

ウェアラブルセンサと生体温熱モデルを用いた暑熱環境下での深部体温推定の一手法

濱谷 尚志^{1,a)} 内山 彰¹ 東野 輝夫¹

受付日 2014年12月25日, 採録日 2015年7月1日

概要: 近年, 緊急搬送される熱中症患者が急増するなど, 熱中症の予防や早期検知が社会的に大きな課題になっている. 熱中症は身体深部の体温 (深部体温) の上昇によって起こり, 脱水・貧血・内臓の高温化などの症状が引き起こされるが, 深部体温の測定には直腸温度や鼓膜温度など活動中に測定が困難な部位での体温測定が必要である. 本研究では腕時計型センサなどでリアルタイム計測可能な心拍数と皮膚温度をもとに, 身体の熱移動をモデル化した Gagge の生体温熱モデルに基づき, 深部体温の時間的な変動を高精度に推定する手法を提案する. 生体温熱モデルには, 発汗量や血流量など個人差や体調による差異が大きいパラメータが複数存在する. 提案手法ではユーザに適したパラメータを特定するため, これらのパラメータ値を網羅的に生成し, 各パラメータ値の組合せに対する皮膚温度や深部体温の推定値を計算する. 網羅的に計算した皮膚温度の推定値のうち, リアルタイムに計測している皮膚温度の時間変化に最も近いパラメータ値の組を特定し, それらのパラメータ値の組に対する深部体温の時間的な変化を推定深部体温とする. 実際に暑熱環境下で7人の歩行データを合計 52 時間分収集して性能評価を行い, 平均絶対誤差 0.23°C で深部体温を推定できることを確認した.

キーワード: 熱中症, 深部体温, 生体センシング, 生体温熱モデル, ウェアラブルセンサ, リアルタイムキャリブレーション

Estimating Core Body Temperature Under Hot Environment Based on Human Thermal Model Using Wearable Sensors

TAKASHI HAMATANI^{1,a)} AKIRA UCHIYAMA¹ TERUO HIGASHINO¹

Received: December 25, 2014, Accepted: July 1, 2015

Abstract: Monitoring core body temperature is important to prevent heat stroke. Core temperature is often measured as rectal or tympanic temperature which is difficult to monitor during activities. In this paper, we propose a method to estimate core temperature based on the two-node human thermal model by using wearable sensors. For accurate estimation of body core temperature, the optimal set of parameter values representing individual thermoregulation function and physical condition is decided by comparing sensor measurements and simulation results based on the two-node model. The real experiments with 7 subjects have revealed that the proposed method can achieve 0.23°C error in core temperature estimation for 60 minute walking.

Keywords: healthcare, heat stroke, human thermal model, wearable sensors, real-time calibration

1. はじめに

近年, 夏季のスポーツにおける熱中症や, 高齢者の室内

における熱中症の発生が問題となっている. 熱中症は運動や暑熱環境によって身体深部の体温 (深部体温) が上昇することで発生するため, 予防のためには鼓膜や直腸などの深部に近い部位の体温を測定する必要がある. しかし, 運動中にこれらの部位の継続的な体温測定は困難であり, 現状では湿球黒球温度 (WBGT) など気温や湿度をもとにし

¹ 大阪大学大学院情報科学研究科
Graduate School of Information Science & Technology,
Osaka University, Suita, Osaka 565-0871, Japan

^{a)} h-takashi@ist.osaka-u.ac.jp

た熱中症の危険度予報にとどまっている。

深部体温の上昇の原因となる外気との熱交換や運動による熱産生は熱力学的に説明可能であり、気温や湿度などの環境条件をもとに、身体全体の熱収支を定式化することで、深部体温や皮膚温度を計算するための生体温熱モデルが多数存在する [1], [2], [3]。これらの生体温熱モデルでは、年齢、性別、身長、体重などの基礎データをもとに基礎代謝が計算され、運動負荷をもとに運動代謝が計算される。代謝で産生された熱量は、呼吸や発汗などによって体外へ放出される。残りの熱量は体温の上昇に使われる。一般に、体温上昇による発汗量や血流量の増加の割合には個人差があるほか、その日の体調や暑熱環境に対する慣れにも影響を受ける。モデルにおいて、こういった個人差に関連するパラメータ（個人差パラメータ）を高精度に調整するための取り組みが行われているが [4]、体表の複数部位や直腸、鼓膜などにプローブを装着しなければならなかったり、環境条件を一定条件に調整可能な大がかりな実験室が必要であったりする。

本研究では、様々な生体温熱モデルの中でも計算量が少ない Gagge の 2 ノードモデル [1] をもとに、活動中でも常時測定可能な心拍数や皮膚温度などの生体情報と環境情報を用いてリアルタイムに個人差パラメータの特定を行うことで、ユーザに負担をかけずに高精度に深部体温を推定する手法を提案する。提案手法では、個人差パラメータの標準値の最大 $\pm 70\%$ (10% 刻み) の値を網羅的に生成することで合計 3,200 通りの個人差パラメータ値の組を生成し、それらに対して運動中の心拍数の変化や気温、湿度などの環境情報をもとに身体全体の熱収支や皮膚温度、深部体温を計算し、心拍数と同時に計測している皮膚温度の時間変化に最も近い個人差パラメータ値の組を特定し、それらの個人差パラメータ値の組に対する深部体温の時間的な変化を推定深部体温とする。この手法を用いることで、運動中のように直腸温度や鼓膜温度を測定できないような環境においても、腕時計型センサなどで容易に測定可能な心拍数と皮膚温度の計測値を用いて個人差パラメータを高精度に調整でき、それをもとに深部体温の推定が可能になる。

実際に暑熱環境下で被験者 7 人の歩行データを合計 52 時間分収集し、性能評価を行った。その結果、平均絶対誤差 0.23°C で深部体温を推定できることが分かった。

2. 関連研究

2.1 生体温熱モデルによる人体熱移動のモデル化

人体の体温変化を評価する目的で、人体の熱産生、および体外への放熱をモデル化し体温の変化をシミュレートする方法がこれまでにいくつか提案されている [1], [2], [3]。これらの生体温熱モデルでは人体を部位ごとに分割し各層において、隣接する層への熱勾配による熱移動、筋肉の代謝による熱産生、血液との熱交換、および外界との熱移動

を定式化することにより、部位ごとの温度を算出する。発汗量の計算は体温の基準値との偏差に基づいて行われる。

Gagge の 2 ノードモデル [1] は、人体を深部層と皮膚層の 2 層からなる球体と見なすモデルであり、発汗、震え、血流量の増減などの体温調節機構による温度変化は基準温度と体温の偏差によって定められる。Stolwijk が提案した 25 ノードモデル [2] では、2 ノードモデルよりもさらに詳細に人体を分割し、左/右腕、左/右脚、胴体、頭の 6 か所で深部・筋肉・脂肪・皮膚の 4 層を考慮し、さらに血流を加えて合計 25 部位で熱計算を行う。Tanabe らの 65 分割体温調節モデル [3] では、さらに詳細に人体を分割することでより詳細な部位ごとの体温変化や発汗をシミュレートすることが可能である。分割数の多いモデルはより高精度な生体反応の再現が可能であるが、入力すべき情報が多く、より多くのセンサが必要である。

文献 [5] では自転車運動に対して生体温熱モデルを適用し、運動量に対する体温変化を算出している。自転車運動の場合は運動が一定であることから熱発生効率のばらつきが少なく、約 23% であることが知られているため生体温熱モデルの適用が比較的容易である。しかし、様々な動きをとまなう運動の場合には、熱発生効率などのパラメータや運動負荷は動的に変化すると考えられ、正確な深部体温の推定にはセンサで得られる観測データに基づいて推定精度を高める必要がある。

