

推薦論文

# 多様な運動負荷を考慮した 装着型センサによる深部体温推定法の提案

濱谷 尚志<sup>1,a)</sup> 内山 彰<sup>1</sup> 東野 輝夫<sup>1</sup>

受付日 2017年2月6日, 採録日 2017年8月9日

**概要:** 近年, 熱中症による救急搬送者数は増加しており, 熱中症の予防や兆候の早期検知が社会的に求められている. 本研究では熱中症の直接要因である深部体温の上昇を検知するため, 運動中に装着可能なウェアラブルセンサ, および Gagge の 2 ノードモデルを用いて深部体温を推定する手法を提案する. 提案手法では深部体温の推定精度の向上のため, 6 種類のモデルパラメータの 230,400 通りの組合せについて深部体温のシミュレーション結果を網羅的に生成する. 網羅的に生成した深部体温に対し, 休憩中などに鼓膜温度計を用いて測定した深部体温に基づき推定値が実測に最も近づくパラメータを決定し, そのパラメータを用いて深部体温の推定を行う. さらに, スポーツ環境にモデルを適用させるために必要な日射, 風, 水分補給の影響を組み込み, モデルの運動負荷の変化への追従性能を向上させるため新しく 2 種の遅延パラメータを提案した. 以上のモデルに対し, エアロバイク運動, 歩行, 走行, テニスの合計 120 時間以上の実データを用いて評価を行った結果, 平均絶対誤差 0.24 度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, 生体温熱モデル, Gagge の 2 ノードモデル, ウェアラブルセンサ, パラメータ調整

## On-line Core Temperature Estimation Using Wearable Sensors During Sport with Variable Exercise Intensity

TAKASHI HAMATANI<sup>1,a)</sup> AKIRA UCHIYAMA<sup>1</sup> TERUO HIGASHINO<sup>1</sup>

Received: February 6, 2017, Accepted: August 9, 2017

**Abstract:** Estimating rising of core temperature is quite important for preventing heat stroke. In this paper, we propose a novel method to estimate core temperature by integrative use of Gagge's two-node human thermal model and 230,400 combinations of individual parameters. The most important contribution of this paper is to propose estimation of core temperature which is applicable to the actual sport scenes. For accurate estimation during sports with variable exercise intensity, we also propose two delay parameters and additional equations representing the effect of solar radiation, wind and water ingestion to reproduce actual response of core temperature. We confirmed the proposed method could estimate core temperature within 0.30°C error through more than 120 hours exercise consisting of biking, walking, running and tennis.

**Keywords:** heat stroke, core temperature, human thermal model, Gagge's two-node model, wearable sensor, individual parameter

### 1. はじめに

近年, 高齢者の屋内における熱中症や, クラブ活動などのスポーツ中の熱中症の発生が問題となっている. 暑熱環

境や高負荷の運動により人の身体深部の体温 (深部体温) は上昇するが, 通常, 人体は体温の過度な上昇を防ぐために, 発汗や皮膚血流増加などの体温調節機能により熱を体外へ放出している. しかしながら, 初夏など暑さに慣れて

<sup>1</sup> 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

<sup>a)</sup> h-takashi@ist.osaka-u.ac.jp

本論文の内容は 2016 年 7 月のマルチメディア, 分散, 協調とモバイル (DICOMO2016) シンポジウムにて報告され, モバイルコンピューティングとパーベイシブシステム研究会主査により情報処理学会論文誌ジャーナルへの掲載が推薦された論文である.

