

脳低温療法における最適・適応制御とファジィ制御の比較

○ 檜木智彦, 若槻琢也, 若松秀俊

東京医科歯科大学大学院保健衛生学研究所

Comparison of fuzzy and optimal-adaptive control systems for brain hypothermia treatment

Tomohiko UTSUKI, Takuya WAKATSUKI, Hidetoshi WAKAMATSU

Graduate School of Health Sciences, Tokyo Medical and Dental University

1. はじめに

近年, 脳低温療法によって従来救命不可能といわれるような重症脳損傷患者がほとんど後遺症もなく回復する例が報告されている¹⁻³⁾. しかしそのためには, 何十にもわたる生理項目の管理を頻回に行う必要がある¹⁻³⁾. 特に脳温管理では, 約 20 分ごとに医療従事者が脳温を測定し, 患者を包んでいる冷却用ブランケットの冷却水温を決定し, 冷却水循環装置を手動で操作しているのが一般的な状況である¹⁻³⁾. そこで, 脳温の自動制御が実現すれば, 正確な脳温管理に加え, 医療従事者の負担や医療コストが軽減し, 脳低温療法の普及が促進されると考えられる.

脳温制御では, 生体という制御対象ゆえに, 外部の環境変化に加え, 患者自身の特性変化と個性による影響を考える必要がある. そのため, これまで本研究者らは最適制御と適応制御を組み合わせた最適・適応脳温自動制御について検討してきた^{4,5)}. 一方, 上記の影響を考慮可能な制御法の一つとしてファジィ制御も挙げられる. 本稿では, 最適・適応制御による脳温制御とファジィ制御による脳温制御の比較・検討を行う.

2. 制御システムの概要

最適・適応制御による脳温制御システム^{4,5)}は, Fig.1 の 2 自由度制御系において, コントローラー 1 に最適レギュレータ, コントローラー 2 に適応システムを用いたものである. これに含まれる特徴モデルは, 臨床経験や実験結果から得られた冷却水温変化と脳温変化の間の特性であり, 成人ではゲインが約 0.9, 時定数が約 3 時間の 1 次遅れで表現できる^{4,5)}.

この 2 自由度制御では, まずコントロールループ 1 で特徴モデル上の脳温 T_{brain}^{char} を目標脳温 T_{ref} に追従させ, そのときの冷却水温 T_{water}^{char} を計算する. そして, コントロールループ 2 において外部環境変化, 患者の特性変化, 及び個性に応じて T_{water}^{char} に微調整を加えて実際の冷却水温 T_{water} を求め, 患者の脳温 T_{brain} を T_{brain}^{char} に追従させる. これにより, 制御の安定性と制御系設計の容易になり, 制御に必要なエネルギーの軽減が期待できる.

一方, Fig.1 において両コントローラーをファジィシステムで実現するとファジィ制御システムになる. この制御システムの場合, 両コントロールループの機能は最適・適応制御と同様であるが, コントローラー 2 のシステムが最適・適応制御では外部環境変化や患者の特性変化に適応して変化するに対して変化しないという違いがある.

3. 実験結果と両制御法の比較

患者の代わりに循環動態と代謝産熱の変化を模擬できる樹脂人形を用い, その頭部温度を脳温に見立てて, 32 時間にわたって上述の最適・適応制御と

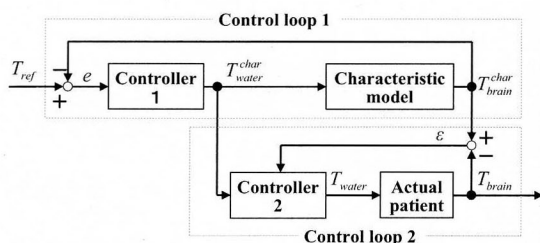


Fig.1 2 Degree of freedom control system of brain temperature referring characteristic model

ファジィ制御を, それぞれ同じ装置と実験スケジュールで行った⁵⁾. このとき, 目標脳温には実際と同様の管理スケジュールを与え, 室温変化, 循環動態変化, 代謝産熱変化などの制御への影響も観察した.

目標脳温に対する脳温誤差は, 最適・適応制御で最大 1.07°C, 最小 -0.395°C, 平均 ±0.17°C, ファジィ制御で最大 2.63°C, 最小 -1.08°C, 平均 ±0.17°C であった. また冷却水温 T_{water} を実現するために求められる水温変化は, 最適・適応制御で最大 0.42°C/sec, 最小 -0.83°C/sec, 平均 ±0.20°C/sec, ファジィ制御で最大 0.09°C/sec, 最小 -0.10°C/sec, 平均 ±0.03°C/sec であった. この水温変化に必要な加熱・冷却能力は, 最適・適応制御で最大 10502W, 平均 2585W, ファジィ制御で最大 1311W, 平均 294W と計算できる.

以上から, 最適・適応制御は純数学的に設計でき, 特に外部環境変化, 患者の特性変化, 及び個性が問題となるとき, ファジィ制御に比べて制御精度が高いと考えられるが, 冷却水温の変化に要するエネルギーが多く, 患者の負担が大きいのといえる.

逆にファジィ制御は, 制御系の設計に臨床での経験や生理学的知識に基づいた予想なども考慮されて一般に理解しやすい反面, 想定外の外部環境変化や患者の特性変化には対応しきれない場合もありうる. しかし, 最適・適応制御に比べて制御に必要なエネルギーは少なく, 患者の負担は少ないといえる.

4. 文献

- 1) 浅井康文編: 特集-脳低温療法の現状と今後の展開- ICU と CCU 2003, 27(8): 723-770
- 2) 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
- 3) 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 1-105
- 4) 若松秀俊, 陸高華: 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 2003, 15(1): 25-33
- 5) 若松秀俊, 檜木智彦: 脳低温療法のための自動制御システムとその性能. 日本臨床生理学雑誌 2004, 34(4): 229-238