また、文献 [4] では、Gagge の 2 ノードモデル [1] において発汗や血流量に関連する 6 つの係数のすべての組合せに対し、計算した深部体温と実測の深部体温との差が最も小さくなるパラメータを用いることで個人差を考慮したパラメータを特定し、モデルの予想値がより実測に近づくことを示している。しかし、個人差を考慮したパラメータを特定するために、実験室で温度を変えながら 120 分間の直腸温度の測定を行う必要があり、ユーザの負担が大きい。

2.2 深部体温の計測方法

深部体温を反映する体温として、直腸温度、鼓膜温度、食道温度など身体の深部に近い部分の温度が用いられている [6]。しかし、これらの部位の温度を計測するためには体内深くまでプローブを挿入する必要があり、運動中に計測を行うことは危険である。近年では鼓膜に向けて赤外線を放射することで直接鼓膜に触れることなく鼓膜温度を計測可能な機器 [7] も開発されているが、プローブを耳に挿入する必要があるため、依然として動きの激しい運動においての利用は困難である。

安静時では腋窩温度が体温の参考値としてよく用いられるが、腋窩温度は鼓膜温度や直腸温度よりも低く、また外気に触れさせないために腋を閉じた状態で測定する必要がある。したがって運動中に腋窩温度を計測することは難しい。運動中でも測定可能な部位としては額の温度があげら

れる。しかし、屋外では日射の影響を受け、実際の深部体温よりも高い値を示す場合も報告されているため [8]、必ずしも深部体温を適切に反映しているとはいえない。

3. 提案手法

3.1 概要

提案手法ではユーザが皮膚温度ならびに心拍数を測定可能な生体センサを装着し、暑熱環境下で活動している状況を想定する。近年では Basis [9] のように皮膚温度・心拍数を同時に計測可能な腕時計型センサが発売されている。また、ユーザの活動環境に設置された環境センサにより、温度、湿度、日射量が取得できるものとする。以上のセンサにより取得された情報は、携帯電話網などを通じてサーバに集約される。

サーバでは 2 ノードモデルに基づきユーザの身体の熱移動シミュレーションを行い、深部体温を推定する。2 ノードモデルの詳細は 4 章で述べる。2 ノードモデルには個人差を表す 4 つのパラメータ（個人差パラメータ）が存在しており、深部体温を高精度に推定するためには、これらの個人差パラメータを適切に設定する必要がある。提案手法では、熱移動シミュレーションにより計算された皮膚温度と実測の皮膚温度との二乗誤差を最小化することで、最適な個人差パラメータを特定する。

3.2 2 ノードモデルにおける熱移動計算式の概要

Gagge の 2 ノードモデル [1] は図 1 のように人体を深部層（Core Layer）と皮膚層（Skin Layer）の 2 層からなる球体と見なし、これらの層と外部環境との間で移動する熱量を計算する。2 ノードモデルは人体の分割数が少ない単純なモデルであるが、文献 [4] において 2 ノードモデルの個人差パラメータを適切に設定することで、実際の生体反応を高精度に再現可能であることが示されている。このため、提案手法では 2 ノードモデルを基に深部体温推定を行

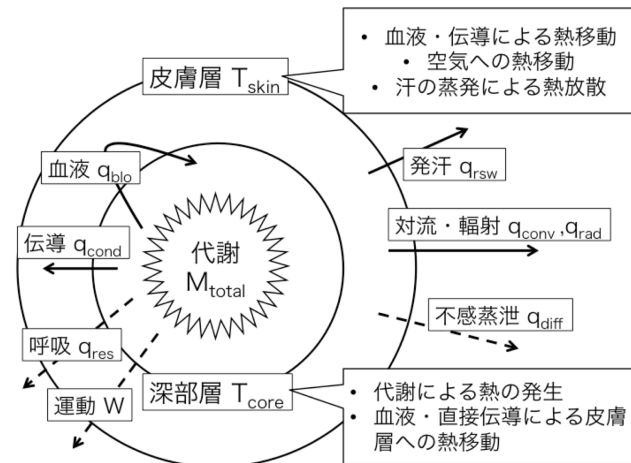


図 1 2 ノードモデル

Fig. 1 Two-node model overview.

う。ただし、通常の 2 ノードモデルは屋内における利用を想定しており、日射による皮膚温度の上昇が式に組み込まれていない。そこで提案手法では、生体温熱モデルにおいて日射の影響を考慮する取り組み [10]、および人体が受ける熱についての既存研究 [11] に基づき、2 ノードモデルに日射の影響を組み込んでいる。

3.3 提案手法の入力

表 1 に示すように、提案手法の入力には大別して、(1) 事前情報、(2) 環境センサ値、(3) 生体センサ値の 3 種類が存在する。事前情報とは、身長、体重などの身体的特徴、衣服の熱抵抗、運動の種類、安静時の心拍数、および初期の深部体温・皮膚温度である。身体的特徴に基づき基礎代謝量、深部層・皮膚層の質量、血流量が決定される。また、皮膚から空気に移動する熱は衣服の熱抵抗に依存する。運動の種類は筋肉から発生する熱量のうち、外力に変換される率（仕事率）を決定するために用いる。代表的な運動における仕事率は文献 [12] で示されており、提案手法ではこれらの値を用いる。また、2 ノードモデルでは単位時間ごとの温度変化量を計算するため、絶対温度を推定するには初期深部体温が必要となる。このため、運動開始前に安静時の鼓膜温度を測定することで初期深部体温を与えるものとする。初期皮膚温度は、生体センサの活動開始時の値を用いる。安静時心拍数は生体センサ値で得られた心拍数と組み合わせて、運動強度に応じた代謝量（運動代謝量）を算出するために用いる。環境センサ値は温度、湿度、日射量であり、一般に入手可能なセンサを用いて取得可能である。生体センサにより得られた皮膚温度は個人差パラメータの特定のための基準として利用する。

3.4 個人差パラメータの特定と深部体温の推定

4.3 節で述べる 4 つの個人差パラメータそれぞれの値の組合せ θ_i を特定すれば、シミュレーションにより θ_i に対応する皮膚温度、深部体温のそれぞれの時系列

$$T_{skin}^t(\theta_i) = \{T_{skin}^0(\theta_i), T_{skin}^1(\theta_i), \dots, T_{skin}^t(\theta_i)\},$$

$$T_{core}^t(\theta_i) = \{T_{core}^0(\theta_i), T_{core}^1(\theta_i), \dots, T_{core}^t(\theta_i)\},$$

が得られる。このとき、シミュレーションへの入力として 3.3 節で述べた事前情報ならびに推定開始時刻 0 から時刻 t までに得られた単位時間ごとの環境・生体センサ値が与

表 1 提案手法の入力

Table 1 Input of proposed method.

事前情報	身体的特徴（身長、体重、年齢、性別）、衣服の熱抵抗、運動の種類（歩行、ジョギング、自転車など）、安静時心拍数、初期深部体温、初期皮膚温度
環境センサ値	環境温度、環境湿度、環境日射量
生体センサ値	心拍数、皮膚温度

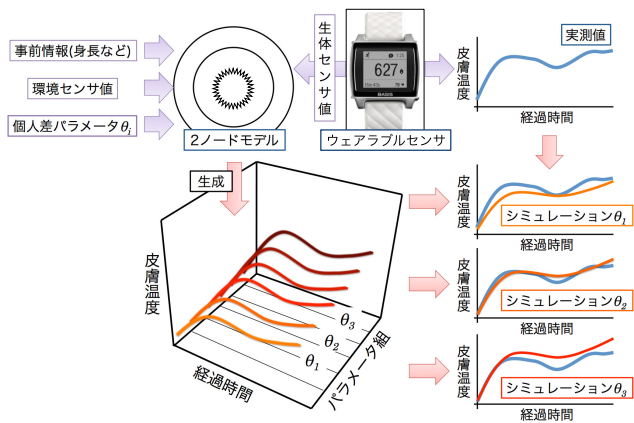


図 2 皮膚温度の網羅的シミュレーション

Fig. 2 Exhaustive simulation.

