

ウェアラブルセンサを用いた生体温熱モデルに基づく 深部体温推定法の提案

濱谷 尚志^{1,a)} 内山 彰^{1,b)} 東野 輝夫^{1,c)}

概要：暑熱環境や運動によって上昇する身体深部の体温変化を把握することは、近年問題となっている高齢者の室内における熱中症や、夏季のスポーツにおける熱中症の予防において重要である。身体深部の体温（深部体温）を測定するためには直腸温度や鼓膜温度など、身体中枢に近い部分の温度を測定する必要があるが、活動中の測定は困難である。そこで本研究では活動中に測定可能な体表温および心拍数と生体温熱モデルに基づき深部体温を推定する手法を提案する。生体温熱モデルには個人差や日によって異なる体調を表すパラメータが存在しており、高精度な予測を実現するにはこれらのパラメータを適切に定める必要がある。提案手法では少ないユーザ負担で適切なパラメータを決定するため、活動中の体表温度を基準にリアルタイムでキャリブレーションを行う。実際に暑熱環境下で7人の歩行データを収集し、合計52時間分のデータに対して性能評価を行った。評価結果から、提案手法により個人差パラメータを調整することで生体温熱モデルによる深部体温の推定精度を16%向上できることを確認した。

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できるだけ近い部位の温度を測定することが望ましい。しかし、運動中の測定や継続的な測定は困難であり、現状では気温や湿度を考慮した湿球黒球温度 (WBGT) による段階的な熱中症の危険度予報にとどまっている。このため、人によって異なる身体的特徴や体調を考慮できない。

深部体温の上昇の原因となる空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、身体全体の熱収支を定式化することで全身の体温を計算可能な生体温熱モデルが存在する [4], [14], [16]。これらの生体温熱モデルに対して、利用者の人種や体格といった個人差を表すパラメータを考慮し、利用者に適したパラメータキャリブレーションを行う取り組みがなされている [15]。しかし、一般にキャリブレーションには体表の複数部位と直腸、鼓膜などにプローブを装着する必要があるユーザの負担を伴う上に、環境を調整可能な実験室が必要となる。また、一度キャリブレーションを行ったパラメータでも、体調によ

って発汗や血流の反応が異なるため、常に利用できるとは限らない。

そこで本研究では、生体温熱モデルのパラメータキャリブレーションにおける先の問題に対して、活動中でも常時測定可能な生体情報や環境情報を用いてリアルタイムにキャリブレーションを行うことでユーザに負担をかけず、高精度に深部体温を推定する手法を提案する。リアルタイムなキャリブレーションは、活動中に測定可能な体表温度を基準とすることで実現する。

以上の手法に対し、実際に暑熱環境下での被験者7名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、標準の2ノードモデルに対して深部体温の平均誤差を16%向上できることを確認した。本研究から得られた成果により、熱中症の原因となる深部体温の上昇を動的に調整したパラメータによって予測することが可能になる。個々人に対して、このまま運動を続けると深部体温が過度に上昇する、といったことがわかれば、適切な人を休憩させたり、給水を指示したりすることが可能になり熱中症の防止に役立つと期待できる。

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 [4], [14], [16]。

¹ 大阪大学 大学院情報科学研究科

a) h-takasi@ist.osaka-u.ac.jp

b) utiyama@ist.osaka-u.ac.jp

c) higashino@ist.osaka-u.ac.jp

これらの生体温熱モデルでは人体を部分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の産生、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 [4] は、人体を深部と体表の 2 層からなる球体とみなすモデルであり、発汗、震え、皮膚血流量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 [14] 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 箇所を深部・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。田辺らの 65 分割体温調節モデル [16] 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。以上のように生体温熱モデルにおいては、入力として与える情報の粒度と計算量、精度はトレードオフの関係となっている。

文献 [18] 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、様々な動きを伴う運動の場合には、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、正確な体温の推定にはセンサで得られる観測データに基いて推定精度を高める必要があると考えられる。

また、文献 [15] では、Gagge の 2 ノードモデル [4] において発汗や皮膚血流量に関連する 6 つの係数の全ての組み合わせに対し、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決定し、モデルの予想値がより実測に近づくことを示している。だが、キャリブレーションを行うためには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ことが問題である。