いない場合や高齢者は体温調節機能が不十分であることもしばしばあり、こういった場合に熱中症の発症リスクが高まる。

そのため、根本的な原因である深部体温の上昇を把握し、空調の調整や休憩、給水を行うことが熱中症の予防に効果的である。深部体温は医療用のプローブや家庭用の体温計で計測可能であるものの、医療用プローブは侵襲性が高く運動中に利用することができない。また、家庭用の体温計では腋窩温や舌下温を計測するものの、計測のために安静条件が必要となる。こういった計測方法に対し、現在では経口カプセル式の深部体温センサ [1]、ヘッドマウント式の額温度センサ [2]、額貼り付け式の深部体温センサ [3] などが市販されている。しかしながら、カプセル式センサでは使い捨てにともなうランニングコストの問題、ヘッドマウント式のセンサでは風や日射などの計測値への影響、額貼り付け式のセンサは運動などによる急激な体温の変化をとらえるには不向きであるという課題がそれぞれ存在し、いまだこれらのセンサでは運動時に深部体温を計測することは困難である。

こういった課題を解決するため、現在、運動中に計測可能な限られた情報に基づいて深部体温を推定する手法が複数提案されている。Buller ら [4] は心拍数の計測値に対しカルマンフィルタを適用し、真の状態として深部体温を推定するモデルを提案している。この手法では軍事活動に従事する被験者を対象として収集したデータセットに対し、二乗平均平方根が 0.21 度であることを示している一方で、モデルにおいて人ごとに異なるパラメータ (バイアス値) を決定するために事前に 30 分以上の深部体温 (直腸温) の計測が必要であること、およびユーザの年齢や運動慣れの度合いがモデルに影響する可能性を示している。Yabuki ら [5] は屋外作業員の熱中症予防のため、作業空間の 3D モデルに対し流体シミュレーション、および影のシミュレーションを行い生体温熱モデルと組み合わせることで、作業環境内における作業員の深部体温変化の予測を行っている。これらの手法では非侵襲センサから得られる情報のみに基づいて深部体温の推定を実現しているものの、事前のパラメータ学習、または 3D モデルの構築および事前のシミュレーションの実施が必要となる。

これらの既存手法に対し、筆者らは多様な被験者、環境において事前のキャリブレーションをとまわずに深部体温を推定するため、ウェアラブルセンサから得られる計測値、および Gagge の 2 ノードモデルを用いて深部体温を推定する手法を提案した [6]。この手法はウェアラブルセンサで計測可能な体表温度に基づき、Gagge の 2 ノードモデルにおける 4 種類のパラメータのキャリブレーションを運動中に行うことで、個人差や体調の違いを考慮した深部体温の推定を行う。しかしながら、その後の研究において、キャリブレーションの効果を得るためには 40 分間の体表

温度の計測が必要であること、および負荷変動をとまなう運動に対し、体表温度に基づくパラメータ調整の効果がほとんど得られないという 2 つの問題を確認している [7]。

そこで、本研究ではこれらの課題を解決するため、より短時間で実施可能な新しいキャリブレーション方法、および負荷変動環境における体温調節反応を再現するための 2 種類の新しいモデルパラメータを提案する。提案手法では、先行研究 [6] と同様にウェアラブルセンサから得られる情報を Gagge の 2 ノードモデルに与えることで深部体温の推定を行い、同時に 230,400 通りの組合せが存在する 6 種類の個人差パラメータのキャリブレーションを行うことで個々の体温調節反応の違いを考慮する。パラメータの調整には、休憩中などのわずかな時間において 10 秒程度で安全に計測可能な深部体温を用いることで、ユーザの負担を最小限に抑えつつ、短時間で高精度なキャリブレーションを実現する。加えて、本研究では屋外スポーツ環境において 2 ノードモデルを適用するため、日射、風、飲水による熱の発生・移動をモデル化する。

以上の提案手法の効果を確認するため、エアロバイク運動・歩行・走行・テニスをのべ 120 時間以上行ったデータセットを用いて性能評価を行った。その結果、エアロバイク運動・歩行・走行・テニスにおける深部体温の平均推定誤差はそれぞれ 0.20 [°C], 0.20 [°C], 0.30 [°C], 0.28 [°C]、全体の平均推定誤差は 0.24 [°C] であることを確認し、負荷が変動する運動や休憩をとまなう運動に対しても深部体温の推定精度を向上できることが分かった。