えられる。なお、 $T_{skin}^t(\theta_i)$ 、 $T_{core}^t(\theta_i)$ はそれぞれ個人差パラメータ値の組合せを θ_i としたときの時刻 t における皮膚温度の推定値、深部体温の推定値を表す。

個人差パラメータを適切に決めることができれば、モデルによって実測に近い深部体温と皮膚温度が計算できる。そこで、提案手法では活動中に測定可能な皮膚温度を基準に個人差パラメータを決定することで、高精度な深部体温の推定を行う。そのために、図 2 に示すように提案手法では総当たりによりユーザに最適な個人差パラメータの組合せ θ_{opt} を特定する。 θ_{opt} の特定は、以下のように皮膚温度の実測値とシミュレーション値の二乗誤差を最小化することで行う。

$$\theta_{opt} = \arg \min_{\theta_i} \sum_{j=0}^t |T_{skin}^j(\theta_i) - \hat{T}_{skin}^j|^2. \quad (1)$$

ここで、 \hat{T}_{skin}^j は時刻 j に得られた皮膚温度の実測値である。式 (1) を満たす最適な個人差パラメータの組合せ θ_{opt} を用いたときの $T_{core}^t(\theta_{opt})$ を深部体温の推定結果とする。

3.5 深部体温推定アルゴリズム

2 ノードモデルでは時刻 t の深部体温 T_{core}^t [°C]、皮膚温度 T_{skin}^t [°C] およびセンサから得られた入力に基づき、時刻 t から時刻 $t + 1$ での深部層、皮膚層の温度変化量 ΔT_{core}^t [°C]、 ΔT_{skin}^t [°C] を計算する。これらを時刻 t の T_{core}^t 、 T_{skin}^t に加算することによって、時刻 $t + 1$ の深部体温 T_{core}^{t+1} [°C]、皮膚温度 T_{skin}^{t+1} [°C] を算出する。これを繰り返すことにより、各時刻での深部体温、皮膚温度を計算する。また、式 (1) で示したとおり、提案手法では考えられるすべてのパラメータの組合せ θ_i について皮膚温度の時系列 $T_{skin}^t(\theta_i)$ を求め、実測の皮膚温度と比較することで最適なパラメータ θ_{opt} を決定する。

以上の流れについて、擬似コードを Algorithm 1 に示す。各時刻における次の時刻までの各層の温度変化量 ΔT_{core}^t 、 ΔT_{skin}^t は Algorithm 2、Algorithm 3 で示す計算によっ

Algorithm 1 提案手法による深部体温の推定

```

Input:  $\{T_{core\_ini}, T_{skin}^t\}$ 
Output:  $\{\theta_{opt}, T_{core}^t(\theta_{opt}), T_{skin}^t(\theta_{opt})\}$ 
/* Measured  $T_{skin}$  */
 $\hat{T}_{skin} = \{T_{skin}^0, T_{skin}^1, \dots, T_{skin}^t\}$ 
/* Set Initial Temperature */
 $T_{core}^0 = T_{core\_ini}$ 
 $T_{skin}^0 = T_{skin}^0$ 
/* Exhaustive Simulation */
for each  $(\theta_j)$  do
  for  $i = 0$  to  $t - 1$  do
     $\Delta T_{core}^i(\theta_j) = \text{CALCCOREDIFF}(i, \theta_j, T_{core}^i(\theta_j), T_{skin}^i(\theta_j))$ 
     $\Delta T_{skin}^i(\theta_j) = \text{CALCSKINDIFF}(i, \theta_j, T_{core}^i(\theta_j), T_{skin}^i(\theta_j))$ 
     $T_{core}^{i+1}(\theta_j) = T_{core}^i(\theta_j) + \Delta T_{core}^i(\theta_j)$ 
     $T_{skin}^{i+1}(\theta_j) = T_{skin}^i(\theta_j) + \Delta T_{skin}^i(\theta_j)$ 
  end for
end for
/* Determine The Optimal Parameter Set */
 $\theta_{opt} = \arg \min_{\theta_i} \sum_{j=0}^t |T_{skin}^j(\theta_i) - \hat{T}_{skin}^j|^2$ 
    
```

Algorithm 2 時刻 t での深部層の温度変化計算

```

Input:  $\{\text{Ambient Temperature } T_{air}^t, \text{ Ambient Humidity } \phi_{air}^t, \text{ HeartRate } heartrate^t\}$ 
Output:  $\{\Delta T_{core}^t(\theta)\}$ 
function CALCCOREDIFF(Parameter  $\theta, T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta)$ )
   $M_{total} = \text{Met}(heartrate^t)$  /* Eq.(g) */
   $W = \text{Work}(heartrate^t)$  /* Eq.(i) */
   $q_{res} = \text{Qres}(heartrate^t, \phi_{air}^t, T_{air}^t)$  /* Eq.(j) */
   $q_{cond} = \text{Qcond}(T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta))$  /* Eq.(k) */
   $q_{blo} = \text{Qblo}(\theta, T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta))$  /* Eq.(l) */
   $\Delta T_{core}^t(\theta) = \frac{M_{total} - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo}) \cdot A_{body}}{m_{core} \cdot c_{core}}$  /* Eq.(f) */
  return  $\Delta T_{core}^t(\theta)$ 
end function
    
```

Algorithm 3 時刻 t での皮膚層の温度変化計算

```

Input:  $\{\text{Ambient Temperature } T_{air}^t, \text{ Ambient Humidity } \phi_{air}^t, \text{ Solar Radiation } S^t\}$ 
Output:  $\{\Delta T_{skin}^t(\theta)\}$ 
function CALCSKINDIFF(Parameter  $\theta, T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta)$ )
   $q_{cond} = \text{Qcond}(T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta))$  /* Eq.(k) */
   $q_{blo} = \text{Qblo}(\theta, T_{core}^t(\theta), T_{skin}^t(\theta))$  /* Eq.(l) */
   $q_{rsw} = \text{Qrsw}(\theta, T_{skin}^t(\theta), T_{air}^t, \phi_{air}^t)$  /* Eq.(s) */
   $q_{diff} = \text{Qdiff}(\theta, T_{skin}^t(\theta), T_{air}^t, \phi_{air}^t)$  /* Eq.(p) */
   $q_{conv} + q_{rad} = \text{Qconvrad}(T_{skin}^t(\theta), T_{air}^t)$  /* Eq.(o) */
   $q_{dn} = \text{Qdn}(S^t)$  /* Eq.(4) */
   $\Delta T_{skin}^t(\theta) = \frac{(q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body} + q_{dn}}{m_{skin} \cdot c_{skin}}$  /* Eq.(n) */
  return  $\Delta T_{skin}^t(\theta)$ 
end function
    
```

て行う。具体的な ΔT_{core}^t 、 ΔT_{skin}^t の計算式は 4.1 節、4.2 節で述べる。以降では議論の簡略化のために、時刻 t における計算方法を述べることとし、時刻を表す記号 t は省略する。

4. 2 ノードモデル

4.1 深部層における熱収支

4.1.1 深部層における熱産生

2 ノードモデル [1] では、深部層で単位時間あたりに発生する総代謝熱量 M_{total} [W] (基礎代謝 M_{basal} と運動代謝 M_{ex} の和 (式 (g))) が、外力として運動に使われる仕事 W , 呼吸により放出される熱 q_{res} , 血流によって皮膚層へ移動する熱 q_{blo} , 伝導により皮膚層へ移動する熱 q_{cond} として放出され、残りが深部層の体温上昇に利用される。

