

臨床応用可能な脳低温療法のための 表面冷却用水温自動制御装置の開発

梶木 智彦*・若槻 琢也*・若松 秀俊*

Development of Automatic Water Temperature Controller by Water-surface Cooling for Brain Hypothermia Treatment

Tomohiko UTSUKI,* Takuya WAKATSUKI,* Hidetoshi WAKAMATSU*

Abstract To prevent secondary brain damage during brain hypothermia treatment, accurate control of the temperature of the brain tissue is necessary in order to avoid various side effects. However, the procedure for controlling brain temperature requires medical staffs with extensive clinical experience and specific knowledge of the equipment, and is available only in a limited number of hospitals. The authors have therefore developed a water-blanket temperature controller that automatically controls the brain temperature by water-surface cooling. The controller itself is sufficiently efficient for the quick and accurate control of water temperature, which is accomplished by mixing warm and cool water of definite constant temperatures based on a suitable algorithm. Controller performance has been verified to be sufficient, even under extreme conditions of large temperature changes in water-blanket heating and cooling. The brain temperature was regulated using the controller in simulation experiments where a mannequin was used instead of a patient. The mannequin had biothermal characteristics of normal human metabolic heat production and blood circulation with their possible changes given in the clinical simulation process, in which the brain temperature was more difficult to control than in the case of a normal adult. From the various experiments, it was demonstrated that the newly developed controller worked accurately in simulated clinical situations and performs well in brain hypothermia control systems using a mannequin. Thus, it is expected to be clinically useful for controlling temperature during an actual brain hypothermia treatment.

Keywords: Brain hypothermia treatment, Severely damaged brain tissue, Brain temperature, Surface cooling, Automatic controller.

1. はじめに

頭部外傷、脳卒中、新生児仮死などによる重症脳損傷に対し、近年、脳低温療法が注目されている。これは、一定期間の脳冷却によって脳神経組織を保護し、救命率の向上と後遺症の抑制を図る全身集中管理法である[1-4]。しかしこの療法では、脳冷却に伴う体温低下によってシバリング、心室細動、感染などの副作用が生じ易いので、脳温の精確な制御が欠かせない[1-4]。

現在の臨床では、医療従事者の豊富な経験と高度の専門

知識、および多大な労力に頼って脳温を制御している。このことは、限られた医療施設でしか脳低温療法が行えない一因にもなっている[1-4]。したがって、脳温制御の自動化には、治療成績の向上だけでなく、医療従事者の負担軽減、脳低温療法の普及促進、救命救急医療に対する経済効果などが期待できる。

現行の脳低温療法では、血液冷却や体腔内冷却などに比べて冷却速度は遅いが非観血的で操作が簡便なので、水が循環する樹脂製ブランケットで患者を覆う、いわゆる水冷表面冷却による脳温制御が広く行われている[1-4]。それゆえ本研究では、小児を対象とした脳温自動制御システムを構築し、これに必要な表面冷却用水温自動制御装置を開発してきた[5-8]。

本論文では、成人にも対応できる脳温自動制御システムのための水温自動制御装置を以前に考察した脳温制御の条件[6]に基づいて開発した。そして、各組織の代謝熱産生と血液循環流量、および温熱特性を生理学的に妥当に表現

2006年6月14日受付, 2006年11月2日改訂, 2007年1月10日再改訂

Received June 14, 2006; revised November 2, 2006, January 10, 2007.

*東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究所
Graduate School of Health Sciences, Tokyo Medical and
Dental University

する人形を製作し、これを対象とする脳温制御模擬実験から、その装置の性能と臨床応用性を検証した。

2. 水温自動制御装置の開発

2.1 装置の概要と意義

臨床では、現在、脳温としてカテーテルの直接挿入測定による脳組織温度や脳室内温度、あるいは代用として鼓膜温度や鼻腔温度を使用している。これらを水冷表面冷却によって制御するには、順に以下(a)~(e)を行う必要がある。ただし本論文では、以下、ブランケットを循環する水を循環水、循環水の温度を循環水温、脳温制御に必要な循環水温を目標循環水温、望ましい脳温を目標脳温と称する。

- (a) 脳温の測定
- (b) 測定した脳温と目標脳温の比較
- (c) 目標循環水温の判断
- (d) 水温調節装置への目標循環水温の設定
- (e) 循環水温の目標循環水温への制御

このうち、(c)では高度な専門知識と膨大な臨床データを駆使する必要がある、(a)、(b)、(d)では多大な労力を要する。また脳低温療法では、脳温制御だけでなく、呼吸や循環の動態、体液やホルモン濃度の平衡、血液凝固系や免疫系の状態など、全身の管理を多岐にわたって行わなければならない[1-4]。したがって(a)~(e)を自動化すれば、医療従事者は負担やストレスが軽減し、これまでより全身管理に専念できるようになる。

ここで、(a)~(e)を自動化した脳温制御の概要を図1に示す。ただし、図中の(a)~(e)は上記の(a)~(e)に対応する。これまで本研究者は、(a)と(b)から(c)を行う脳温制御アルゴリズムとして、最適・適応制御とモデル規範型ファジィ制御を考案し、検証してきた[5-8]。本論文で開発した水温制御装置は、(d)と(e)を自動で行いながらブランケットに循環水を送出するものである。

2.2 条件に基づく装置開発

脳温制御を高精度に行うには、速やかで正確な循環水温制御が欠かせない。しかし、臨床で現在使用している水温調節装置は、目標循環水温を手動的に設定する必要があるだけでなく、水温制御の能率、機構、アルゴリズムも十分とはいえない[6]。

これまでの臨床データから、循環水温に対する脳温の応答特性(温熱特性)は、平均的な成人でゲイン約0.9、時定数約3時間の一次遅れで近似できる[5]。この時定数から、水冷表面冷却による脳温制御では制御に必要な能率を熟慮しなければならない。

脳温制御では、(a)代謝産熱率に拮抗し、(b)平衡を維持したまま脳温を目標脳温に追従させ、かつ(c)平衡からの逸脱に対応する必要がある[6]。したがって、開発した水温自動制御装置は(a)、(b)、(c)に対応した水温変化のための能率を十分備えていなければならない。それゆえ、本

