

[研究助成 (A)]

センシングと物理・生理統合計算のデータ同化による
熱中症リスク管理Risk management of heat-related illness based on computation with data assimilation
of sensing and thermophysiology

2201021



研究代表者

名古屋工業大学 教授 平田 晃正
先端医用物理・情報工学研究センター

[研究の目的]

個々人に対するヘルスケアに関心が高まり、スマートウォッチに代表されるウェアラブルセンシングが市民の間でも認知されるようになった。一方で、個々人を対象とするデータ活用は主に健康増進のためのものに留まっており、病態との関連付けは発展途中にある。病態の中でも熱中症は、比較的短時間で症状に至り、かつ救急搬送者が年間五万人以上で推移している。特に、労働現場での熱中症は、個々の労働環境、日々の天候、また個々の健康状態にも依存し、対応が多種多様であるが、適切な休憩時間や水分補給といった個々の対応によって大幅なリスク低減ができる側面もある。

本研究グループでは、これまで解剖学的人体数値モデルを用いた大規模複合物理・生理応答統合計算技術を開発し、様々な体温変化や水分損失を推定し、水分摂取目安を提供するためのデータ取得に成功してきた。但し、その計算にはスーパーコンピュータを用いる必要があり、既存のPCではリアルタイム性が確保できない。一方、ウェアラブルセンシングと連動させるためには、PCを利用してリアルタイムでこれらを計算する必要があり、大幅な計算コストの削減が必須である。

そこで本研究では、簡易人体モデルを用いた新たな近似体温推定計算手法を確立し、計算コ

ストの大幅な削減、高速化を図る。さらに、ウェアラブルセンシングデータを入力値とし、データ同化を行うことで高精度化し、個々人を対象とした熱中症リスク予測システムを開発、熱中症患者数ゼロ社会実現に貢献することを目指す。

[研究の内容、成果]

本研究では、ウェアラブルデバイスを用いた簡易温度上昇推定手法の開発、データ同化による発汗率のパーソナライズ手法を検討する。また、実際の使用環境に近い屋外での運動実験を行い、提案手法の有効性を確認する。

1. フィールド実験

開発簡易手法モデルの実使用環境を想定し、屋外でのフィールド実験を行った。被験者は健康で標準的な体格の男性4名(22±1歳、身長167.7±2.6 cm、体重56.7±8.7 kg)とした。被験者は、半袖シャツ、長ズボン、靴下、靴を着衣し、5分間の座位安静後、速度120 m/minで600 m ジョギングと2分のインターバルを4セット繰り返し、終了後に5分間の座位安静を保った。実験中は、ウェアラブルデバイス(hitoe, NTT製)により、心拍数、衣服内温湿度を測定した。また、直腸温度(LT-2N, Gram社製)、外気の温湿度(EL-21CFR, Lascar社

製)を測定した。

2. 簡易温度上昇推定手法の開発

本研究では、人体詳細モデルを用いた大規模複合物理・生理応答統合計算技術を基盤とし、PCに実装可能な簡易温度上昇推定手法を開発した。以下に、人体詳細モデルを用いた大規模温度推定手法の概要を簡単に示す。

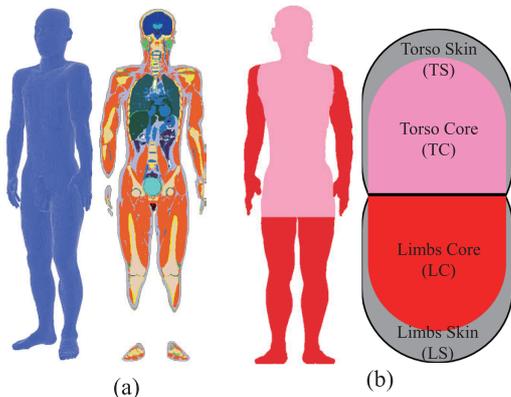
2-1. 人体詳細モデルによる温度推定手法

人体詳細モデルには、情報通信研究機構で開発された日本人成人男性モデルを用いた[1]。51種類の組織から構成されており、2mmの分解能を有す(図1a)。温度解析には、式(1)の生体熱輸送方程式[2]を用い、外気と接する組織には式(2)の境界条件を適用した。

$$C(\mathbf{r})\rho(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r},t)}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r})\nabla T(\mathbf{r},t)) \quad (1)$$

$$+ M(\mathbf{r},t) - B(\mathbf{r},t)(T(\mathbf{r},t) - T_{B,m}(t)) - K(r)\frac{\partial T(\mathbf{r},t)}{\partial n} = H(t) \cdot (T(\mathbf{r},t) - T_a) + EV(\mathbf{r},t), \quad (2)$$