表 2 の式 (a), (b) に示すように、一般に基礎代謝 M_{basal} [W] は年齢 age [-], 身長 $height$ [cm], 体重 $weight$ [kg] から男女別の計算式に基づき計算される。運動代謝 M_{ex} [W] は表 2 の式 (c)–(e) に従って計算される。 M_{ex} は文献 [13] で示されている酸素消費量を消費カロリーに換算する式に基づき、式 (c) に示すように酸素消費量 VO_2 [L/min] から算出する。運動中に酸素消費量 VO_2 を測定することは困難であるが、運動強度が最大酸素摂取量に対する酸素消費量の比率、および最大心拍数に対する心拍数の比率から求められる [14] ことから、最大酸素摂取量 VO_{2max} [L/min], 運動時の心拍数 $heartrate$ [bpm], 最大心拍数 $maxHR$ [bpm] に基づき式 (d) を用いて計算する。また、文献 [15] において表 2 の式 (e) が示されており、最大酸素摂取量 VO_{2max} は安静時の心拍数 $restHR$ [bpm] に対する最大心拍数 $maxHR$ の割合として求められることが知られている。この結果、式 (d) において $maxHR$ が打ち消されているが、運動代謝の計算において最大心拍数よりも安静時心拍数や運動時の心拍数が重要なためと考えられる。

4.1.2 深部層における熱移動

深部層で産生される基礎代謝 M_{basal} と運動代謝 M_{ex} により発生する総代謝熱量 M_{total} はその一部が外的仕事 W ,

表 2 深部層における熱産生と熱移動
Table 2 Heat equations in core layer.

基礎代謝	
(a)	男性の基礎代謝熱量 $M_{basal} = (66.47 + 13.7516 \cdot weight + 5.00 \cdot height - 6.78 \cdot age) \cdot 1000 \cdot 4.186 \cdot \frac{1}{24 \cdot 60 \cdot 60}$
(b)	女性の基礎代謝熱量 $M_{basal} = (655.07 + 9.563 \cdot weight + 1.85 \cdot height - 4.68 \cdot age) \cdot 1000 \cdot 4.186 \cdot \frac{1}{24 \cdot 60 \cdot 60}$
運動代謝	
(c)	運動代謝熱量 $M_{ex} = VO_2 \times \frac{5 \cdot 1000 \cdot 4.186}{1000 \cdot 60}$
(d)	酸素消費量 $VO_2 = VO_{2max} \times \frac{heartrate}{maxHR}$
(e)	最大酸素摂取量 $VO_{2max} = 15 \cdot \frac{restHR}{maxHR} \cdot weight$
深部層における熱収支 [1]	
(f)	深部層の熱量増加 $Q_{core} = m_{core} \cdot c_{core} \cdot \Delta T_{core}$ $= M_{total} - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo}) \cdot A_{body}$
(g)	総代謝熱量 $M_{total} = M_{basal} + M_{ex}$
(h)	体表面積 $A_{body} = weight^{0.425} \cdot height^{0.715} \cdot 71.84 \cdot \frac{1}{10000}$
(i)	外的仕事として放出される熱量 $W = M_{ex} \cdot W_{eff}$
(j)	呼吸による体外への熱放出 $q_{res} = 0.0023 \cdot M_{total} (44 - \phi_{air} \cdot P_{air})$
(k)	皮膚層への熱伝導 $q_{cond} = K_{min} \cdot (T_{core} - T_{skin})$
(l)	血液による熱移動 $q_{blo} = c_{blo} \cdot V_{blo} \cdot (T_{core} - T_{skin})$
(m)	外気における飽和水蒸気圧 $P_{air} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{air}/(T_{air} + 237.3))}$

呼吸による体外への熱放出 q_{res} , 皮膚層への熱伝導 q_{cond} , 血液による熱移動 q_{blo} として放出され、残りが深部層での熱量増加 Q_{core} [W] となり、深部体温の上昇 ΔT_{core} [°C] に用いられる。その関係は表 2 の式 (f) のとおり、以下のよう表される。

$$Q_{core} = m_{core} \cdot c_{core} \cdot \Delta T_{core} = M_{total} - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo}) \cdot A_{body}$$

ここで、 m_{core} [kg], c_{core} [W/kg·°C] はそれぞれ深部層の質量、比熱を表す。

一般に深部層の質量 m_{core} [kg] は体重の 95.8%といわれている [1]。 A_{body} [m²] は体表面積を表し、文献 [16] に基づき、表 2 の式 (h) を利用して、体重 $weight$ と身長 $height$ から推定する。

運動代謝 M_{ex} のうち外的仕事として放出される熱量 W [W] は、外的仕事の効率を表す係数 W_{eff} [-] を用いて $W = M_{ex} \cdot W_{eff}$ で与えられる (表 2 式 (i))。 W_{eff} は運動の種類ごとに異なる値を持つ。文献 [12] により、様々なスポーツや活動に対する W_{eff} の値が知られており、たとえば歩行運動では $W_{eff} = 0.4$, ジョギングの場合には 0.39 から 0.54, 自転車運動の場合には 0.25 となる。球技のように複雑な動作をとらない、外的仕事率が一定でない場合には、加速度センサなどを用いて走る、ボールを打つ、といった動きの種類を認識し、 W_{eff} の値を動的に変更するという方法が考えられる。

呼吸による体外への熱放出 q_{res} [W] は外気温 T_{air} [°C] における飽和水蒸気圧 P_{air} [mmHg] (表 2 式 (m)) と湿度 ϕ_{air} [-], 総代謝 M_{total} から求める (表 2 式 (j))。また、皮膚層への熱伝導 q_{cond} [W/m²] は、深部体温 T_{core} [°C], 皮膚温度 T_{skin} [°C], 皮膚層の最小熱コンダクタンス K_{min} [W/m²·°C] (定数: 表 4 参照) を用いて $q_{cond} = K_{min} \cdot (T_{core} - T_{skin})$ と表せる (表 2 式 (k))。最後に血液による熱移動 q_{blo} [W/m²] は、血液の比熱 c_{blo} [W/kg·°C] と皮膚層の血流量 V_{blo} [L/hr·m²] を用いて、 $q_{blo} = c_{blo} \cdot V_{blo} \cdot (T_{core} - T_{skin})$ で表される (表 2 式 (l))。血流量 V_{blo} は個人差パラメータに依存して決まる。個人差パラメータの詳細は 4.3 節で説明する。定数の一覧は表 4 に示す。

4.2 皮膚層における熱移動

皮膚層は深部層と異なり熱産生そのものは存在しないが、外部環境の日射や温度に応じて吸収/放出される熱量や、深部層との間での熱移動、発汗や熱伝導により体外に放出される熱量が存在する。

皮膚層が吸収する熱量には、深部層からの熱伝導によって得られる熱量 q_{cond} や血流によって深部層から皮膚層に伝わる熱量 q_{blo} , 太陽から皮膚表面が受ける日射量 q_{dn} が存在する。また、皮膚層が放出する熱量には、発汗によっ

表 3 皮膚層における熱移動
Table 3 Heat equations in skin layer.