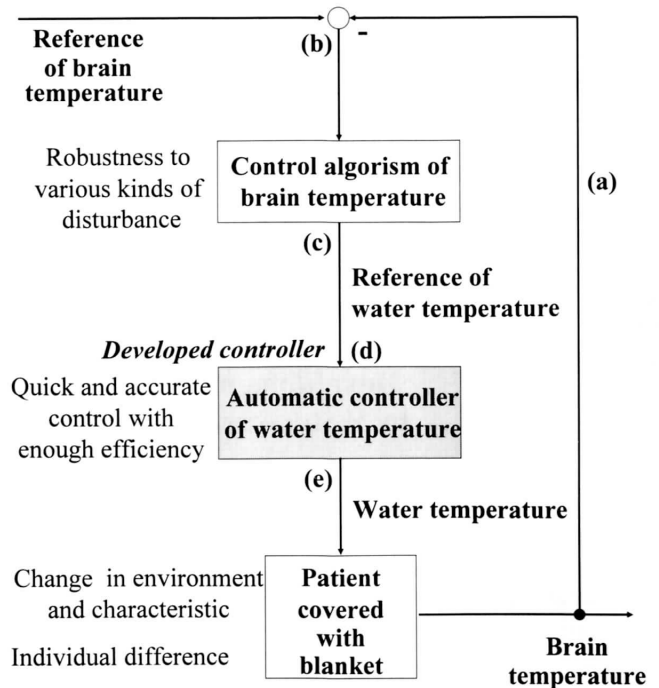


図1 開発した装置を用いた脳温自動制御
 (a) 脳温の測定、(b) 測定した脳温と目標脳温の比較、
 (c) 目標循環水温の判断、(d) 水温調節装置への目標
 循環水温の設定、(e) 循環水温の目標循環水温への制御
Fig. 1 Automatic control of brain temperature with the developed controller. (a): Measurement of brain temperature. (b): Comparison between brain temperature and its reference. (c): Calculation of reference of water temperature. (d): Input of the temperature to the controller. (e): Automatic control of water temperature.

研究者らは生後3ヶ月程度の小児の温熱特性を表現する人形を用いて実験を行い、成人の脳温制御で求められる能率を約2,300 Wと推定した[6]。したがって、本論文ではこの値にしたがって装置の開発を行った。

また前述のように、高精度に脳温を制御するには循環水温制御を正確かつ速やかに行う必要がある。それゆえ本装置は、予め一定温度に調整した冷水と温水をそれぞれ循環水に混合し、後述のアルゴリズムにしたがって循環水温を制御する。このとき、冷水と温水で混合回路を独立させてエネルギー消費の抑制を図った。

2.3 装置の構造

開発した水温自動制御装置の写真を図2に、機構を図3に示す。

この装置は、冷水製造装置(柴田科学, C-761, リザーバー(19 l), ポンプ(Pump 2)付き)、温水製造装置、および本体からなる。温水製造装置は恒温槽(トーマス科学, T-104B, リザーバー(28 l)付き)にポンプ(Pump 3:三相電機, PMD521A6DK)を組み合わせたものである。なお両装置の最大能率は、冷水製造装置が2,210 W(冷水10°C, 室温20°C)、温水製造装置が2,200 Wである。製造する冷

水と温水の温度は、製造装置の手動設定により自由に調節できる。

循環水温制御は、コンピュータ (NEC, PC9821Nw150) に搭載された制御プログラムにしたがって行われる。なお、制御プログラムは自由に変更することができる。

冷水・温水と循環水の混合は、本体リザーバー (Main reservoir) で行う。このとき、混合流量を流量制御システム (Flow control system 1, 2) での制御することにより循環水温を制御する。

流量制御システムは、流量計 (Buerkert, Ty8071)、比例電磁弁 (Buerkert, Ty6022)、および流量コントローラ (Buerkert, Ty8623-2) からなり、コンピュータからの流量信号 (目標流量) にしたがって混合流量を PI 制御する。ただし、目標流量は後述する制御アルゴリズムにしたがって算出する。

目標流量の決定に必要な循環水温、冷水温度、および温水温度は、室温、装置内温度とともに白金測温抵抗体 (ニッカトー, R040-32; Buerkert, YP100) と PC レコーダー (M-System, R1 M-J3) によって測定する。

冷水・温水の混合時にはバルブ (Valve 1, 2: CKD, FWB518702 CB3) を開け、混合した量だけ循環水をサブリザーバー (Sub reservoir, 2.3 l) に流す。そして、ポンプ (Pump 4: 三相電機, PMD121B1B; Pump 5: 三相電機, M D0411B6B) でそれぞれ返水する。この機構により、冷水と温水の混合回路が独立する。

なお、コンピュータからの信号伝達は Analog I/O PC Card (Contec, AD12-8PM) を介して行う。

2.4 水温制御アルゴリズム

循環水の総量と流量を V_{cir} , f_{cir} 、水の比熱と密度を C , ρ とし、ブランケットでの熱交換と冷水・温水の混合以外に熱の移動がないと仮定する。また、図 4 のように循環水温を T_{cir} 、ブランケットから帰還する循環水の温度を T_{body} 、混

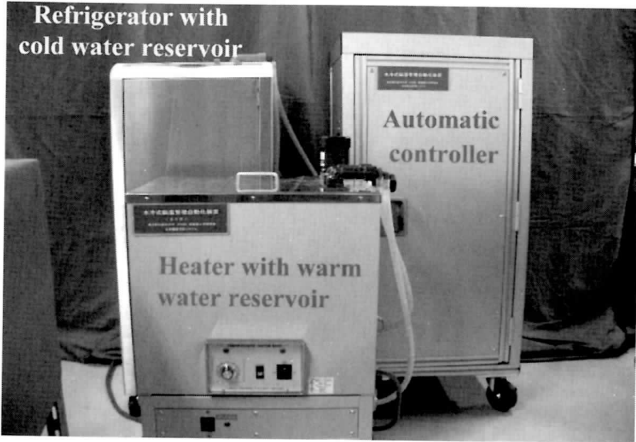


図 2 水温自動制御装置全景

Fig. 2 Overview of water-temperature controller in a blanket.