2.2 生体情報の測定方式

本研究では深部体温に関連する様々な情報をセンサにより取得する。深部体温は他の生体パラメータに加えて、環境情報や運動の負荷と関連するためこれらの値をセンシングする必要がある。環境情報は対象環境において気温・湿度計を設置することで容易に収集可能である。運動の負荷についてはユーザの動き (加速度) から求める方法や心拍数に基づく運動強度の推定手法、既存の指標 (歩行、ランニング、水泳などの基本的な運動強度を網羅) など様々な推定手法が存在する。提案手法ではこれらの運動負荷推定手法の中から、運動に合わせて適切な手法を選択、または組

み合わせて利用する。

人の体温に関連する生体情報のうち、測定可能な項目としては、発汗量、心拍数、体表温度が挙げられる。発汗量を計測する方法としては大きく二通りの方法があり、一つはガルバニック皮膚反応 (GSR) と呼ばれる皮膚の電気抵抗の変化に基づく方法 [12] である。この方法は発汗によって皮膚の電気抵抗が小さくなることを利用したもので、嘘発見器にも応用されている。実際に運動中でも利用可能な腕時計型のデバイス [8] が販売されており、測定が容易であることが特徴である。もう一つは皮膚から汗が蒸発する際の水蒸気量を計測する手法 [13] である。水蒸気量を測定するために外気との湿度差を求めることが必要であり、エアポンプを用いて常に空気を入れ替える方式 (換気カプセル法) や、エアポンプによる気流をシリカゲルで再現することで発汗量を計算するセンサ [9] が開発されている。いずれにおいても実際に空気中の水分量から発汗量を割り出すため精度が高い。しかし、換気カプセル法では空気を常時入れ替える必要があるため装置や電源の小型化が課題である。また、シリカゲルを利用した方式は、自然気流を利用するため運動中の大量発汗の際にはシリカゲル吸着速度が不足し、測定精度が低下する場合がある。

心拍数の測定機器は充実しており、Bluetooth 通信を用いてスマートフォンでデータを記録、閲覧できる機器 (micoach など [6]) も販売されている。最も一般的な胸部にパッドを装着して計測する手法 [11] の他、指先や手首内の血管への緑色光放射の反射光観測に基づく計測手法 [2] も存在するが、激しい動きを伴う運動では指先や手首でのセンシングはセンサのずれによるノイズが生じやすいという問題がある。

体表温度の測定には直接測定する方法とサーモグラフィーを利用する方法の二通りが考えられる。直接測定は激しい運動の際にも密着しているため正確な計測が可能であり、サーモグラフィーと違い被験者の移動を考慮する必要がない。だが、体表温度は身体の中核近くと末端で異なり、複数部位の体表温度を測定することが望ましい。サーモグラフィーを利用する場合には温度の分布を解析し人体の部位とマッチングさせる必要があるが、全身を同時に計測できることがメリットである。デメリットとしては動きを伴う運動では常時計測することが困難である点、複数人が同時に映った場合に個人を識別できない点が挙げられる。

3. 提案手法

3.1 概要

提案手法ではユーザがウェアラブル生体センサを装着し、暑熱環境下で活動していることを想定する。センサが測定した発汗量、消費カロリーなどの生体情報や気温、湿度などの環境情報は携帯電話網や WiFi などの無線ネットワークを通じてサーバに集約される。