皮膚層における熱収支 [1]	
(n)	皮膚層の総熱量 $Q_{skin} = m_{skin} \cdot c_{skin} \cdot \Delta T_{skin}$ $= (q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body} + q_{dn}$
(o)	外気へ放出される熱量 $q_{conv} + q_{rad} = h_{total} \cdot (T_{skin} - T_{air}) \cdot F_{cl}$ 皮膚から外気への熱伝達率 $h_{total} = h_{conv} + h_{rad}$ 有効熱移動係数 $F_{cl} = 1 / (1 + 0.155 \cdot h_{total} \cdot clo)$
(p)	不感蒸泄による放熱量 $q_{diff} = \text{if } q'_{rsw} > E_{max} \text{ then } 0 \text{ else } 0.06 \cdot E_{max}$
(q)	最大蒸発熱損失量 $E_{max} = 2.2 \cdot h_{conv} \cdot (P_{skin} - \phi_{air} \cdot P_{air}) \cdot F_{pcl}$
(r)	発汗による理想熱損失 $q'_{rsw} = 0.7 \cdot m_{rsw} \cdot 2^{(T_{skin} - T_{skin_ini})/3}$
(s)	発汗による熱損失 $q_{rsw} = \min(E_{max}, q'_{rsw})$
(t)	有効物質移動係数 $F_{pcl} = 1 / (1 + 0.143 \cdot h_{conv} \cdot clo)$
(u)	皮膚温度における飽和水蒸気圧 $P_{skin} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{skin}) / (T_{skin} + 237.3)}$

表 4 定数一覧 [1]
Table 4 Constants of two-node model.

皮膚層の比熱 c_{skin}	0.97
深部層の比熱 c_{core}	0.97
血液の比熱 c_{blo}	1.163
皮膚の最小熱コンダクタンス K_{min}	5.28
対流熱移動係数 h_{conv}	4.3
輻射熱移動係数 h_{rad}	5.23

て体外へ放出される熱量 q_{rsw} , 呼吸や皮膚から体外へ放出される発汗以外の水分放出 (不感蒸泄) にともなう熱量 q_{diff} , 外気との温度勾配によって放出される熱量 q_{conv} , 人体表面から熱放射によって体外へ放出される熱量 q_{rad} がある。得られる熱量と失う熱量の差が、皮膚層での体温上昇 ΔT_{skin} に使われる。以上をまとめると、皮膚層における総熱量 Q_{skin} [W], 温度変化 ΔT_{skin} [°C] は以下の式で表される (表 3 式 (n))。

$$Q_{skin} = m_{skin} \cdot c_{skin} \cdot \Delta T_{skin} \\ = (q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body} + q_{dn}$$

ここで m_{skin} [kg], c_{skin} [W/kg·°C] はそれぞれ皮膚層の質量, 比熱を表す。

一般に皮膚層の質量 m_{skin} は体重の 4.2% といわれている [1]。深部層から皮膚層への熱伝導 q_{cond} ならびに血液による熱移動 q_{blo} は 4.1 節で述べたとおりである。

温度勾配 (対流) によって放出される熱量 q_{conv} と人体表面から放射 (輻射) される熱量 q_{rad} の和 [W/m²] は、表 3 の式 (o) で定義される。ここで、 h_{total} ($= h_{conv} + h_{rad}$) は対流や輻射による皮膚から外気への熱伝達率を表し、 F_{cl} [-] は皮膚から衣服を通過して空気へ移動する有効熱移動係数を、 clo (クロ値) は衣服の熱抵抗をそれぞれ表す。 clo [-] は衣服によって決まった値をとることが知られており [17]、事前に入力として与える。入力したクロ値に基づいて F_{cl} , および後述の F_{pcl} を計算する (表 3 式 (o), (t))。

発汗による体外への理想熱損失 q'_{rsw} [W/m²] は、表 3 の式 (r) により定義される。この式は発生した汗がすべて蒸発し体温調節に用いられることを仮定しており、式中の 0.7

という係数は汗の気化熱を表している。 m_{rsw} は総発汗量 [g/hr·m²], T_{skin_ini} は皮膚温度の初期値 [°C] を表す。総発汗量 m_{rsw} は個人差パラメータと深部体温, 皮膚温度の基準値からの偏差に依存して決まり、詳細な計算式は 4.3 節で述べる。また、文献 [1] において発汗量に皮膚の初期温度との温度差の 1/3 乗をかけることで、皮膚温の上昇に応じた発汗量を再現できることが示されており、本論文ではこの式をそのまま用いる。表 3 の式 (s) において、 q'_{rsw} が皮膚からの最大蒸発熱損失 E_{max} を上回ることがあるが、実際には皮膚全体が発汗によって湿っているとそれ以上の発汗は蒸発せずに流れ落ちてしまい、体温調節に用いられない。 E_{max} [W/m²] は皮膚から衣服を介しての最大蒸発熱損失であり、皮膚全体が水分で濡れている場合における皮膚からの水分の蒸発による熱損失を表す。 E_{max} は表 3 の式 (q) に基づき計算する。したがって $q'_{rsw} > E_{max}$ の場合、汗の蒸発による熱損失は皮膚からの最大蒸発熱損失と等しくなる ($q_{rsw} = E_{max}$)。

発汗以外の皮膚からの水分の蒸散 (不感蒸泄) にともなう熱放出 q_{diff} [W/m²] は表 3 の式 (p) で定義される。発汗による理想熱損失 q'_{rsw} が E_{max} を上回る場合は皮膚からのすべての水分蒸散が発汗によって行われるため、不感蒸泄による熱損失は存在しない ($q_{diff} = 0$)。 P_{skin} と P_{air} はそれぞれ皮膚温度 T_{skin} , 気温 T_{air} における飽和水蒸気圧 [mmHg] を表し、 ϕ_{air} は空気の湿度である。この式は、ある皮膚温度, 気温, 湿度において発汗や水分蒸発によって空气中へどれだけ水分 (熱) を放出できるかを示している。該当する条件での皮膚と外気の飽和水蒸気圧 P_{skin} , P_{air} は、皮膚温度 T_{skin} , 気温 T_{air} および湿度 ϕ_{air} から、文献 [18] の計算式を用いて計算できる (表 2 式 (m), 表 3 式 (u))。 F_{pcl} [-] は蒸発した水分が皮膚から衣服を通じて空气中へ移動する際の有効物質移動係数で、表 3 の式 (t) で定義される。

最後に、 q_{dn} [W] は太陽から直接届く日射により皮膚層が受ける熱量 (直達日射量) を表しており、詳細な計算方法は 4.4 節で説明する。

4.3 個人差パラメータ

運動や暑熱環境によって深部体温や皮膚温度が上昇すると、人体は皮膚の血管を拡張させることで深部層から皮膚層へ血液を通じて熱を運び、空气中へ放出する。また、発汗を促し、その気化熱を利用して皮膚温度を下げることで皮膚層, 深部層の温度の上昇を抑制する。これらの体温調節機構には個人差があることが知られている [19]。

2 ノードモデルにおける暑熱環境での個人差は、発汗反応や血流量増加の感度として表される。文献 [4] では、安静時の血流量 V_{blo} および発汗量 m_{rsw} の個人差を考慮した計算式が以下のように定義されている。

表 5 個人差パラメータの調整範囲
Table 5 Range of individual parameters.

α_1	5.04	5.67	6.3	6.93	7.56	(5 通り)
α_2	22.5	...	50	...	75	(8 通り)
α_3	75	...	150	...	250	(8 通り)
α_4	30	...	100	110	120	(10 通り)

$$V_{blo} = \frac{pr_4 + pr_5 \cdot (T_{core} - pr_1)}{1 + pr_6 \cdot (pr_2 - T_{skin})} \quad (2)$$

$$m_{rsw} = pr_3 \cdot (T_{core} - pr_1) \cdot (T_{skin} - pr_2) \cdot \frac{1}{1000} \quad (3)$$

ここで T_{core} , T_{skin} はそれぞれ深部体温, 皮膚温度を表す. 上式における pr_1 から pr_6 は個人差パラメータである. pr_1 , pr_2 はそれぞれ初期深部体温, 初期皮膚温度を表す. 上式の括弧内において深部体温, 皮膚温度の変化分を求めているが, 括弧の評価結果が負の値になる場合には 0 と見なす.