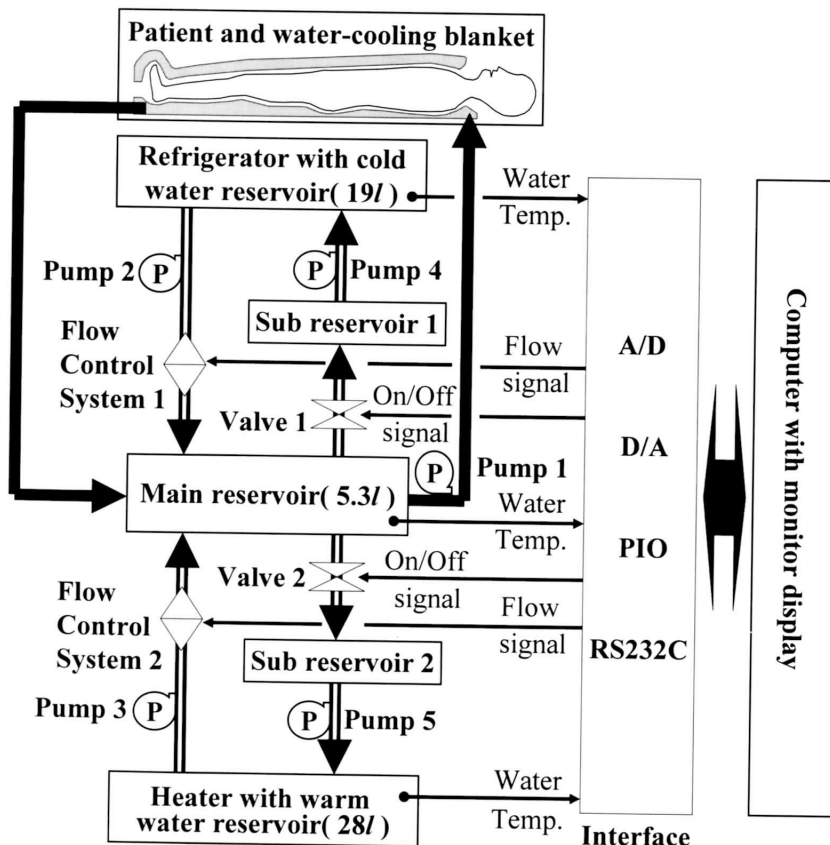


図 3 水温自動制御装置の構成

Fig. 3 Mechanics of water-temperature controller.

合する冷水・温水の温度と流量を T_{mix} , f_{mix} , とする。

循環水温を変化させる能率 W_{mix} , 代謝産熱率 W_{body} , 冷水・温水混合による循環水の冷却能率と加熱能率 W_{cool} , W_{warm} は, それぞれ次式で表せる。ただし本論文では, 以後, 加熱時の能率を正, 冷却時の能率を負で表す。

$$\begin{cases} W_{mix} = C \cdot \rho \cdot V_{cir} \frac{dT_{cir}}{dt} = W_{body} + W_{cool} & (\text{冷却時}) \\ \phantom{W_{mix}} = W_{body} + W_{warm} & (\text{加熱時}) \\ W_{body} = C \cdot \rho \cdot f_{cir} (T_{body} - T_{cir}) \\ W_{cool} = C \cdot \rho \cdot f_{mix} (T_{mix} - T_{cir}) \\ W_{warm} = C \cdot \rho \cdot f_{mix} (T_{mix} - T_{cir}) \end{cases} \dots\dots (1)$$

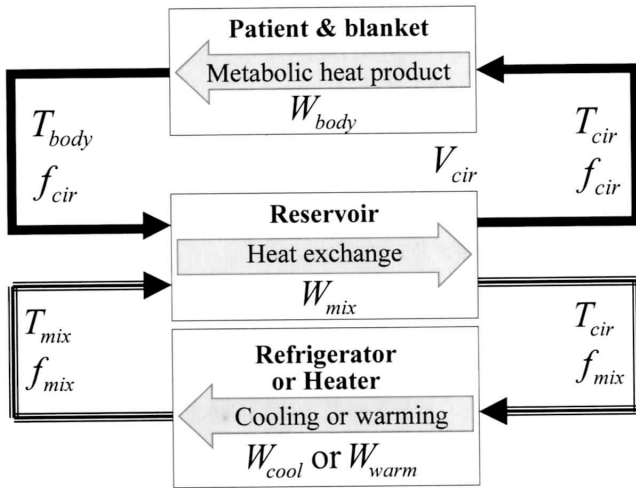


図 4 循環水温制御のための冷水・温水混合

Fig. 4 Mixing of cold or warm water to control water temperature.

ここで, 式(1)より次の方程式が得られる。しかし, 非線形微分方程式であるので, f_{mix} を直接の操作量とする制御は容易でない。

$$\frac{dT_{cir}}{dt} = -\frac{1}{V_{cir}} \cdot f_{mix} \cdot T_{cir} + \frac{T_{mix}}{V_{cir}} \cdot f_{mix} + \frac{W_{body}}{V_{cir}} \dots\dots\dots (2)$$

そこで, 図 5 に示すように線形ブロックと非線形ブロックからなる循環水温制御システムを考案した。このシステムでは, 水の比熱の大きさから定常偏差が無視できるので, W_{mix} を操作量とする比例制御を行う。具体的には, まず式(3)から W_{mix} につらう混合流量 f_{mix}^w を求めて目標流量 f_{mix}^r とする。そして, 流量制御システムで実際の混合流量 f_{mix} を f_{mix}^r に制御すれば, T_{cir} は目標の循環水温 T_{cir}^r に制御できる。ただし W_{body} には, 年齢と体格に応じた, 生理学的に標準的な値を設定する。

$$\begin{cases} f_{mix}^w = \frac{W_{cool}}{C \cdot \rho \cdot (T_{mix} - T_{cir})} & (\text{冷却時}) \\ f_{mix}^w = \frac{W_{warm}}{C \cdot \rho \cdot (T_{mix} - T_{cir})} & (\text{加熱時}) \end{cases} \dots\dots\dots (3)$$

2.5 能率と流量の上限

本装置では, W_{cool} と W_{warm} が冷水・温水製造装置の最大能率をそれぞれ上回ると, 冷水温度は上昇し, 温水温度は低下する。このとき, 流量制御システムで制御できる流量に上限があるので, 循環水温度を制御するための能率が低下する。したがって, T_{mix} を一定にするために, W_{cool} と W_{warm} に上限を設けた。