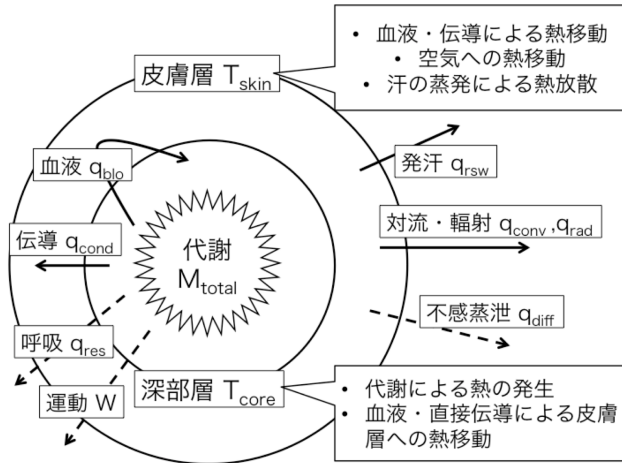


図 1 2 ノードモデル

サーバでは 2 ノードモデルに基づき深部体温のシミュレーションを行うため、(1) ユーザ情報 (ユーザの身長、体重から前もって計算した基礎代謝量、体表面積、皮膚層と深部層の質量)、(2) 環境情報 (環境センサから収集した気温、湿度)、(3) 生体情報 (ウェアラブルセンサから収集した心拍数に基づき推定した運動量) を入力として利用する。

提案手法では高精度に深部体温を推定するため、2 ノードモデルにおける個人差を表すパラメータ (個人差パラメータ) のキャリブレーションをリアルタイムに行う。キャリブレーションは活動中にウェアラブルセンサを用いて測定した体表温度を基準として用い、シミュレーションによる体表温度の推定結果との差を最小化するようなパラメータを決定する。

3.2 2 ノードモデル

3.2.1 概要

提案手法では、運動中に利用可能な生体熱モデルとして Gagge の 2 ノードモデル [4] を用いる。生体熱モデルでは、運動量や気温を入力として与えることで、運動代謝によって身体の内側から熱が発生し体外へ放出されるまでの働きや、空気から熱を受ける/奪われる反応を物理的に計算可能である。図 1 に示すように 2 ノードモデルでは皮膚層と深部層における熱産生、熱の移動を単位時間毎に計算する。深部層では代謝によって熱が発生し、中枢体温の上昇を防ぐために血液や直接伝導によって皮膚層へと熱が伝わる。また、呼吸により体外へ空気とともに熱を放出する。一方、皮膚層では深部層から受けた熱を体外へ放出するため、皮膚の血流量を増加させることによる空気との温度勾配、および発汗による気化熱を利用して体外へと熱を放出する。また、体表からの熱放射および発汗以外の水分蒸散による熱の放出も常時行われる。以下では、これらの熱移動の計算式を詳細に説明する。

3.2.2 熱移動計算

皮膚層における体温変化 dT_{skin} は以下の式で表される。

$$m_{skin} \cdot c_{skin} \cdot dT_{skin} = (q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body}.$$

m_{skin} , c_{skin} , A_{body} はそれぞれ皮膚層の質量、皮膚層の比熱、体表の面積を表している。 q_{cond} , q_{blo} はそれぞれ深部層から直接伝導によって伝わる熱、血液によって伝わる熱を表し、 q_{rsw} , q_{diff} , q_{conv} , q_{rad} はそれぞれ皮膚層から発汗、発汗以外の水分蒸散によって体外に放出される熱、空気との温度差により移動する熱、体表から熱放射によって空气中へ放出される熱を表す。

同様に、深部層での体温変化 dT_{core} は次式で表せる。

$$m_{core} \cdot c_{core} \cdot dT_{core} = (M_{total} - W - q_{res} - q_{cond} - q_{blo}) \cdot A_{body}.$$

m_{core} , c_{core} , M_{total} , W はそれぞれ深部層の質量、比熱および全身の代謝で発生する熱、外的仕事に使われる熱量を表し、 q_{res} は呼吸による体外への熱放出を表す。血液による熱移動 $q_{blo}[W/m^2]$ は

$$q_{blo} = c_{blo} \cdot V_{blo}(T_{core} - T_{skin}),$$

と定義され、 c_{blo} と V_{blo} は血液の比熱、皮膚層の血流量を示す。 T_{core} および T_{skin} はそれぞれ深部層の温度、皮膚層の温度を表す。層間の伝導熱 q_{cond} は、皮膚層の最小熱コンダクタンス K_{min} を用いて

$$q_{cond} = K_{min}(T_{core} - T_{skin}),$$

と表せる。 q_{conv} および q_{rad} は対流、輻射による熱移動で、

$$q_{conv} + q_{rad} = h_{total}(T_{skin} - T_{air})F_{cl},$$

と定義される。 h_{total} は対流と輻射を組み合わせた皮膚から空気への熱伝達率、 F_{cl} は体表から衣服を通過して空気へ移動する有効熱移動係数である。 h_{total} , F_{cl} は以下の式で表される。