本手法では運動時の個人差パラメータについて考えるため, 皮膚温度の低下は起こらないと仮定する. この場合, 式 (2) の分母の括弧がつねに 0 と評価されるため, pr_6 を調整しても m_{rsw} の計算に寄与しないため, pr_6 を調整対象から除外する. また, 文献 [1] に基づき発汗計算式 (3) に運動時のみ追加される項を追加し, その係数についても pr_3 と同様に調整の対象とする. さらに, 提案手法では深部体温, 皮膚温度の初期値をセンサから入力するため, pr_1 , pr_2 の調整も不要である. 以上より, 提案手法における個人差パラメータを考慮した血流量, 発汗量の計算式を以下のとおり定義する.

$$V_{blo} = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot (T_{core} - T_{core_ini})$$

$$m_{rsw} = \alpha_3 \cdot (T_{core} - T_{core_ini}) + \alpha_4 \cdot (T_{core} - T_{core_ini}) \cdot (T_{skin} - T_{skin_ini}) \cdot \frac{1}{1000}$$

α_1 , α_2 , α_3 , α_4 は個人差パラメータである. α_1 は平常時の血流量を表し, α_2 は深部体温の上昇にともなう血流増加量を表している. α_3 は深部体温の上昇にともなう発汗量であり, 運動時特有の発汗反応を表している. 一方, α_4 は深部体温と皮膚温度の上昇分にともなう通常時の発汗量を表している.

提案手法では, これらの個人差パラメータに対し, 2 ノードモデルで用意されている標準値を基準に $\pm 70\%$ 以内の値を 10% 刻みで網羅的に生成し, それらすべての組合せに対して 2 ノードモデルの計算式に従って熱移動シミュレーションを行う. 表 5 に各個人差パラメータの調整範囲を示す. 表中の太字は標準値を示す. 個人差パラメータの組合せの総数は 3,200 (10 × 5 × 8 × 8) 通りである.

4.4 日射の考慮

通常の 2 ノードモデルは日射による皮膚温度の上昇が式に組み込まれていないため, 屋外での日射による体温上昇

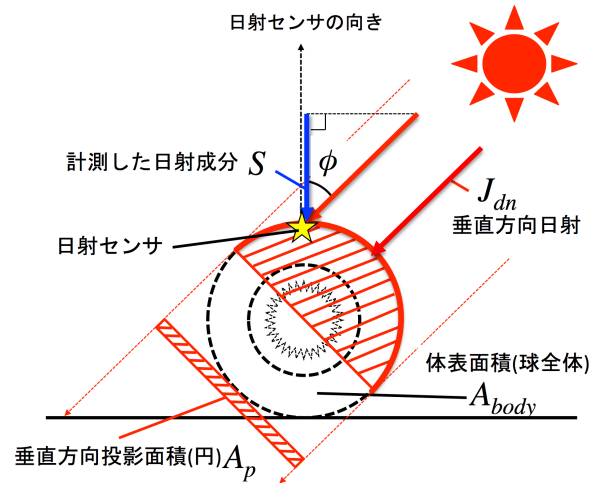


図 3 モデルと日射の関係

Fig. 3 Consideration of solar radiation.

は別途考慮する必要がある. そこで提案手法では, 図 3 に示すように, 特に体温の上昇に影響する太陽から人体に直接届く日射 (直達日射) について, 日光が当たる部分の皮膚層が受ける熱量 (日射量) q_{dn} を 2 ノードモデルに加える. q_{dn} は文献 [11] で以下のように定義されている.

$$q_{dn} = a \cdot A_p \cdot J_{dn} \quad (4)$$

$a [-]$ は日射吸収率であり, 衣服によって異なる値が文献 [20] で示されている. $A_p [m^2]$ は直達日射に垂直な平面への人体の投影面積であり, 日光が当たる面の各点について日射量を垂直成分に分解し総和をとると人体が受ける日射量となる. 2 ノードモデルでは人体を半径 r の球とした場合の体表面積が A_{body} であることから,

$$A_p = \frac{\pi r^2}{4\pi r^2} A_{body} = \frac{1}{4} A_{body}$$

となる. $J_{dn} [W/m^2]$ は太陽から人体の面に対して垂直方向に到達する日射量 (法線面直達日射量) であり, 日射センサで取得した日射量 $S [W/m^2]$ および日射センサと太陽のなす角度 ϕ から以下のように計算する.

$$J_{dn} = \begin{cases} \frac{S}{\cos \phi} & (S \geq S_{TH}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (5)$$

太陽の角度は日時および緯度経度から算出できる. また, 日射センサは直達する日射の他に反射や散乱による日射も観測するため, 観測した日射量が直達日射かどうかを判別する必要がある. そこで, 閾値 S_{TH} を用いて直達日射の有無を判定する. S_{TH} は晴れの日 (直達日射がある場合) と曇りの日 (直達日射がなく散乱, 反射日射のみの場合) の代表的な観測値の境界となる値を用いる. この閾値は実際に実験で用いた英弘精機製の小型日射計 ML-01 [21] の日射量の計測値の目安に示されている ($S_{TH} = 300 [W/m^2]$).

5. 性能評価

5.1 実験環境

提案手法の評価のために、被験者7人が実際に暑熱環境で運動を行い、合計52時間の運動データを収集した。被験者はセンサ Basis および心拍センサ adidas micoach を装着し、表6、表7、表8の条件の下で時速5kmで60分間の歩行を行った。Basisは手首にベルトを締めることで固定し、歩行時の手の動きによりずれないようにした。また、深部体温の真値として赤外放射式の鼓膜温度計 DBTL-2 [7] を用いて鼓膜温度を測定した。このセンサは柔らかいブロープを耳に挿入して測定する方式であり、激しい運動中の測定は危険であるが、頭部の動きが少なく接触することがない歩行運動においては利用可能である。さらに環境計 WBGT-203B [22] を携帯し、被験者の1人が着用する帽子の頂端に英弘精機製の小型日射計 ML-01 [21] を装着するこ

表6 実験環境

Table 6 Experiment settings.

実施日	8月13日から21日, 9月1日から5日 (10日間)
運動時間	13:00-15:00の間の1時間
場所	大阪府吹田市万博記念公園外周道路
被験者	学生7人 (男性6人, 女性1人)
運動強度	歩行 (時速5km)
測定項目	皮膚温度 (手首), 心拍数, 深部体温 (鼓膜温度) 気温, 湿度

表7 気象条件

Table 7 Weather conditions in experiments.

日付	天気	平均気温 [°C]	平均湿度 [%]
8/13	曇	28.3	67
8/18	晴	36.3	53
8/19	晴	34.8	50
8/20	晴	35.3	49
8/21	曇	33.1	48
9/1	曇	24.1	86
9/2	曇	31.8	49
9/3	曇	28.1	64
9/4	曇	28.9	73
9/5	曇	31.3	71

表8 被験者情報

Table 8 Subjects.