ここで, 冷水・温水と循環水の温度差を 20°C とすると, 冷水・温水製造装置の最大能率を超えない f_{mix}^w の上限は式

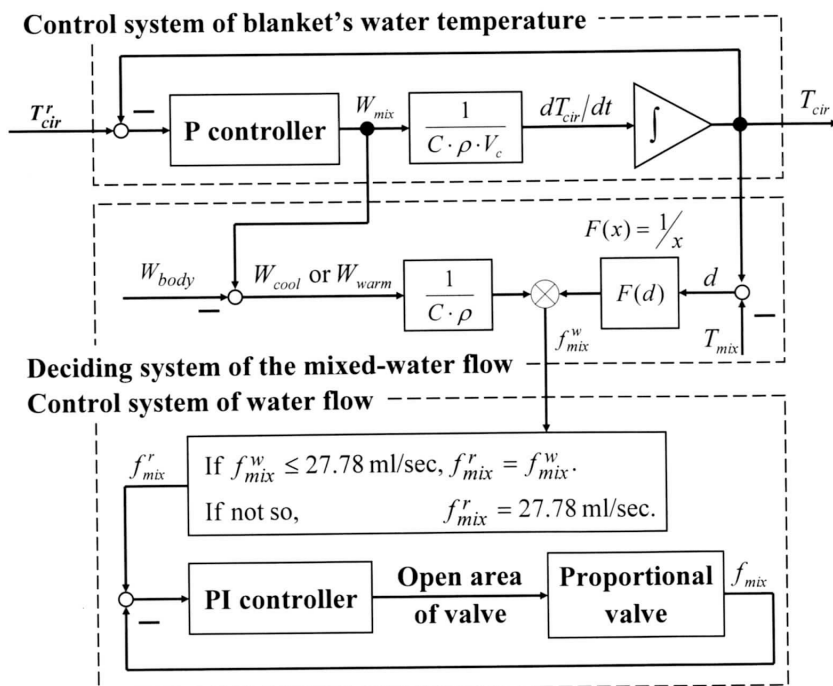


図 5 循環水温制御システム

Fig. 5 Control system of water temperature.

(3) から 28 ml/s 程度となる。したがって、 f_{mix}^w がこの値を超える場合、 f_{mix}^r を一律に 27.78 ml/s とした。

3. 水温自動制御装置の検証

3・1 循環水の最大加熱・冷却特性

本装置の循環水の加熱・冷却特性を検証するために、まず温水を約 51℃、冷水を約 4℃に調整し、流量 27.78 ml/s で順に循環水 3,000 ml に混合した。このときの循環水温変化を、温水温度、冷水温度とともに図 6 に示す。なお、温度の測定には白金測温抵抗体（ニッカトー、R040-32、精度 0.001℃）を用いた。

循環水温を 6.200℃から 48.500℃まで上昇させるのに要した時間は 11 分 44 秒であり、その間の循環水温平均変化率は 0.060℃/s であった。一方、48.500℃から 6.300℃まで冷却する時間は 12 分 32 秒であり、その循環水温平均変化率は -0.056℃/s であった。

また、循環水温が温水温度と冷水温度の間である 27.5℃近傍にあるときの変化率は、温水混合時で 0.182℃/s、冷水混合時で 0.134℃/s であった。27.5℃という水温は、現行の脳温制御でよく使用する水温範囲に含まれる [3]。

ところで、温水混合時には温水温度が最大で 2.865℃上昇し、冷水混合時には冷水温度が最大 4.937℃低下した。これは、 W_{cool} と W_{warm} がそれぞれ温水製造装置と冷水製造装置の最大能率を超えたことを意味する。

3・2 脳温制御の模擬実験

3・2・1 制御対象 本研究は性能と臨床での応用性を同時に検証する基礎研究であるので、患者を対象とする脳温制御実験は倫理的観点から安易に行えない。したがって、可能な限り生体の骨格、比熱、代謝産熱、血液循環を

模擬する人形を製作し、患者の代用とした。その写真を図 7 に、構造の詳細は付録に示す。

この人形は、身長約 2 m、体重約 100 kg^{注1)} で、頭頸部、胸部、腹部、左右上肢、左右下肢の各パーツからなる。各パーツは頭部を除いて同心円柱構造の組織からなり、皮膚は豚皮と鹿皮、内部組織は含水性ゲル（積水化成工業、テクノゲル）で作られている。したがって、この人形は生体と同程度の 3,000 ~ 4,000 J/(kg・K) の比熱をもつ。この比熱の大きさは、後述する循環水温に対する人形頭部温度（人形脳温）の特性（人形の温熱特性）の時定数と、制御に必要な能率に影響を与える。

一方、生体の代謝産熱と血液循環を模擬するために、各組織の内部にヒーターとチューブを配置した。ヒーターは、代謝率変化を表現するためにあり、マイクロコンピュータ (H8/3052F) によってその発熱率を調節する。また、チューブは、血液にみまてた水（以下、人形血液）を循環させるためのものである。各組織に配置したチューブクランプにより、血液循環の流量変化が表現できる。なお腹部臓器は、通常、含有血液量が多く代謝産熱量も多い。したがって、容積約 3 l の塩化ビニル製水筒を腹部パートの最内層に設置し、そこに流れ込む人形血液をヒーターで直接加熱する構造とした。

ヒーターの発熱率と人形血液の循環流量は、組織ごとに調節することができるので、本実験では付表-1 に示す値に調節した。なお、これらの値は成人男性の生理的平均値 [9] に相当している。

人形の温熱特性は、生体と同様、図 8 に示すステップ応

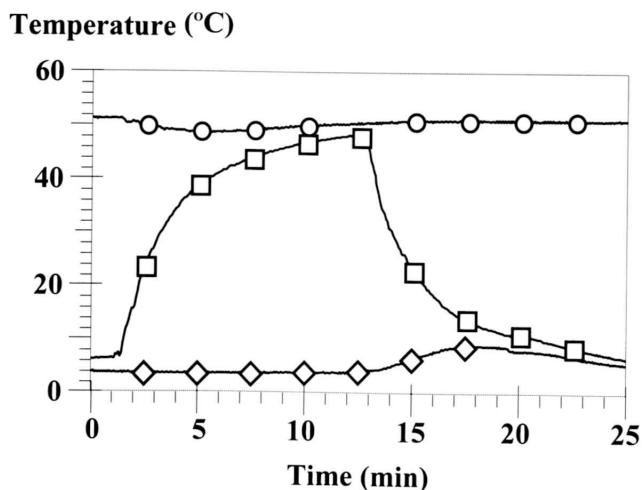


図 6 循環水の最大加熱・冷却特性。温水温度 (○)、冷水温度 (◇)、循環水温 (□)
 Fig. 6 Maximum heating and cooling properties of the controller. ○: Temperature of warm water, ◇: Temperature of cold water, □: Water temperature for blanket.