$$h_{total} = h_{conv} + h_{rad},$$

$$F_{cl} = 1/(1 + 0.155 \cdot h_{total} \cdot clo).$$

clo (クロ値) は衣服の熱抵抗を表す。

発汗以外の皮膚からの水分の蒸散 (不感蒸泄) に伴う熱放出 $q_{diff}[W/m^2]$ は以下の式で定義される。

$$q_{diff} = 0.06 \cdot E_{max},$$

$$E_{max} = 2.2 \cdot h_{conv}(P_{skin} - \phi_{air} \cdot P_{air})F_{pcl}. \quad (1)$$

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を表し、 ϕ_{air} は空気の湿度である。 F_{pcl} は

蒸発した水分が皮膚から衣服を通じて空気中へ移動する際の有効物質移動係数で、以下の式で定義される。

$$F_{pcl} = 1 / (1 + 0.143 \cdot h_{conv} \cdot clo).$$

呼吸による熱損失 q_{res} 、発汗による熱放出 $q_{rs w}$ は

$$q_{res} = 0.0023 \cdot M_{total} (44 - \phi_{air} \cdot P_{air}), \quad (2)$$

$$q_{rs w} = 0.7 \cdot m_{rs w} \cdot 2^{(T_{skin} - T_{skin_ini})/3},$$

と定義される。 $m_{rs w}$ は総発汗量、 T_{skin_ini} は体表温度の初期値を表す。

表 1 は以上の式における定数の一覧である。これ以外の入力情報の収集方法については 3.3 節で述べる。

表 1 定数一覧

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
衣服の熱抵抗 clo	0.6
対流熱移動係数 h_{conv}	4.3
輻射熱移動係数 h_{rad}	5.23
有効熱移動係数 F_{cl}	0.53
有効物質移動係数 F_{pcl}	0.73

3.2.3 個人差パラメータ

2 ノードモデルにおける個人差を反映するために、発汗量、および皮膚血流量の計算式における定数、係数を調整する手法がこれまでに提案されている [15]。文献 [15] では発汗量 $m_{rs w}$ 、皮膚血流量 V_{blo} を以下のように定め、パラメータ $pr1 - pr6$ を調整することで個人差を考慮している。

$$m_{rs w} = pr3 \cdot (T_{core} - pr1) \cdot (T_{skin} - pr2) \cdot \frac{1}{1000} \cdot \frac{1}{60}. \quad (3)$$

$$V_{blo} = \frac{pr4 + pr5 \cdot (T_{core} - pr1)}{1 + pr6 \cdot (pr2 - T_{skin})} \cdot \frac{1}{60}.$$

安静時を対象とする先行研究とは異なり本研究では運動中のパラメータ調整を行うため、標準の 2 ノードモデルにおいて運動時に追加される項と調整対象パラメータを加え発汗量の計算式 (3) を次のように修正する。

$$m_{rs w} = pr7 \cdot (T_{core} - pr1) + pr3 \cdot (T_{core} - pr1) \cdot (T_{skin} - pr2) \cdot \frac{1}{1000} \cdot \frac{1}{60}.$$

式中 $pr1$, $pr2$ はそれぞれ T_{core} , T_{skin} のシミュレーションにおける初期値であり、式では T_{core} と $pr1$, および T_{skin} と $pr2$ の変化分を計算している。この変化は自律神経の反応を表現しており、発汗作用と皮膚層の血流量の増加が深部層、皮膚層の温度上昇により起こることを表している。

運動や暑熱環境によって体温が上昇すると、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、空気中へ放出する。同時に、発汗量を増加させ、その気化熱を利用して体表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。

$pr3 - pr7$ は各計算式における定数、係数を示しており、これらと括弧内で計算される体温の変化分から発汗量、血流量を求める。もし括弧内の計算値が負の値になる場合には、0 として処理する。本研究では暑熱環境下での運動時の調整を対象としているため、体表温度の低下は起こらないと考えられる。したがって、 $pr2 < T_{skin}$ が仮定でき、 $pr6$ の値が計算結果に影響しないため、 $pr6$ は調整しないものとする。