本研究の貢献は次のとおりである。

- Gagge の 2 ノードモデルによる深部体温のシミュレーション性能を向上させるため、新しい 2 種類の遅延パラメータを提案し、負荷変動をとまなう運動におけるモデルの追従性能の向上を確認した。
- ユーザの負担を最小限に抑えつつ、より効果的なパラメータ調整を行う手法を新しく考案した。
- 屋外暑熱環境に 2 ノードモデルを適用させるため、日射、風、水分摂取の影響をモデル化した。

## 2. 関連研究

### 2.1 深部体温の計測

深部体温を計測するためには直腸、鼓膜、食道、肺動脈などの部位の温度計測が必要である。日常生活においてこういった部位を計測することは困難であり、代わりに腋窩温や口腔温を計測する。腋窩温や口腔温は簡便に、かつ安定して計測可能な一方で、実際の深部体温より低くなる傾向があるため、熱中症の早期検知などに活用することは難しい。また、計測のために安静状態を維持する必要があるため、運動中にこういった部位を計測することは困難である。

こういった課題に対し、容易に深部体温を計測できるセンサが開発されている [1], [3]。経口カプセル式の深部体温

センサ CorTemp [1] では、カプセルが搭載した温度センサ、および通信モジュールにより非接触で体内核心部の温度を計測することが可能である。こういったセンサでは深部体温の細かい反応を計測することが可能である一方で、カプセルは使い捨てであり、受信機も高価であるためコストが高いことが問題である。また、3M スポットオン深部温モニタリングシステム [3] では額に貼り付けた温度センサを加温し、深部体温と平衡状態にすることにより非侵襲で深部体温を計測可能である。これにより、臨床環境では利用者の負担を少なく、かつ連続的に深部体温を計測することが可能となるが、熱平衡を利用しているため、運動などによる体温の変動をとらえるには不向きである。

また、深部体温と相関の高い額温度を計測可能な帽子型センサ [2] が開発されている。運動中に額の温度を連続してモニタリングすることで、閾値を上回った場合に運動を中止することで熱中症のリスクを低下させることが可能である。一方で、文献 [8] では額の温度と脳温度の相関について報告しており、屋外環境では日射などの影響により両者の相関が必ずしも存在しないことが示されている。

## 2.2 生体温熱モデル

人体の温度変化を評価するため、体内の熱産生、体内の熱移動、および体外との熱交換を物理的に定式化したモデルがこれまでにいくつか提案されている [9], [10], [11]。これらの生体温熱モデルでは人体を部位ごとに分割し、各部位において隣接する部位、および外気との熱交換を逐次的に計算することで各部位の体温変化のシミュレーションを行う。Gagge の 2 ノードモデル [9] は人体を深部・皮膚の 2 つの層で表現したモデルであり、深部層で発生する熱が皮膚層を経由し体外へ放出される過程をモデル化している。Stolwijk が提案した 25 ノードモデル [10] では左右腕、左右脚、胴体、頭の 6 部位に人体を分割し、さらに各部位を深部、筋肉、脂肪、皮膚の 4 層に分割している。以上の 24 部位に血流を加えた 25 部位で熱計算を行う。Tanabe らの 65 ノードモデル [11] ではさらに詳細な分割により、詳細な部位ごとの体温変化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ではより高精度な生体反応を再現可能である一方で、入力すべき情報が多くなる問題が存在する。

このように、Gagge の 2 ノードモデルは最も簡単なモデルであるが、Takada らは 6 種類の可変パラメータを導入し、実際に測定した 7 点の皮膚温度、および直腸温度に基づきパラメータを最適化することでモデルの推定値がより実測に近づくことを示している [12]。可変パラメータは深部体温および皮膚温度の初期値、および体温の上昇にともなう発汗量、皮膚血流量の増加度合いを表している。これらのパラメータの値は人や体調によって異なるため、真値とモデルの推定値を比較しながらキャリブレーションを行