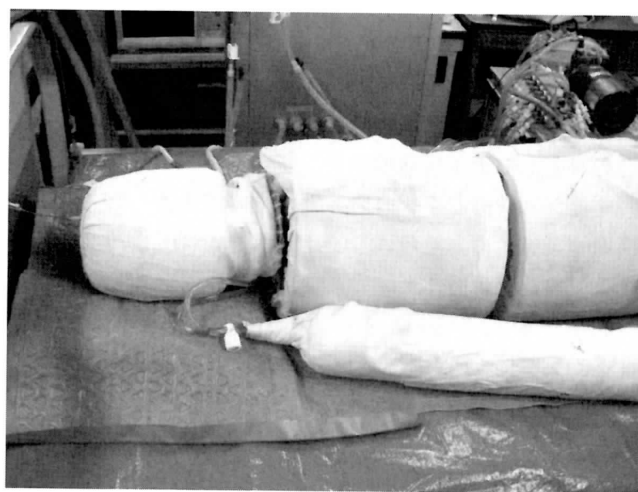


図 7 患者の代用とした人形
 Fig. 7 Mannequin used as the patient.

注1) この人形は平均的な成人より体格が大きいため、熱容量も平均的な成人より大きく、物理的に制御はより困難である。したがって、この人形で制御できれば生体でも物理的に制御可能といえるので、本装置の性能と有用性の検証にはむしろ好都合である。

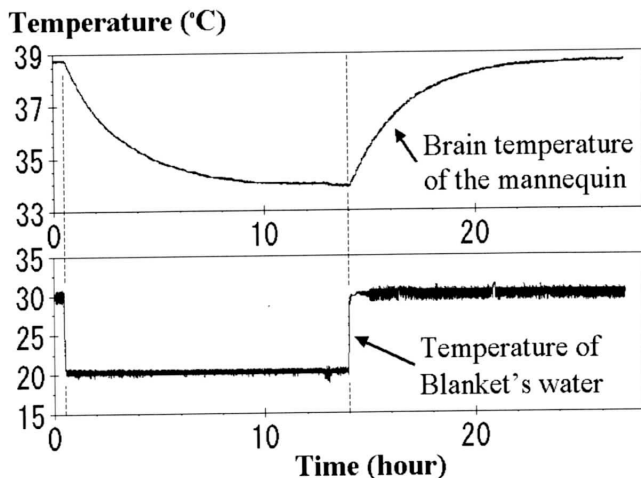


図 8 循環水温に対する人形脳温のステップ応答

Fig. 8 Step response of mannequin brain temperature to blanket's water temperature.

答からゲイン約 0.5, 時定数約 4 時間の一次遅れで近似できる。このことは、製作した人形の脳温は平均的な成人より容易に変化しないことを意味する。

3・2・2 脳温制御アルゴリズム 脳温制御では、図 1 に示したように目標水温を算出するアルゴリズムが必要である。しかしながら、生体の温熱特性は個体差が大きく、生理状態や医療行為によって時間変化し、一般に非線形で実際の把握が困難である [5]。そのためこれらの性質は、室温変化やブランケットの接触条件変化などの外乱とともに、脳温制御を劣化させる因子 (制御劣化因子) となる。したがって脳温制御アルゴリズムは、制御劣化因子に柔軟に対応できなければならない。それゆえ本研究者は、これまで小児を対象としながら、最適・適応制御アルゴリズム [1-2] とモデル規範型ファジィ制御アルゴリズム [7-8] を考案してきた。

最適・適応制御アルゴリズムは最適レギュレータと適応制御器を、モデル規範型ファジィ制御アルゴリズムは 2 つのファジィ制御器を組み合わせたものである。どちらも、平均的な患者の温熱特性を一次遅れで近似したモデル (特徴モデル) を規範モデルとして内包した 2 自由度システムで表現できる。

本論文では、開発した装置の性能と臨床応用性を検証するために、両制御アルゴリズムそれぞれについて脳温制御模擬実験を行った。なお、小児と成人では適する制御パラメータが異なり、最適・適応制御では最適制御の状態フィードバック係数と適応制御システムのレギュレーション特性パラメータを、成人の温熱特性を考慮したコンピュータシミュレーションから決定・設定した。またファジィ制御でも、同様にコンピュータシミュレーションから適するメンバーシップ関数とファジィ規則を試行錯誤的に決定し、設定した。

3・2・3 実験方法 人形頭部温度と体内循環水温 (人

形体温) は、白金測温抵抗体 (ニッカトー, R040-32, 精度 0.001°C) で測定した。そして、このデータを PC レコーダ経由でコンピュータに入力しながら、32 時間、人形脳温を自動制御した。

まず、循環水の総量を 3,000 ml, 循環水温制御の比例ゲインを 1,500 W/°C, 混合流量制御の比例ゲインと積分時間を 0.1% 開口度 / (ml·s), 0.5 s とした。

また、通常生体には個体差があり、その温熱特性は大抵特徴モデルと異なるので、特徴モデルのゲインと時定数を人形と異なる 0.5 と 3.6 時間とした。これによって、設定した個体差に応じた制御性能が観察できる。サンプリング周期は 12 秒とし、実験中、通常はエアコンで室温を 27°C ~ 29°C 程度に維持した。

さらに、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、以下の①~③を行った。なお、これらの操作は、それぞれ測定温度が一定であることを確認してから順に行った。

- ① 30 分間、上側ブランケットを外す
- 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、エアコン操作で室温を 3°C 下げる

3・2・4 結果 図 9 に最適・適応制御アルゴリズム、図 10 にモデル規範型ファジィ制御アルゴリズムでの経過を示す。両図とも人形脳温は目標脳温にほぼ重なっており、高精度に制御できたことを示している。