ここで、 C は組織の比熱、 ρ は密度、 T は各組織の温度、 K は熱伝導率、 M は代謝熱、 B は血流定数、 $T_{B,m}$ は各部位における血液温度、 EV は発汗などによる蒸発熱、 H は外気と皮膚間の熱伝達率を示す。発汗、血流変化などの温熱生理応答を考慮し、各ボクセルの温度変化を



(a) 解剖学的数値人体モデル、(b) 二部位二層モデル

図1 簡易人体モデルの概念図

逐次計算する。詳細な説明については、文献[3]の通りである。

2-2. 簡易温度上昇推定手法

簡易温度上昇推定には、図1の詳細人体モデルを胴・頭部と四肢の2部位とみなし、体組織の代わりに皮膚と深部層の2層とした(図1b)。式(1)、(2)を二部位二層モデルに適用すると、以下ようになる。

$$T_{TS,m} = T_{TS,m-1} \{ hx_{sc} \cdot (T_{TC,m-1} - T_{TS,m-1}) + M_{TS} + \int_S H \cdot (T_a - T_{TS,m-1}) dS - EV(t) \} \cdot \Delta t / W_{TS} C_{TS}, \quad (3)$$

$$T_{TC,m} = T_{TC,m-1} \{ hx_{sc} \cdot (T_{TS,m-1} - T_{TC,m-1}) + hx_{TL} (T_{LC,m-1} - T_{TC,m-1}) + M_{TC} + EX_{TC} \} \cdot \Delta t / W_{TC} C_{TC}, \quad (4)$$

$$T_{LS,m} = T_{LS,m-1} \{ hx_{sc} \cdot (T_{LC,m-1} - T_{LS,m-1}) + M_{US} + \int_S H \cdot (T_a - T_{LS,m-1}) dS - EV(t) \} \cdot \Delta t / W_{LS} C_{LS}, \quad (5)$$

$$T_{LC,m} = T_{LC,m-1} \{ hx_{sc} \cdot (T_{LS,m-1} - T_{LC,m-1}) + hx_{TL} (T_{TC,m-1} - T_{LC,m-1}) + M_{LC} + EX_{LC} \} \cdot \Delta t / W_{LC} C_{LC}, \quad (6)$$

ここで、 $W[\text{kg}]$ は各部位の質量、 $S[\text{m}^2]$ は体表面積、 $Ex[\text{W}]$ は運動による発熱である。なお、体表面積は、被験者の身長・体重からDu Boisの式[4]により、基礎代謝は文献[5]より算出した。また、外気はウェアラブルデバイスで測定した衣服内温度を入力値とした。

運動による熱量 Ex については以下のように定義される。

$$Ex(t) = 1.22 MET_s(t) \cdot W, \quad (7)$$

ここで、 $1.22 \text{ W/MET}_s/\text{kg}$ は単位変換のための係数である。全身での熱量を算出し、数値人体モデルの体積比をもとに各部位に分配した。運動強度 MET_s は以下のように定義される[6]。

$$MET_s(t) = VO_2(t)/3.5, \quad (8)$$

また、心拍数と酸素摂取量は $METS$ が 1 以上の場合、線形の関係にあるため、以下の式を用いて推定できる [7]。

$$METS(t) = 0.085(HR(t) - HR_{rest}) + 1, \quad (9)$$

ここで、 HR [bpm] は心拍数、 HR_{rest} [bpm] は安静時心拍数であり、心拍数はウェアラブルデバイスで測定した各被験者の心拍数を入力した。なお、 $METS$ は直近 1 分平均値とし、1 以下となる場合は $METS = 1$ と補正した。

各層間の熱交換係数 hx [W/°C] は、皮膚層と深部層の温度上昇および運動強度によって変化するよう、以下のように定義した。

$$hx_{SC} = hx_0 + hx_1^{\Delta T_{core} + \Delta T_{skin}/a + (METS-1)/b}, \quad (10)$$

$$hx_{CC} = hx_2 + hx_3^{\Delta T_{core} + \Delta T_{skin}/a + (METS-1)/b}, \quad (11)$$