うことによりパラメータを調整する必要がある。しかしながらパラメータの調整のため 120 分間の安静状態が必要であり、ユーザの負担が大きい。また、運動中に合計 8 点の温度を計測することは困難であり、適用範囲が安静状態に限られる。

以上の課題を解決するため、筆者らはこれまでにウェアラブルセンサを用いた運動中に適用可能な個人差パラメータの調整手法を提案した [6]。提案方式では腕時計型のウェアラブルセンサから得られる心拍数や環境に設置したセンサから得られる気温、湿度を入力として 2 ノードモデルによる深部体温シミュレーションを行う。さらに、3,200 通り存在する 4 種類の個人差パラメータの組合せに対し、すべてのパラメータ組における体表温度の変化を網羅的に生成し、センサから得られた実測値に最もマッチするパラメータを発見することで個人差パラメータの調整を行う。この方式により、40 分程度の体表温度のモニタリングによりモデルの推定精度を向上させられることを確認している。一方で、体表温度に基づくパラメータ調整方式では、負荷変動をとまなう運動に対してパラメータ調整が困難であることが明らかになった [7]。

これに対し、本研究では実際のスポーツ環境を想定し、ウォーミングアップ運動や休憩中に即時計測可能な深部体温の計測を用いたパラメータ調整手法を新たに提案する。提案方式では、断片的に得られる深部体温の計測を再現するようなパラメータ組を選択することにより高精度なパラメータ調整を目指している点、および熱移動の遅延の考慮のため新たに 2 種の個人差パラメータをモデルに導入している点が先行研究 [7] と異なる。

## 3. 提案手法

本章では、始めに提案手法の概要を述べ、次に Gagge の 2 ノードモデルによる体温シミュレーションの流れを述べる。さらに、モデルにおける体温調節反応差の可変パラメータ表現を紹介し、最後に提案手法による可変パラメータのキャリブレーション方法について述べる。

### 3.1 想定シナリオ

提案手法の想定シナリオを図 1 に示す。本研究では利用者が心拍数・皮膚温度を計測可能なウェアラブルセンサを装着して運動を行っていることを想定し、環境に設置されている気温・湿度計の計測値を用いて Gagge の 2 ノードモデルによる深部体温のシミュレーションを実施する。シミュレーション開始のために初期値として実測の深部体温・皮膚温度を入力した後は、各時刻において得られるセンサの計測値を用いて体温の推定結果を更新する。さらに、休憩中などに再度計測した深部体温を用いて、3.4 節で示す方法で 6 種類のパラメータのキャリブレーションを行い、以降は調整したパラメータを用いて深部体温の推定を

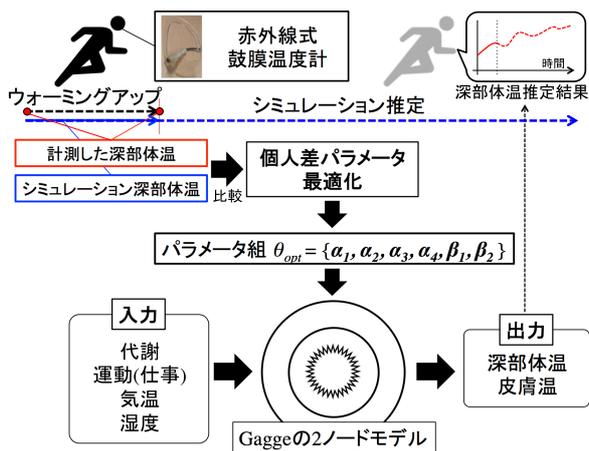


図1 提案手法の概要

Fig. 1 Proposed method.