図 10 では循環水温が目標循環水温によく一致し、循環水温制御の良好さを表している。それに対し図 9 は、目標循環水温の変化に循環水温が追従しきれなかった様子を示している。制御誤差は、最適・適応制御で平均 0.042°C, 範囲 -0.313 ~ 0.175°C, モデル規範型ファジィ制御で平均 0.062°C, 範囲 -0.284 ~ 0.293°C であった。臨床で許容される脳温制御の誤差は、最大で ±0.1°C 程度 [5] といわれているので、両脳温制御は十分高精度であるといえる。

なお、循環水温を変化させるのに要した能率は、最適・適応制御で最大 1,459 W, 平均 347 W, モデル規範型ファジィ制御で最大 2,947 W, 平均 355 W であった。前節の①~③に対して、両制御ともに人形脳温はほとんど影響がなかった。このとき、目標水温変化に対して本装置が循環水温を十分に追従させなければ、制御誤差は拡大する。したがって、本実験結果は本装置の水温制御性能が良好であることを示す。

4. 考 察

現在、臨床で使用している水温調節装置には体温の自動制御機能を備えたものもある。しかしながら、この機能は制御劣化因子に対して十分に対応できず、実際の制御は困難といわれている。その理由として、制御アルゴリズムの

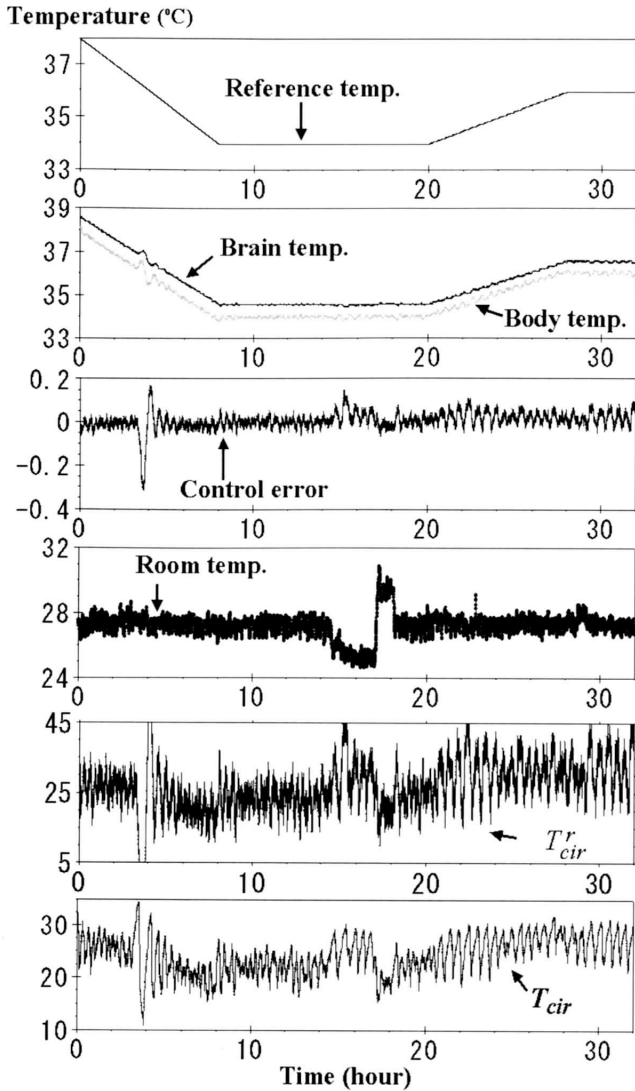


図9 最適・適応制御による脳温模擬制御の経過

Fig. 9 Whole experimental procedure for each temperature using optimal-adaptive control.

不備とともに、装置の能率が800 W程度と不足していることが挙げられる。それに対して開発した装置は能率を十分に備え、速やかで精密な水温制御のための機構とアルゴリズムを搭載している。また、目標循環水温の設定を自動で行うので、医療従事者が自ら設定操作を行う必要はない。本装置のように脳温自動制御の条件に基づいた水温自動制御装置は他に存在しない。

開発した装置は、図6に示したように、実際の制御でよく用いる水温帯域で、循環水温を1秒間に $\pm 0.1^\circ\text{C}$ 以上変化させることができる。この変化率も、現在臨床では未だ実現されていない。なお図6では、循環水温変化の過程で W_{cool} と W_{warm} が冷水・温水製造装置の最大能率を超過した。しかし実際に脳温を制御する際には、その超過は断続的なものであると推察できる。したがって、非混合時に冷水と温水が元の設定温度に回復できれば実用上の問題はない。このことには、冷水・温水製造装置の最大能率が2,300 W

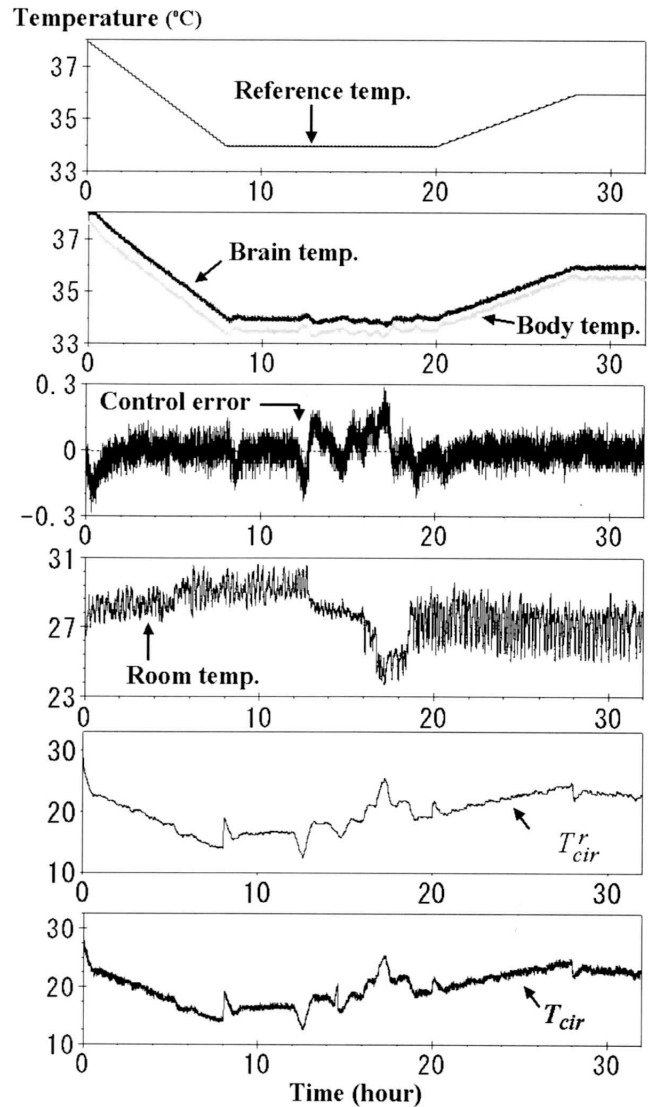


図10 モデル規範型ファジィ制御による脳温模擬制御の経過

Fig. 10 Whole experimental procedure for each temperature using fuzzy control.