文献 [15] では $pr1$ から $pr6$ まで全てのパラメータについて調整を行っているが、本研究では運動開始直前に鼓膜温度を測定することで $pr1$ の実測値を得るものとする。また、装着しているウェアラブルセンサから $pr2$ の実測値が得られる。したがって調整対象パラメータは $pr3, pr4, pr5, pr7$ の 4 つとする。これらのパラメータに対し、2 ノードモデルで用意されているデフォルトの値から一定範囲内の値を用いてキャリブレーションを行う。キャリブレーションの対象範囲は経験的にデフォルト値の 30% から 170% の間で 10% 刻みとする。各パラメータの調整範囲を表 2 に示す。太字は 2 ノードモデルでのデフォルト値を示す。パラメータの組み合わせ総数は $15^4 = 50,625$ 通りである。

表 2 パラメータ調整区間

$pr3$	30	40	...	100	...	160	170
$pr4$	1.89	2.52	...	6.3	...	10.08	10.71
$pr5$	22.5	30	...	75	...	120	127.5
$pr7$	75	100	...	250	...	400	425

3.3 モデル入力の取得方法

本節では 2 ノードモデルでシミュレーションを行うために必要な入力の取得方法について述べる。身体の情報である皮膚層の質量 m_{skin} および深部層の質量 m_{core} は 2 ノードモデルで利用されている体重に対する比率を参照して以下のように求める。

$$m_{skin} = weight \cdot \frac{3.4}{81.7},$$

$$m_{core} = weight \cdot \frac{78.3}{81.7}.$$

体表の面積 A_{body} は文献 [3] で示される以下の式を利用してあらかじめ測定しておいた身長 [cm]、体重 [kg] から推定する。

$$A_{body} = weight^{0.425} \cdot height^{0.715} \cdot 71.84 \cdot \frac{1}{10000}.$$

気温 T_{air} 、湿度 ϕ_{air} の測定には京都電子工業製のポータ

ブル環境計 WBGT-203B[7] を用い、測定した値に基づき式 (1), (2) における P_{skin} , P_{air} を文献 [17] より次の式を用いて計算する.

$$P = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T / (T + 237.3))}.$$

体表温度の測定には、腕時計型センサ Basis B1[8] を用いる. このセンサでは消費カロリー、手首の温度、ガルバニック皮膚反応 (GSR)、および心拍数が計測可能であり、測定したデータを Bluetooth を用いてスマートフォンと同期することが可能である. 本研究ではこれらの情報のうち体表の温度を用いる. 他の情報、例えば GSR は皮膚の電気抵抗であるため精神性発汗の計測には適しているが、運動時の発汗量を正確に測定することは難しい. また、光センサによる心拍数計測では運動中の動きによって連続的な計測が困難であるため、代わりに胸部装着型の心拍計 adidas microach [6] を用いて文献 [10] の式により運動における代謝量 M_{ex} を以下のように求める.

$$M_{ex} = VO2max \times \frac{heartrate}{maxHR} \times \frac{5 \cdot 1000 \cdot 4.186}{1000 \cdot 60},$$

$$VO2max = 15 \cdot \frac{maxHR}{restHR},$$

$$maxHR = 220 - age.$$

運動における代謝は最大酸素摂取量 $VO2max$ に運動強度を掛け合わせることで得られる. 最大心拍数 $maxHR$ は年齢 age より推定する. $restHR$ は安静時の心拍数であり、実験前の数分間心拍センサを装着し、安静状態の心拍数の平均値から与える.