ΔT_{skin} , ΔT_{core} は、皮膚、深部層における温度上昇の各部位の加重平均値、 $METS$ は運動強度である。係数 hx_0 [W/°C], hx_1 [W/°C], hx_2 [W/°C], hx_3 [W/°C], a , b は NICT 開発の解剖学的日本人成人男性モデル [1] を用いた従来の大規模解析 [3] と比較することにより最小二乗的に決定した。決定したパラメータを表 1 に示す。

表 1 熱交換係数の各パラメータ

hx_0	hx_1	hx_2	hx_3	a	b
31.2	2.2	18.0	2.9	4.3	3.4

次に、発汗機能のモデル化について示す。蒸発熱 EV [W/m²] は、文献 [8] に倣って、

$$\begin{aligned} EV(\mathbf{r}, t) &= \min\{SW(t) \cdot 40.6, EV_{max}\}, \\ EV_{max} &= 2.2 \cdot h_c \cdot f_{pcl}(P_s - f_{pcl} \cdot \varphi_\varepsilon \cdot P_A), \\ h_c &= 3.0\sqrt{10v}, \end{aligned} \quad (12)$$

で与えた。 SW は発汗率、 40.6 W·min/g は単位変換のための係数、 EV_{max} は任意の環境下における単位面積あたりの蒸発熱の上限であり式 (8) で与える。

発汗率 SW は文献 [8] に倣って、

$$\begin{aligned} SW(\mathbf{r}, t) &= \chi(\mathbf{r}) \{ \alpha_{11} \tanh(\beta_{11} \Delta T_s - \beta_{10}) + \alpha_{10} \} \Delta T_s \\ &\quad + \{ \alpha_{21} \tanh(\beta_{21} \Delta T_c - \beta_{20}) \\ &\quad + \alpha_{20} \} \Delta T_c + PI, \end{aligned} \quad (13)$$

で与えた。 $\chi(\mathbf{r})$ は部位に依存する発汗率であり、全身の総発汗量を数値人体モデルでの発汗分布 [3] をもとに各部位に分布させた。 PI [g/min] は不感蒸泄であり、 0.71 g/min とした。係数 α および β については、文献 [9] に倣って定義した。

3. データ同化による発汗率パーソナライズ

個々人のばらつきが大きいものとして、発汗のしやすさが挙げられる。そこで、データ同化によって発汗率のパーソナライズを検討した¹⁾。データ同化は、推定深部温度と直腸温度を比較し、式 (10) の α , β の値を変更することで、発汗率のパーソナライズを行った。 α , β の範囲は、文献 [9] の High から Low の範囲とし、これを線形補完した 200 段階とした (データ同化 1)。また、文献による発汗率は一定時間の平均値であり、瞬間的な発汗率の変化幅はさらに広くなることが予想されるため、発汗率がさらに低くなる場合まで拡張した範囲でも同様に検討した (データ同化 2)。設定した係数による発汗率の範囲のイメージを図 2 に示す。

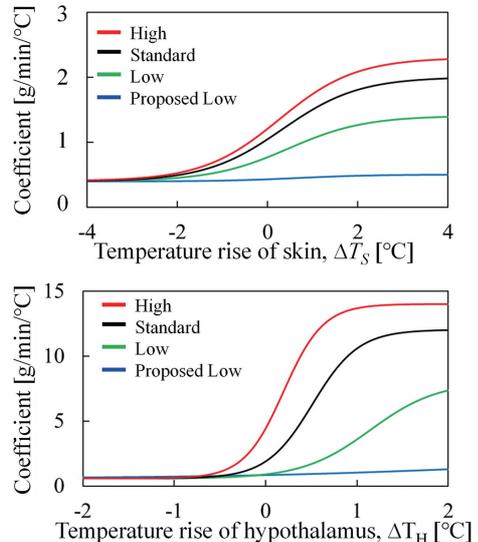


図 2 各係数における発汗量の変化

4. 実験における測定体温と推定体温の比較

簡易温度上昇推定手法を用いて、運動実験における各被験者の深部体温変化を推定し、測定した直腸温と比較する²⁾。入力値は、身長、体重、心拍数、衣服内（皮膚近傍）温湿度、直腸温度とし、相対湿度は100%を上限とした。図3に、運動実験における深部体温変化の測定値と推定値を示す。また、比較として、データ同化を行わない場合の推定結果も合わせて示す。図3より、データ同化により運動による体温上昇への遅れが改善されている。また、発汗率の範囲を拡張した結果でさらに改善されることが確認できる。これは、データ同化により、個々