ID	年齢	身長 [cm]	体重 [kg]	性別
A	23	178	78	男
B	22	172	80	男
C	24	163	63	男
D	22	179	80	男
E	24	160	48	女
F	23	177	80	男
G	23	174	98	男

とにより、運動中の気温、湿度、日射量も収集した。実験時の衣服の熱吸収率 a は、文献 [20] に基づき $a = 0.4$ とし、実際に着用した衣服については、文献 [17] に基づき熱抵抗を $clo = 0.6$ とした。

評価指標は運動開始時刻 0 から t までの深部体温の絶対誤差の時間平均 (平均絶対誤差) であり、次の式で定義する。

$$\frac{1}{t+1} \cdot \sum_{i=0}^t |T_{core}^i(\theta) - \hat{T}_{core}^i|. \quad (6)$$

式中の \hat{T}_{core}^i は時刻 i における深部体温の実測値を表す。

この平均絶対誤差は、推定結果による実際の深部体温変化の再現度合い、すなわち調整された個人差パラメータの適切性を表す。推定時点での深部体温の誤差を評価指標として用いることも考えられるが、個人差パラメータの適切性の指標としては、推定時点だけでなく運動開始時点から推定時点までの期間における再現度合いを表すことが適切であるため、このような指標を用いた。個人差パラメータを適切に決定することができれば、運動開始時からの相対的な深部体温変化に基づき運動負荷を調整したり、運動を継続した場合における数分後、数十分後の深部体温予測に利用したりできる。比較対象として、(1) 個人差パラメータの標準値を用いる場合 (DEF), (2) 深部体温の実測値に基づき個人差パラメータを決定した場合 (OPT) を考える。OPT は実際に測定した深部体温との二乗誤差を最小化するように個人差パラメータの組 θ を決定した場合であり、2 ノードモデルにおける平均絶対誤差の下限である。

シミュレーションにおける皮膚層、深部層の温度変化の計算単位時間を1分とし、メモリ 23.6 GB, Intel Xeon 2.66 GHz を搭載した計算機で60分の実験データに対し提案手法を実行したところ、個人差パラメータの特定に要した時間は約1秒であり、深部体温のリアルタイム推定に十分な計算時間であった。

5.2 日による差異

被験者 A の全日程における運動終了時点での提案手法、DEF, OPT における平均絶対誤差を図4に示す。結果より、提案手法によってほぼすべての日程において DEF よりも誤差が減少していることが分かる。この理由は、提案手法によって運動を実施した日に適した個人差パラメータを設定することで、より深部体温の実測値に近づいたからであると考えられる。また、図5にある1日 (9月2日) における60分時点で個人差パラメータの特定を行ったときの運動開始時からの深部体温の実測値、提案手法による推定値、OPT, DEF を示す。この図より、全区間において実測の深部体温の値が上下する傾向があるため、平均絶対誤差が一定量存在することが分かる。実際に、60分間の実測との誤差が最小になるように個人差パラメータを決定

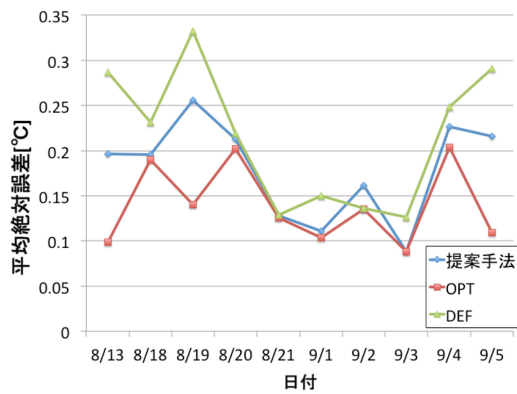


図 4 全日程における平均誤差 (被験者 A)

Fig. 4 Estimation error of each day (Subject A).

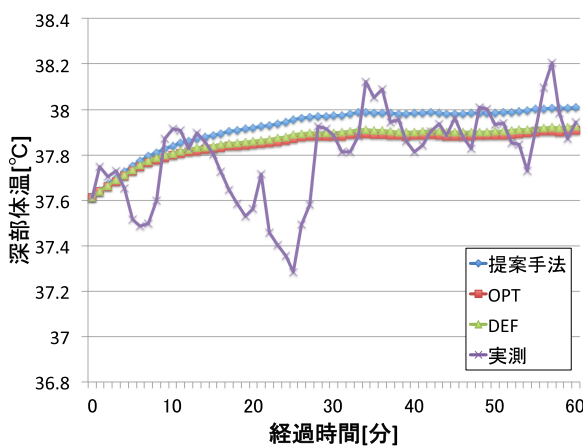


図 5 深部体温の時間変化の例 (被験者 A, 9月2日)

Fig. 5 Example of core temperature (Subject A, Sep. 2).

した場合 (OPT) においても平均 0.14°C の誤差が確認できる (図 4)。また、図 5 では、開始後 30 分程度までは実測値と推定値の誤差が大きくなっているが、30 分以降は実測との誤差が小さくなっている。この結果、全区間での平均絶対誤差を考慮すると、30 分経過以降は時間経過により平均絶対誤差が小さくなっていくことが分かる。

5.3 データ収集時間の影響

個人差パラメータ特定に用いるデータの収集時間と精度の関係を明らかにするため、全員分のデータについて、運動開始後 10 分から運動終了時点 (60 分後) までのそれぞれの時刻について、その時点までに収集された情報から個人差パラメータの特定を行った結果を図 6 に示す。

DEF の場合個人差パラメータは固定であるため、パラメータの特定に要する時間の影響を受けないにもかかわらず、時間とともに平均絶対誤差が増加している。この原因として 2 ノードモデルでは実際の深部体温変化を完全に再現できないことがあげられる。このことは、OPT の場合であっても一定の誤差が存在することからも分かる。2 ノードモデルでは深部体温の変化が滑らかであるのに対して、

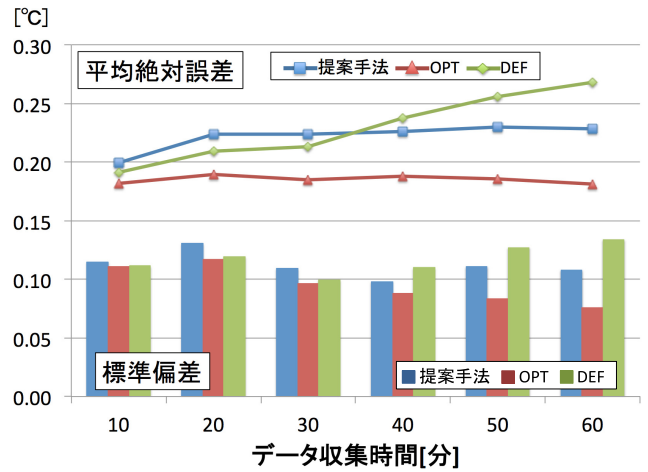


図 6 データ収集時間と平均絶対誤差

Fig. 6 Average estimation error and deviation vs. calibration time.

実際の深部体温は細かい上下を繰り返しながら変化する。したがって、時間平均をとった場合でも誤差が生じることは避けられない。この点、提案手法では運動開始後 20 分を経過すると誤差が約 0.23°C に収束しており、時間経過による増加は起こっていない。提案手法の運動開始直後の推定誤差は DEF に劣っているが、この原因として運動開始直後の皮膚温度の変化が急なため、その変化だけを再現するように個人差パラメータを決定すると深部体温の推定において誤差が大きくなってしまふことが考えられる。このことは、運動開始後 10 分から 30 分まで、提案手法において標準偏差が大きくなっていることから分かる。

一方で提案手法の DEF に対する相対的な誤差は運動開始 40 分以降、時間の経過とともに小さくなっている。また、40 分経過以降は標準偏差も DEF に対し小さくなっている。この結果から、提案手法はパラメータ特定に用いるデータの時間が長いほど DEF に対して誤差が小さくなることが分かった。すべての被験者の全日程における最終的な深部体温の平均絶対誤差は約 0.23°C であり、DEF と比較して約 15%、誤差軽減の性能限界である OPT を基準とすると、DEF と比較して約 45% の誤差軽減を確認した。また、60 分時点での深部体温の真値との誤差、および標準偏差は提案手法、OPT、DEF でそれぞれ $0.04 \pm 0.38 [^{\circ}\text{C}]$ 、 $0.03 \pm 0.25 [^{\circ}\text{C}]$ 、 $-0.22 \pm 0.36 [^{\circ}\text{C}]$ 、となっており、標準パラメータを用いる場合より真値に近いシミュレーションを行えていることが分かる。以上より、提案手法によってリアルタイムにパラメータ特定を行うことの有用性が確認できた。