また、文献 [5] に基づき身長 $height$ [cm], 体重 $weight$ [kg], 年齢 age から男女別に以下の式を用いて基礎代謝量 M_{basal} を求める. 男性の場合は,

$$M_{basal} = (66.47 + 13.7516 \cdot weight + 5.00 \cdot height - 6.78 \cdot age) \cdot 1000 \cdot 4.186 \cdot \frac{1}{24 \cdot 60 \cdot 60},$$

女性の場合は

$$M_{basal} = (655.07 + 9.563 \cdot weight + 1.85 \cdot height - 4.68 \cdot age) \cdot 1000 \cdot 4.186 \cdot \frac{1}{24 \cdot 60 \cdot 60},$$

と計算する. 従って、総代謝量 M_{total} は以下で定義される.

$$M_{total} = M_{basal} + M_{ex}.$$

運動における代謝のうち、外的仕事として放出される熱量 W は熱変換の係数 W_{eff} を用いて以下のように計算できる.

$$W = M_{ex} \cdot W_{eff}.$$

W_{eff} は運動の種類ごとに異なる値を持つ. 4 章の実験では歩行運動を実施しているため、文献 [1] を参考に $W_{eff} = 0.4$ と定めた.

表 3 実験環境

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 名 (男性 6 名, 女性 1 名)
運動強度	歩行 (時速 5km)
測定項目	体表温度 (手首), 心拍数, 深部体温 (鼓膜温度) 気温, 湿度

表 4 気象条件

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	晴	31.8	49
9/3	曇	28.1	64
9/4	曇	28.9	73
9/5	曇	31.3	71

3.4 個人差パラメータと深部体温の推定

本節では、シミュレーションによる個人差パラメータの推定方法について述べる. 時刻 t までに得られた気温の系列 $\mathbf{T}_e^t = \{T_e^0, T_e^1, \dots, T_e^t\}$, 湿度の系列 $\mathbf{H}_e^t = \{H_e^0, H_e^1, \dots, H_e^t\}$, 運動代謝量の系列 $\mathbf{M}_{ex}^t = \{M_{ex}^0, M_{ex}^1, \dots, M_{ex}^t\}$, および実際に測定した深部体温の初期値, 体表温度の初期値を入力とし、個人差パラメータの全ての組み合わせに対しシミュレーションを行うことで、パラメータの組み合わせ毎に体表温度の系列

$$\mathbf{T}_s^t = \{\hat{T}_s^0, \hat{T}_s^1, \dots, \hat{T}_s^t\},$$

を得る. ユーザに最適な個人差パラメータの組み合わせを決定するため、得られた体表温度の系列に対し実際に測定した体表温度の系列 $\mathbf{T}_s^t = \{T_s^0, T_s^1, \dots, T_s^t\}$ との非類似度を定義する. 非類似度は以下の平均二乗誤差 d により定義される.

$$d = \frac{1}{t} \cdot \sum_{i=0}^t (T_s^i - \hat{T}_s^i)^2. \quad (4)$$

d を最も小さくするようなパラメータの組み合わせ θ_{opt} が最適なパラメータである. このパラメータ θ_{opt} を用いた時のシミュレーションで計算された深部体温

$$\mathbf{T}_c^t = \{\hat{T}_c^0, \hat{T}_c^1, \dots, \hat{T}_c^t\},$$

がユーザの推定深部体温系列となる.

4. 性能評価

4.1 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

表 5 被験者情報

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

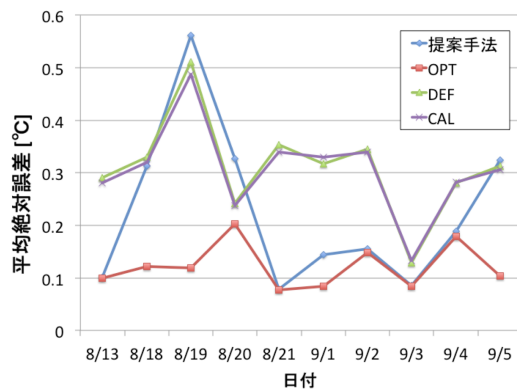


図 2 全日程における平均誤差 (被験者 A)

験者はセンサ Basis B1 および心拍センサ adidas micoach を装着し、表 3, 4, 5 の条件の下で時速 5km で 60 分間の歩行を行った。また、深部体温の真値として鼓膜温度計 DBTL-2 を用いて鼓膜温度を測定した。このセンサは柔らかいプローブ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の危険性も低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 を携帯することにより、運動中の気温、湿度も収集した。