を若干下回っても高精度に人形脳温が制御できたことが傍証になる。なおこのとき、冷水・温水製造装置のリザーブタンクはできる限り容量が大きいほど有利である。

ところで、生体を制御対象とするシステムとその構成装置の検証には、生体を対象とするゆえの困難がいくつかある。例えば生体を対象とする実験では、前述の倫理的な限界に加えて、システム動作の確認に不可欠な測定が十分行えるとは限らない。したがって、シミュレーションを始めとする種々の方法による実験結果から総合的に検証する必要がある。それゆえ、本論文では開発した装置の性能とそれをを用いた脳温制御システムの動作を総合的に論じるために脳温制御模擬実験を行った。

ここで念頭に置くべきことは、脳温制御を高精度に行うためには、図1に示す(a)~(e)を速やかかつ高精度に行う必要があることである。特に、本装置は脳温制御システムのサブシステムに位置し、図1の(d)と(e)を実行する

ものである。したがって、少なくとも装置が十分に機能しなければ高精度の脳温制御は達成できず、逆に高精度の脳温制御の達成は装置の良好な機能を示す。本実験では、製作した人形は平均的な成人より制御が困難であるにもかかわらず、速やかに循環水温を変化させながら人形脳温を高精度に制御することができた。また、小児は成人に比べて脳温が変化しやすいので、装置に求められる能率も少ない [6]。したがって本装置は、小児、成人を問わず良好に機能し、それに必要な能率と機構を十分に備えている。

なお本論文では、臨床での個体差、温熱特性の時間変化、および外乱を表現するために、人形と異なるゲインと時定数の特徴モデルに設定し、かつ 3・2・3 節の①～③を行った。それにもかかわらず高精度の制御が実現できたことは、本装置が特に平衡からの逸脱に対応するための能率を備え、臨床で応用可能なことを示す。

5. おわりに

脳温自動制御システムのための水温自動制御装置を開発し、製作した人形を対象とした脳温制御模擬実験からその性能と応用可能性を確認した。これにより、臨床での脳温自動制御の実現が期待できる。なお、用いた人形は臨床における各組織の代謝熱産生と血液循環流量とその変化、および温熱特性を生理学的に妥当に表現するものである。

現在、本学医学部付属病院倫理委員会の承認を得て、本装置を用いた脳温制御の臨床応用試験の準備を進めている。今後は、臨床試験からの検証を重ね、装置の一層の充実を図りたい。

謝辞 本研究の遂行にあたって、東京医科歯科大学脳神経機能外科学の大野喜久郎教授から多大な助言と協力をいただきました。ここに厚く感謝申し上げます。

文 献

- 野澤政代, 大野 勉: 新生児仮死の蘇生. 小児診療. **3** (19): 387-395, 2003.
- 浅井康文編: 特集—脳低温療法の現状と今後の展開—ICU とCCU. **27** (8): 723-770, 2003.
- 新井達潤: 脳蘇生と低体温療法. 真興交易医書出版部, 東京, 1997, pp. 1-124.
- 林 成之: 脳低温療法—重症脳障害患者の新しい集中治療法. 医学書院, 東京, 1995, pp. 29-65.
- 若松秀俊, 橋本智彦: 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.
- 若松秀俊, 陸 高華, 橋本智彦: 成人患者を対象とした脳温自動制御システムの条件. 脳死・脳蘇生. **17** (1): 139-145, 2005.
- Wakamatsu H, Wakatsuki T, Utsuki T: Model Reference Fuzzy Control System of Brain Temperature for Hypothermia Treatment. Proc 16th Int Fed Autom Ctrl, Fr-A03-TP/11 (Paper Code), 2005.
- 若槻琢也, 橋本智彦, 若松秀俊: 脳低温療法のためのフェジィ制御による脳温管理. 日本臨床生理学会雑誌. **35** (9): 269-

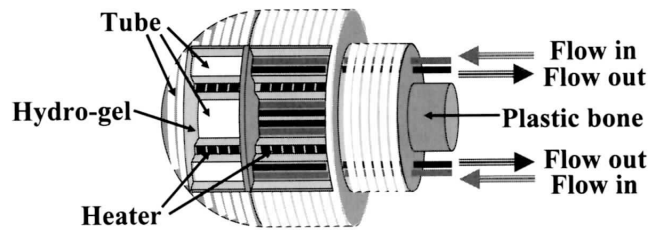
275, 2005.

- 若松秀俊, 陸 高華: 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.

付 録

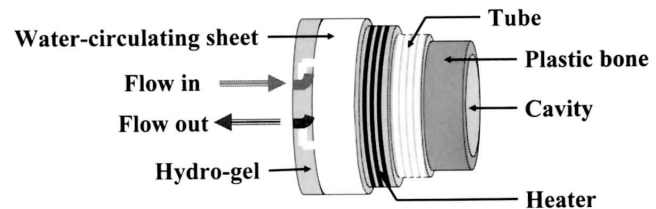
制御対象とした人形の各パーツの構造を、付図-1 から付図-4 に示す。なお、濃灰色線は動・静脈に対応するチューブ、白色は毛細血管に対応するチューブとパッド、黒線はヒーター、淡灰色は組織に対応する含水性ゲルを表す。

この人形は、生体と同様に、ヒーターが含水性ゲルを加熱するとチューブやパッドを循環する人形血液によってその熱を各組織に運ぶ。そのために、付図-5 のように水槽内の人形血液を全身に送出するポンプを用いる。したがって、このポンプと水槽は心臓に対応する。



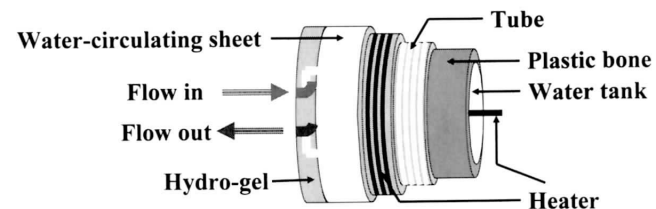
付図-1 人形頭部の内部構造

Fig. A. 1 Structure of head, face and neck of the mannequin.



