による脳温制御模擬実験から、特徴モデルを規範モデルとして導入した2自由度脳温制御システムの意義と特徴を考察した。そして、最適・適応制御システムとモデル規範型ファジィ制御システムのどちらでも、低侵襲で高精度の脳温制御が可能であることを示した。このモデル規範型2自由度制御システムは、今後ますます試みられるであろう各種の生体制御にも有用と考えられる。

モデル規範型ファジィ制御は医療従事者の経験や知見を考慮した、いわば医療従事者の考え方に従った制御といえる。そのようにとらえると、最適・適応制御はあくまで患者の特性変化に合わせた、いわば無言の患者に尋ねる制御といえるのではないだろうか。

## 文 献

- 1) 若松, 檜木: 脳低温療法のための自動制御システムとその性能, 日本臨床生理学会雑誌, **34-4**, 229/238(2004)
- 2) 若松, 陸: 脳低温療法の臨床に則した脳温適応制御システム, 脳死・脳蘇生, **15-1**, 25/33(2003)
- 3) H. Wakamatsu T. Wakatsuki and T. Utsuki: Model Reference Fuzzy Control System of Brain Temperature for Hypothermia Treatment, Preprints of the 16<sup>th</sup> IFAC world congress (2005)
- 4) 若槻, 檜木, 若松: 低脳温療法のためのファジィ制御による脳温管理, 日本臨床生理学会雑誌, **35-5**, 269/275(2005)
- 5) 須田信英: PID 制御, システム制御情報学会(1992)
- 6) 佐野, 近藤, 菊地: 血糖値の適応制御システム, 計測自動制御学会論文誌, **19-5**, 407/413(1983)
- 7) 高原, 若松, 宮里: 呼吸不全患者の肺泡気炭酸ガス分圧と動脈血酸素飽和度の適応制御, 電気学会論文誌 C, **119-10**, 1188/1193(1999)
- 8) 徐, 若松, 影井, 宮里: 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, 電気学会論文誌 C, **116-4**, 472/478(1996)
- 9) 若松, 陸: 脳低温療法のための患者生体温熱モデル. 電気学会論文誌 C, **123-9**, 1537/1546(2003)

## [著者紹介]

### 檜木 智彦 (学生会員)



1967年8月31日生。96年筑波大学医学専門学群退学。97年学位授与機構より学士号取得。2006年東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科博士後期課程修了。同年同大学医学部非常勤講師。生体生理状態のモデル化、計測、判断、および制御の研究に従事。日本脳死・脳蘇生学会、日本臨床生理学会などの会員。博士(保健学)。

## 若槻琢也



1979年11月17日生。2002年室蘭工業大学工学部卒業。04年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。同年東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科博士後期課程入学。現在にいたる。生体生理状態のモデル化、計測、判断、および制御の研究に従事。電気学会、日本脳死・脳蘇生学会などの会員。

## 若松秀俊(正会員)



1972年横浜国立大学大学院修士課程修了。同年東京医科歯科大学助手、足利工業大学助教授、福井大学工学部教授を経て、現在東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究科教授。73年～75年ドイツ連邦共和国学術交流会(DAAD)給費により留学。Erlangen-Nürnberg大学医学部客員研究員。93年オレゴン州立大学、95年釜山国立大学、96年華中理工大学、天津大学など客員教授。工学博士(東京大学)。

.....

\_\_\_\_\_