評価指標は深部体温の平均絶対誤差であり、運動開始時から深部体温推定を行った時点までに収集されたデータに基づき決定されたパラメータによるシミュレーション値と真値の絶対誤差の平均で定義される。以降では明示しない限り、60 分間で収集したデータを用いてキャリブレーションを行った場合の性能を評価している。比較対象として、(1) デフォルト (DEF), (2) 真値を用いたキャリブレーション (OPT) を用いる。DEF は 2 ノードモデルのデフォルト値を用いた場合であり、OPT は実際に測定した深部体温との平均二乗誤差を最小化するようなパラメータを用いた場合である。

シミュレーションにおける単位時間を 1 分とし、メモリ 23.6GB, Intel Xeon 2.66GHz 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、キャリブレーションにかかった時間は約 32 秒であり、活動中の深部体温の推定には十分実用的な計算時間であった。

4.2 日による差異

日ごとの個人差パラメータの差異を確認するため、事前にキャリブレーションを行った場合 (CAL) との比較を行った。CAL は深部体温センサを装着し、60 分間のエアロバイク運動を行ったときの深部体温に対して、平均二乗誤差を最小化するように、モデルのパラメータを決定する方式である。被験者 A について、キャリブレーションを 2014 年 5 月 25 日に行った。決定された各パラメータは $\{pr3, pr4, pr5, pr7\} = \{40, 10.71, 127.5, 125\}$ である。

被験者 A の全日程における提案手法、DEF、OPT、および CAL における平均誤差を図 2 に示す。この結果より、CAL ではデフォルトのモデルと比較してほとんど精度の向上が見られないことが分かる。この理由は、深部体温に基づくキャリブレーションはキャリブレーションを行った日や、キャリブレーションを行った運動については有効であるが、日ごとに異なるパラメータを考慮できないためである。

一方で提案手法では 10 日間のうち 6 日で OPT に近い精度を達成しており、日ごとに異なるパラメータを適切に発見できていることが分かる。しかしながら、残りの 4 日はデフォルトのモデルと同程度かやや劣る精度にとどまっている。この原因として、2,3,4 日目は表 4 より晴天で特に高温であり、利用している 2 ノードモデルでは太陽から皮膚層が受ける日射の影響を考慮できないため、パラメータ調整に失敗したと考えられる。この問題については 2 ノードモデルの皮膚層での熱計算において、日射量から物理的に温度上昇を計算する項を追加することで考慮することが可能であると推察する。このような問題があるものの、提案手法は被験者 A に対して DEF と比較して平均 0.08°C の推定精度の向上を達成しており、個人差パラメータの日による違いに対応できていることが確認できた。

4.3 キャリブレーション時間

キャリブレーション時間と精度の関係を明らかにするため、10 分から 60 分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パラメータ調整を行った結果を図 3 に示す。

DEF の場合パラメータは固定であるためキャリブレーション時間の影響を受けないにも関わらず、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挙げられる。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、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。従って、時間平均を取った場合でも誤差の蓄積が避けられない。このため提案手法でも、キャリブレーション時間が増加するにつれて DEF と同様に平均絶対誤差が徐々に増加している。一