人の発汗の遅れの違いを考慮できたことによる。また、被験者4名の平均二乗誤差はデータ同化を行わない場合で0.20℃、データ同化を行った場合では、データ同化1では0.15℃、データ同化2では0.07℃となった。以上より、発汗率のパーソナライズによって推定精度が向上できる可能性が示された。また、発汗率の範囲を、拡張することで、さらなる推定精度の向上が期待できる可能性があることも確認された。これは、発汗率の個人差だけでなく、服や衣服などの要素を汗として表現している可能性も考えられる。

[今後の研究の方向、課題]

本研究では、ウェアラブルセンシングと連動した簡易体温推定手法を提案、データ同化による発汗率のパーソナライズによる推定精度向上と、フィールド実験による提案手法の有効性を検討した。運動実験中の深部体温変化を、誤差0.1℃以下で推定可能となり、データ同化によって、推定精度を向上できる可能性が示唆された。しかしながら、現在のデータ同化には直腸温を用いているため、今後、ウェアラブルデバイスへの他センサの組込や他のパラメータのデータ同化併用、衣服の考慮などによってさらなる精度の向上が期待できる。

今後は、より多くの被験者、様々な状況を想定した実地試験、実際の労働環境での実験などを行うことでさらにデータを蓄積、推定手法を高精度化し、社会実装を実現する。

[参考文献]

- [1] T. Nagaoka, *et al.*, *Phys. Med. Biol.*, vol. 49, no. 1, pp. 1-15, 2004.
- [2] H. Pennes, *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, no. 2, pp. 93-122, 1948.
- [3] K. Kojima, *et al.*, *IEEE Access*, vol. 6, pp. 3774-3785, 2018.
- [4] D. Du Bois, *et al.*, *Arch. Intern. Med.*, vol. 17, pp. 863-871, 1916.
- [5] J.R. Wicks, *et al.*, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43,

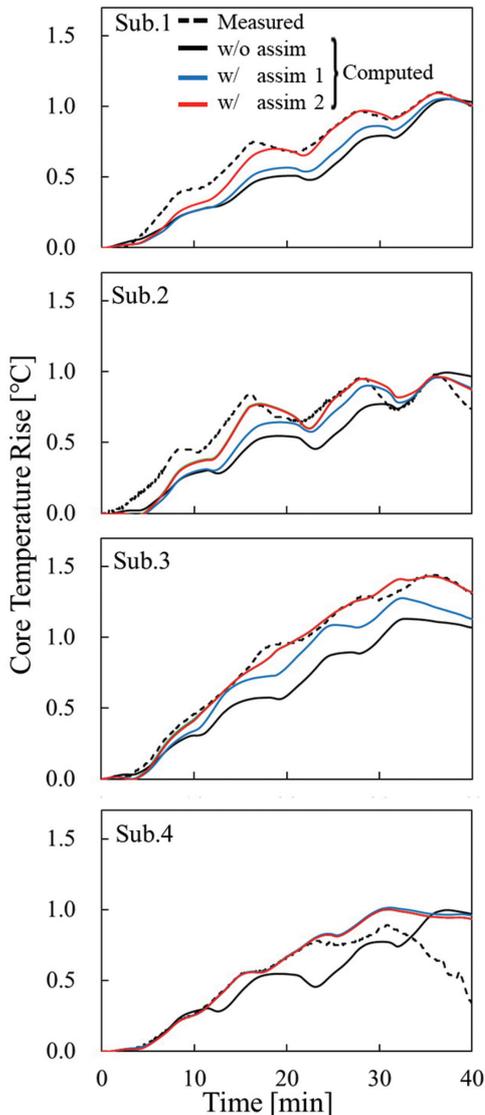


図3 運動実験における深部温度上昇

- no. 10, pp. 2005-2012, 2011.
- [6] A. E. Black, *et al.*, *Eur. J. Clin. Nutr.*, vol. 50, no. 2, pp. 72-92, 1996.
- [7] J. R. Wicks, *et al.*, *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 43, no. 10, pp. 2005-2012, 2011.
- [8] D. Fiala, *et al.*, *Int. J. Biometeorol.*, vol. 45, no. 3, pp. 143-159, 2001.
- [9] A. Hirata, *et al.*, *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 18, pp. 5223-5238, 2008.

[成果の発表, 論文等]

- 1) 上松涼太, 平田晃正, “データ同化による簡易体温推定手法のパーソナライゼーション,” 電子情報通信学会 総合大会, 2021年3月.
- 2) A. Hiarata, T. Miyazawa, R. Uematsu, et al., “Estimation of core temperature from heat rate and ambient conditions using two-layer two-compartment model,” (submitted)