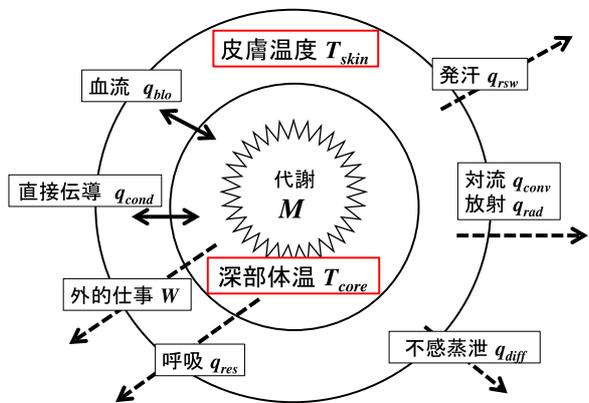


図2 Gaggeの2ノードモデル

Fig. 2 Gagge's two-node model.

行う。そのほかに、シミュレーションの実施には代謝量、着衣の熱抵抗などの情報を手動で与える必要がある。これらの入力の詳細は付録を参照されたい。

### 3.2 2ノードモデルによる体温シミュレーション

図2にGaggeの2ノードモデル[9]の概要を示す。2ノードモデルでは人体を球とみなし、深部層と皮膚層の2層で人体を表現する。シミュレーションでは以下のように時刻 $t$ の推定深部体温 $T_{core}^t$  [°C]、皮膚温 $T_{skin}^t$  [°C]および時刻 $t$ から $t+1$ 間の深部体温変化量 $\Delta T_{core}^t$  [°C/hr]、皮膚温変化量 $\Delta T_{skin}^t$  [°C/hr]に基づいて時刻 $t+1$ における深部体温 $T_{core}^{t+1}$ 、皮膚温 $T_{skin}^{t+1}$ を推定する。この推定を1分ごとに繰り返すことで時系列的な体温変化を推定する。

$$T_{core}^{t+1} = T_{core}^t + \Delta T_{core}^t \cdot \frac{1}{60}, \quad (1)$$

$$T_{skin}^{t+1} = T_{skin}^t + \Delta T_{skin}^t \cdot \frac{1}{60}. \quad (2)$$

初期値として、計測した深部体温 $T_{core}^0$ 、およびウェアラブルセンサより得られる皮膚温 $T_{skin}^0$ をそれぞれ入力する。各時刻における2層の体温変化量 $\Delta T_{core}$ 、 $\Delta T_{skin}$ は

それぞれ以下の式で示される。

$$\Delta T_{core} = \frac{M - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo})A_{body}}{m_{core} \cdot C_{core}}, \quad (3)$$

$$\Delta T_{skin} = \frac{(q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad})A_{body}}{m_{skin} \cdot C_{skin}}. \quad (4)$$

式(3)では深部層において代謝によって熱 $M$ が発生し、運動によってエネルギー $W$ が消費され、残りのエネルギーの一部が呼吸 $q_{res}$ によって空気中へ放出され、同時に直接伝導 $q_{cond}$ ・血流 $q_{blo}$ によって皮膚層へ移動する過程を示している。以上の計算において残った熱が深部層の温度、すなわち深部体温の上昇値 $\Delta T_{core}$ の計算に用いられる。この際、各時刻においてウェアラブルセンサで計測した心拍数 $heartrate$ を用いて付録の式(A.19)から式(A.25)により代謝熱 $M$ および運動による消費エネルギー $W$ を計算する。また、式(4)では深部層から受け取った熱 $q_{cond}$ 、 $q_{blo}$ が発汗 $q_{rsw}$ ・不感蒸泄 $q_{diff}$ ・対流熱伝達 $q_{conv}$ ・輻射熱 $q_{rad}$ によって体外へ放出される過程を定式化している。この際、付録の式(A.13)、式(A.16)および式(A.27)において、センサにより取得した各時刻の気温 $T_{air}$ および湿度 $\phi_{air}$ を用いる。式(3)、(4)および各熱要素の詳細については付録を参照されたい。