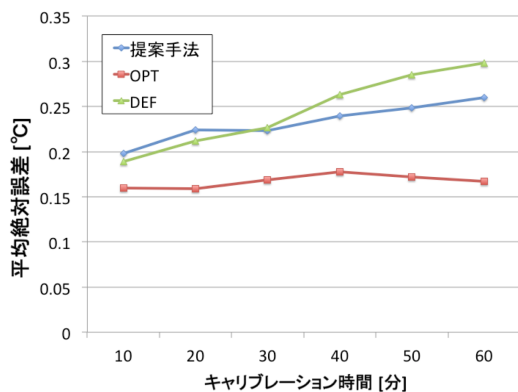


図 3 キャリブレーション時間と平均誤差

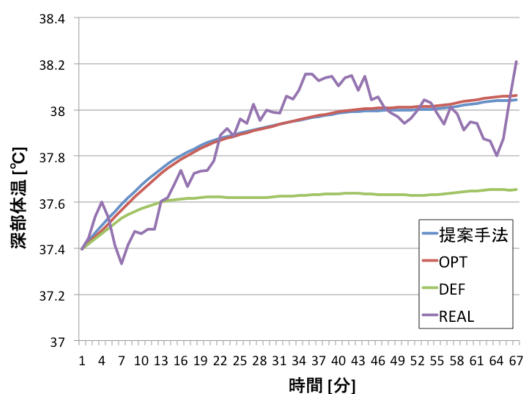


図 4 深部体温の時間変化の例

方、提案手法の DEF に対する相対的な誤差は 40 分以降で時間の経過と共に小さくなっている。この結果から、提案手法はキャリブレーション時間が長いほどデフォルトのモデルに対して相対的に誤差が小さくなることが分かった。しかしながら、キャリブレーション時間の増加とともに誤差は増加しているため、誤差の蓄積を低減することが課題となる。例えば、別の部位の体表温度を計測することによる体表温度の正確な計測や、発汗量センサの利用により発汗量もパラメータ調整の基準として利用することが考えられる。

実際にパラメータ調整を行った時の深部体温の時間変化の一例を図 4 に示す。この例では、DEF は実測との誤差が大きいが、提案手法によって適切なパラメータ調整が行われていることが分かる。しかし、この場合においても実測の深部体温の値 (REAL) は上下しているため平均絶対誤差が一定量存在することが確認できる。

以上のようにモデルそのものの性能限界はあるが、提案手法によるパラメータ調整では DEF と比較して深部体温の平均絶対誤差を 0.05°C 改善可能であることが分かる。提案手法は OPT には精度が及ばないが、DEF に対して約 16% 誤差を低減させることができており、リアルタイムにキャリブレーションを行うことの有効性が確認できた。

5. まとめ

本稿では、ウェアラブルセンサを用いて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調整する手法を提案した。活動中でも容易に測定可能な体表温度を利用して、センサから得られた体表温度と生体温熱モデルによる計算された体表温度の差を最小化するパラメータを決定することで、キャリブレーションを行う。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平均絶対誤差 0.27°C で深部体温を推定できることを示した。今後、推定精度の向上のために追加のセンサの利用や、日射量などの追加情報のモデルへの適用を検討している。

参考文献

- [1] 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).
- [2] Chipouras, C., D'Onofrio, A. and Sexton, K.: Heart Rate Monitoring During Physical Exercise.
- [3] 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).
- [4] Gagge, A.: An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response, *ASHRAE Trans.*, Vol. 77, No. 2192, pp. 247–262 (1971).
- [5] Harris, J. A. and Benedict, F. G.: A biometric study of human basal metabolism, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 4, No. 12, p. 370 (1918).
- [6] <http://micoach.adidas.com/>:
- [7] <http://www.kyoto-kem.com/en/product/wbgt2xx/>:
- [8] <http://www.mybasis.com/>:
- [9] http://www.rousettes.com/Psp_SNT-200.html/:
- [10] Keytel, L., Goedecke, J., Noakes, T., Hiiloskorpi, H., Laukkanen, R., Van Der Merwe, L. and Lambert, E.: Prediction of energy expenditure from heart rate monitoring during submaximal exercise, *Journal of Sports Sciences*, Vol. 23, No. 3, pp. 289–297 (2005).
- [11] Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J. and Schwartz, P. J.: Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *European heart journal*, Vol. 17, No. 3, pp. 354–381 (1996).
- [12] Montagu, J. and Coles, E.: Mechanism and measurement of the galvanic skin response., *Psychological Bulletin*, Vol. 65, No. 5, p. 261 (1966).
- [13] Ohhashi, T., Sakaguchi, M. and Tsuda, T.: Human perspiration measurement, *Physiological measurement*, Vol. 19, No. 4, p. 449 (1998).
- [14] Stolwijk, J. A.: A mathematical model of physiological temperature regulation in man, *National Aeronautics and Space Administration*, Vol. 1855, No. NAS 9-9531 (1971).
- [15] 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).
- [16] 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).
- [17] Tetens, O.: Uber einige meteorologische Begriffe, *Z. Geophys.*, Vol. 6, pp. 297–309 (1930).
- [18] 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).