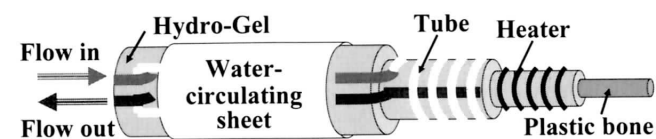
付図-2 人形胸部の内部構造

Fig. A. 2 Structure of thorax of the mannequin.



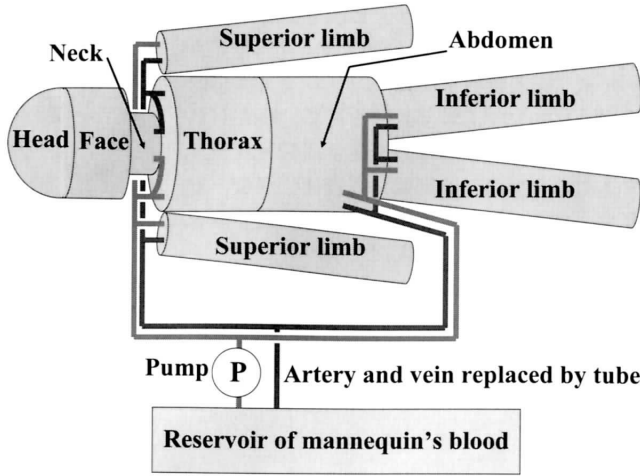
付図-3 人形腹部の内部構造

Fig. A. 3 Structure of abdomen of the mannequin.



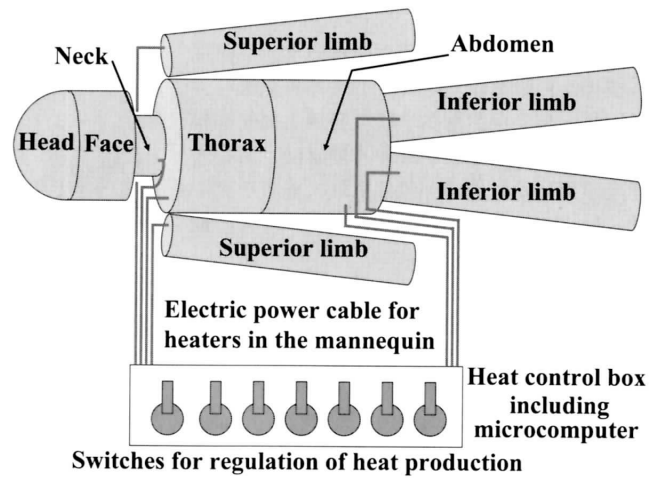
付図-4 人形四肢の内部構造

Fig. A. 4 Structure of limbs of the mannequin.



付図-5 人形血液の循環回路

Fig. A. 5 Circulation circuit of mannequin's blood.



付図-6 人形のヒーター発熱量調節機構

Fig. A. 6 Control mechanism of heat production in the mannequin.

付表-1 人形各組織の形状とパラメータ

Table A. 1 Form and parameters of each tissue in 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	-	104	200	0	39
	Skull	Hemisphere		101	830	0	0
	Brain	Hemisphere		86	1330	18.0	809
Face	Surface	Column	100	80	1220	0.4	64
	Spine	Column		50	790	0	0
Neck	Surface	Column	85	60	720	0.5	13
	Spine	Column		30	240	0	0
Thorax	Skin	Column	300	130	1,450	4.0	31
	Muscle	Column		124	8,840		223
	Heart & lung	Column		80	5,700	0	4,864 #
Abdomen	Skin	Column	550	130	6,920	6.5	62
	Muscle	Column		109	9,780		270
	Viscera	Column		80	10,820	50.0	2,797
Superior limbs	Surface	Column	800	45	4,330	3.5	49
	Core	Column		34	5,840		151
Inferior limbs	Surface	Column	850	60	7,570	4.5	65
	Core	Column		47	11,650		291
Whole body					78,230	87.4	4,864

各組織の形状、大きさ、ヒーターの発熱率と人形血液の循環流量を付表-1に示す。ヒーターの発熱率と人形血液の循環流量は平均的な成人の代謝産熱率と血液循環流量と同等であり、形状と大きさも数理モデルとしてこれまで用いられているものである[9]。

ヒーターの発熱率は、付図-6に示すように、制御ボックス内のマイクロプロセッサとスイッチによって組織ごとに調節できる。また人形血液の循環流量は、各臓器に配置したチューブクランプの調節により調節できる。このように

ヒーターの発熱率と人形血液の循環流量が調節可能なので、この人形は生体の代謝率と血液循環流の変化を表現することができる。

橋木 智彦 (ウツキ トモヒコ)

1996 年筑波大学医学専門学群退学。学位授与機構から学士号取得後、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、昭和大学薬学部非常勤講師。生体生理状態のモデル化、計測、推定・判断、自動制御の研究に従事。博士 (保健学)。

日本生体医工学会、計測自動制御学会、日本脳死・脳蘇生学会、日本脳低温療法学会、日本臨床生理学会等の会員。



若松 秀俊 (ワカマツ ヒデトシ)

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。生体生理状態の自動制御、遠隔通信医療・看護システム、切離・破壊の人工現実感の研究等に従事。工学博士 (東京大学)。

生体医工学会、計測自動制御学会、電子通信情報学会、臨床生理学会、日本健康科学学会等の会員。



若槻 琢也 (ワカツキ タクヤ)

2002 年室蘭工業大学工学部卒業。2004 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。生体生理状態の自動制御、特に脳温ファジィ制御の研究に従事。

電気学会、日本脳死・脳蘇生学会、日本脳低温療法学会、日本臨床生理学会の会員。