### 3.3 体温調節反応差の可変パラメータ化

2ノードモデルは生体温熱モデルの中でも最も簡単で、必要な入力の少なさから容易に利用可能である。本モデルを用いて、筆者らはこれまでウォーキングやエアロバイク運動においても平均絶対誤差約0.24 [°C]で深部体温を推定できることを示している[7]。この手法では、シミュレーションにおいて特に重要な皮膚血流量 $V_{blo}^t$  [l/hrm<sup>2</sup>]および発汗量 $m_{rsw}^t$  [g/hrm<sup>2</sup>]の計算において、以下のように4つの定数・係数を可変パラメータ $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 、 $\alpha_3$ 、 $\alpha_4$ で置換する。

$$V_{blo}^t = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot (T_{core}^t - T_{core}^0), \quad (5)$$

$$m_{rsw}^t = \alpha_3 \cdot (T_{core}^t - T_{core}^0) + \alpha_4 \cdot (T_{core}^t - T_{core}^0) \cdot (T_{skin}^t - T_{skin}^0). \quad (6)$$

これらの式は、運動や暑熱環境により深部体温および皮膚温度が上昇し、それに応じて発汗量や血流量が増加する人体の反応を表しており、式中のパラメータによりこれらの体温調節機能の差異を考慮する。式中の4つのパラメータのキャリブレーションのため、運動中に計測した皮膚温とシミュレーションの皮膚温を比較し、3,200通りのパラメータ組の中から最も実測を再現するパラメータ組を決定する。この皮膚温計測に基づくキャリブレーションにより、2ノードモデルによる深部体温の推定精度の向上を確認した一方で、精度向上のためには40分間の皮膚温計測が必要であること、ならびに負荷変動をとまなう運動にお

表 1 パラメータの候補値

Table 1 Range of individual parameters.

パラメータ	値					パラメータ数
$\alpha_1$	5.04	5.67	<b>6.3</b>	6.93	7.56	5
$\alpha_2$	22.5	...	45	...	<b>75</b>	8
$\alpha_3$	75	...	150	...	<b>250</b>	8
$\alpha_4$	30	...	<b>100</b>	110	120	10
$\beta_1$	<b>1</b>	...	6	...	12	12
$\beta_2$	<b>0</b>	...	3	...	5	6

いてはキャリブレーションの効果が限定的であることが確認されている。

これに対し、本研究では新しく 2 種類のパラメータ  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  を加え、以下の式により時刻  $t$  における皮膚血流量  $V_{blo}^t$ ・発汗量  $m_{rsw}^t$ ・代謝熱  $M^t$  [W] を計算する。

$$V_{blo}^t = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0), \quad (7)$$

$$m_{rsw}^t = \alpha_3 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0) \quad (8)$$

$$+ \alpha_4 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0) \cdot (T_{skin}^{t-\beta_2} - T_{skin}^0),$$

$$M^t = \frac{1}{\beta_1} \cdot \sum_{j=t-\beta_1+1}^t M^j \quad (9)$$

各パラメータの候補値は表 1 を用いる。式中のパラメータ  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\alpha_4$  の組合せ数は文献 [7] と同様に 3,200 通りとする。パラメータ  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ , およびこれらの式の詳細は 4.1 節で述べる。

### 3.4 パラメータのキャリブレーション

先行研究 [7] において存在する、キャリブレーションに要する時間、およびキャリブレーションの限定的な効果という 2 つの課題を改善するため、本研究では深部体温の点的な観測を用いた新しいキャリブレーション方法を提案する。本手法はウォームアップ中や休憩中に赤外線式鼓膜温度計を用いて深部体温を計測し、計測した深部体温、および推定した深部体温を比較することにより、簡便、かつ高精度なキャリブレーションを行う。実際のスポーツにおいて本手法を適用することを想定し、本研究では練習や試合開始前のウォーミングアップなどの限られた時間においてキャリブレーションを実現することを目的とする。ユーザにとって最小限の負担でキャリブレーションを実施するために、1 回以上の深部体温の実測が得られた場合に実行可能なキャリブレーション方式を提案する。

3.2 節で示したとおり、時刻 0 から  $t-1$  までのウェアラブルセンサ、および環境センサの計測値を用いて時刻  $t$  までの深部体温を推定する。この際に、6 種類のパラメータの組合せ  $\theta_i$  を決定することで、推定深部体温の系列  $T_{core}(\theta_i)$  を次のとおり得る。

$$T_{core}(\theta_i) = \{T_{core}^0, \dots, T_{core}^t(\theta_i)\}. \quad (10)$$

ここで、時刻  $\tau$  において深部体温の実測  $\hat{T}_{core}^\tau$  が得られ

表 2 2 ノードモデル拡張式

Table 2 Equations of extended two-node model.