6. まとめ

本論文では、ウェアラブルセンサを用いて測定した皮膚温度と心拍数から、生体温熱モデルの個人差パラメータを少ないユーザ負担でリアルタイムに特定する手法を提案し

た。提案手法では、活動中でも容易に測定可能な皮膚温度を利用して、センサから得られた皮膚温度と生体温熱モデルにより計算された皮膚温度の差を最小化する個人差パラメータを特定することで、深部体温の推定を高精度に行っている。実際に7人の被験者から収集した合計52時間の歩行データに対して、日射の影響を考慮して個人差パラメータの特定を行うことにより、平均絶対誤差 0.23°C で深部体温を推定できることを示した。

提案手法では、腕時計型センサなどで心拍数と皮膚温度を測定するだけで深部体温が推定可能であり、猛暑の環境などにおいて、このまま運動を続けると深部体温が過度に上昇するといった警告を発したり、給水を指示したりといった処置を個別に施すことが可能になるため、熱中症の予防や早期検知に役立つと考えられる。今後、推定精度の向上のためにセンサによる入力値を増やしたり、様々な年齢層の利用者のデータを収集し機械学習などの手法を適用したりすることで、より高精度な深部体温推定を行う仕組みを構築することを検討している。

参考文献

- [1] Gagge, A.: An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, *Trans. ASHRAE*, Vol.77, No.2192, pp.247–262 (1971).
- [2] Stolwijk, J.A.: A mathematical model of physiological temperature regulation in man, Technical Report CR-1855, National Aeronautics and Space Administration (NASA) (1971).
- [3] Tanabe, S., Kobayashi, K., Nakano, J., Ozeki, Y. and Konishi, M.: Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD), *Energy and Buildings*, Vol.34, No.6, pp.637–646 (2002).
- [4] Takada, S., Kobayashi, H. and Matsushita, T.: Thermal model of human body fitted with individual characteristics of body temperature regulation, *Building and Environment*, Vol.44, No.3, pp.463–470 (2009).
- [5] van Beek, J.H., Supandi, F., Gavai, A.K., de Graaf, A.A., Binsl, T.W. and Hettling, H.: Simulating the physiology of athletes during endurance sports events: modelling human energy conversion and metabolism, *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, Vol.369, No.1954, pp.4295–4315 (2011).
- [6] Cork, R.C., Vaughan, R.W. and Humphrey, L.S.: Precision and accuracy of intraoperative temperature monitoring, *Anesthesia & Analgesia*, Vol.62, No.2, pp.211–214 (1983).
- [7] テクノサイエンス株式会社：耳用体温ロガー DBTL-2, 入手先 (<http://www.t-science.jp/doc/dbtl-2.html>) (参照 2014-12-23).
- [8] Casa, D.J., Becker, S.M., Ganio, M.S., Brown, C.M., Yeargin, S.W., Roti, M.W., Siegler, J., Blowers, J.A., Glaviano, N.R., Huggins, R.A., et al.: Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat, *Journal of Athletic Training*, Vol.42, No.3, p.333 (2007).
- [9] Basis: Basis Peak – The Ultimate Fitness and Sleep Tracker, Basis, An Intel Company (online), available from (<http://www.mybasis.com/>) (accessed 2014-12-24).
- [10] 吉田伸治：多分割人体体温調節モデルを用いた屋外温熱環境 CFD 解析, *ながれ：日本流体力学会誌*, Vol.30, No.2, pp.87–96 (2011).
- [11] 国岡奈津子, 徳本 誠, 篠原道正：人体の日射受熱量に関する研究：その1日射受熱量の算定式について, 学術講演梗概集 D-2, 環境工学 II, 熱, 湿気, 温熱感, 自然エネルギー, 気流・換気・排煙, 数値流体, 空気清浄, 暖冷房・空調, 熱源設備, 設備応用, Vol.1998, pp.387–388 (1998).
- [12] Cavagna, G. and Kaneko, M.: Mechanical work and efficiency in level walking and running, *The Journal of Physiology*, Vol.268, No.2, pp.467–481 (1977).
- [13] Janot, J.M.: Calculating Caloric Expenditure, *IDEA Fitness Journal*, Vol.2, No.6, pp.32–33 (2005).
- [14] American College of Sports Medicine and others: *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*, Lippincott Williams & Wilkins (2013).
- [15] Uth, N., Sørensen, H., Overgaard, K. and Pedersen, P.K.: Estimation of VO₂max from the ratio between HRmax and HRrest—the heart rate ratio method, *European Journal of Applied Physiology*, Vol.91, No.1, pp.111–115 (2004).
- [16] Du Bois, D. and Du Bois, E.F.: Clinical calorimetry: Tenth paper a formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known, *Archives of Internal Medicine*, Vol.17, No.6-2, pp.863–871 (1916).
- [17] McCullough, E.A., Jones, B.W. and Huck, J.: A comprehensive data base for estimating clothing insulation, *Trans. Ashrae*, Vol.91, No.2, pp.29–47 (1985).
- [18] Tetens, O.: Über einige meteorologische Begriffe, *Z. Geophys.*, Vol.6, pp.297–309 (1930).
- [19] Oka, T. and Obara, S.: Changes in temperature of external auditory canal and sweat rate during 60-min pedaling exercise, *Journal of Human Sciences, Faculty of Integrated Arts and Sciences, the University of Tokushima*, Vol.7, pp.1–9 (1999).
- [20] 栗原浩平, 谷地 誠, 窪田英樹, 池田光毅, 相建太郎, 濱田濱弘, 長野克則：P-26 素材の異なる衣服の日射透過率, 日射反射率, 日射吸収率 (ポスターセッション), 人間-生活環境系シンポジウム報告集, Vol.34, pp.209–212 (2010).
- [21] EKO 英弘精機株式会社：小型日射計 ML-01, EKO Instruments (オンライン), 入手先 (http://eko.co.jp/meteorology/met_products/0018.html) (参照 2014-11-21).
- [22] Kyoto Electronics Manufacturing Co., Ltd.: Heat Stroke Checker [WBGT-203A/213A], Kyoto Electronics Manufacturing Co., Ltd. (online), available from (<http://www.kyoto-kem.com/en/product/wbgt2xx/>) (accessed 2014-11-30).



濱谷 尚志 (学生会員)

平成 25 年大阪大学基礎工学部情報科学科卒業。平成 27 年同大学大学院博士前期課程修了。同年同大学院博士後期課程入学。



内山 彰 (正会員)

平成 20 年大阪大学大学院情報科学研究科博士後期課程修了。同年イリノイ大学客員研究員。平成 21 年大阪大学大学院情報科学研究科特任助教。平成 25 年同大学院情報科学研究科助教。博士 (情報科学)。人の位置・行動セ

ンシングやモバイルヘルスケアに関する研究に従事。電子情報通信学会, IEEE 各会員。



東野 輝夫 (フェロー)

昭和 54 年大阪大学基礎工学部情報工学科卒業。昭和 59 年同大学大学院基礎工学研究科博士後期課程修了。同年同大学助手。現在, 同大学大学院情報科学研究科教授。博士 (工学)。分散システム, 通信プロトコル, モバイル

コンピューティング等の研究に従事。電子情報通信学会, ACM 各会員。IEEE Senior Member。