4.1 体温調節反応の遅延	
(3')	$\Delta T_{core} = \frac{M' - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo}) \cdot A_{body} - q_{water}}{m_{core} c_{core}}$
(4.1-1)	$M' = \frac{1}{\beta_1} \cdot \sum_{j=t-\beta_1+1}^t M^j$
(7)	$V_{blo}^t = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0)$
(8)	$m_{rsw}^t = \alpha_3 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0) + \alpha_4 \cdot (T_{core}^{t-\beta_2} - T_{core}^0) \cdot (T_{skin}^{t-\beta_2} - T_{skin}^0) \cdot \frac{1}{1000}$
4.2 日射熱	
(4')	$\Delta T_{skin} = \frac{(q_{cond} + q_{blo} - q_{rsw} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad}) \cdot A_{body} + q_{solar}}{m_{skin} c_{skin}}$
(4.2-1)	$q_{solar} = a \cdot A_p \cdot J_{solar}$
(4.2-2)	$A_p = f_{eff} \cdot f_p \cdot f_{cl} \cdot A_{body}$
4.3 風	
(4.3-1)	$h_{conv} = 13.36 \cdot v^{0.6}$
4.4 水分摂取	
(4.4-1)	$q_{water} = m_{water} \cdot c_{water} \cdot (T_{core} - T_{water}) \cdot \frac{1}{60}$

たとすると、キャリブレーション後のパラメータ組  $\theta^*$  は、実測値と推定値の二乗誤差を最小化するパラメータ組として、次の式で求める。

$$\theta^* = \arg \min_{\theta_i} (T_{core}^\tau(\theta_i) - \hat{T}_{core}^\tau)^2. \quad (11)$$

この式では、時刻  $\tau$  のみにおいて深部体温の実測値が得られるものとしているが、複数の実測値が得られた場合には、各観測に対して二乗誤差を評価し、その和を最小化するパラメータを求めることができる。以上のキャリブレーションによって得られたパラメータ  $\theta^*$  を用い、2 ノードモデルによってシミュレーションを行った結果  $T_{core}(\theta^*)$  が本手法による深部体温の推定結果である。

## 4. 2 ノードモデルの拡張

本章では Gagge の 2 ノードモデルを実際のスポーツ環境に適用するために行った 4 種類のモデル拡張について述べる。以降の節では、それぞれ (1) シミュレーションと実測の時間的なずれ、(2) 日射によって受ける熱、(3) 風による皮膚と空気間の熱交換効率の向上、および (4) 水分摂取による体温低下を定式化し、モデルに組み込んでいる。これらのモデル拡張に用いた式を表 2 に示す。式 (3'), (4') は 3.2 節で示した式 (3), (4) を修正しており、式 (4.1-1), (4.2-1), (4.2-2), (4.3-1), (4.4-1) は筆者らが新しく組み込んだ式である。また、式 (7), (8), (4.1-1) は 3.3 節で述べたとおり、提案手法におけるパラメータ調整対象となる式である。

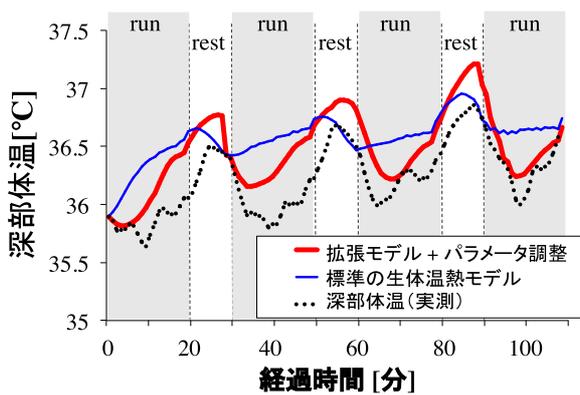


図 3 深部体温の実測とシミュレーションの例

Fig. 3 An example of actual core temperature and its simulation.

#### 4.1 人体の反応遅延の考慮

先行研究 [7] により、皮膚温の実測値を用いてパラメータを決定する手法では負荷が一定のウォーキングにおいては推定精度が向上したものの、負荷が5分ごとに変動するエアロバイク運動ではパラメータ調整の効果が限定的であり、通常Gageの2ノードモデルを用いる場合と深部体温の推定性能がほぼ変わらないことが確認されている。これは、そもそもGageの2ノードモデルは負荷の変化に対する追従性能が低く、実際の深部体温の再現が困難であることに起因する。

このことは、実際に休憩を含む走行により収集したデータ(図3)からも分かる。図で示すように、シミュレーションでは代謝熱の計算を心拍数に基づいて行っているため、運動開始後すぐに心拍が上昇することにより深部体温も上昇する。また、休憩を始めると心拍数が低下するため深部体温もそれにともない低下する。一方で、実際に計測した深部体温の反応はシミュレーションに対して遅れており、運動を開始してもすぐに体温が上昇しない、休憩を始めてもしばらく体温が低下しないといった傾向が見られる。

また、図より運動開始直後、深部体温は初期値よりも低下していることが分かる。同様の現象は文献 [13] においても報告されている。この原因ははまだ定かではないが、文献 [14] では、運動開始前に筋肉に溜まっている血液の温度は核心部の血液温度より低く、運動開始直後にその血液が身体を循環するため平均血液温度が低下する可能性があると言及している。一方で、文献 [13] と同様に、深部体温の初期降下が起こらないサンプルも数多く見られた。したがって、深部体温の初期降下を生理的に定義しモデルに組み込むことは困難である。

本研究では以上の(1)実測の遅れ、(2)運動開始直後の深部体温低下について、スライディングウィンドウを用いて擬似的に表現できることを着想し、遅延の程度を表した可変パラメータを導入する。実測の遅れを再現するため、シミュレーションにおいて代謝熱がすぐに伝達するのでは

なく、ウィンドウサイズ分の時間的な遅れを持って反映させる。同時に、発汗や皮膚血流増加といった体温調節反応を遅らせる。また、運動開始直後の深部体温の低下は、初期ウィンドウ内の代謝熱をゼロで埋めておくことにより、ウィンドウサイズ分の時間が経過するまでの間、代謝熱を一時的に過小評価することにより表現する。これらの現象が発生しないサンプルに対しては、ウィンドウサイズを最小にすることにより通常の2ノードモデルと同様のシミュレーションが可能である。

具体的には、2種類の遅延パラメータ  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  をそれぞれ代謝の計算式、発汗量・血流量の計算式に導入する。式(4.1-1)で示すとおり、 $\beta_1$  はスライディングウィンドウのサイズとしてモデルに組み込まれ、代謝によって発生する熱  $M$  の伝搬速度を制御することで深部体温の初期降下を考慮し、同時に休憩時における体温低下を遅延させる。したがって、 $\beta_1$  の値が大きくなるにつれ、ある時刻  $j$  で計算した代謝熱  $M^j$  がより時間をかけて深部体温の上昇に用いられる。また、 $\beta_2$  は体温上昇に対する体温調節反応の遅れを表す。従来の2ノードモデルでは現在の体温の上昇度に従い次のステップでの発汗量、血流量を計算しており、体温の上昇が即座に反映される式となっているが、実際の反応には遅延があると考えられる。たとえば、運動開始後すぐには汗が発生せず、しばらくしてから発汗が起こり、さらに運動を止めた場合にもしばらく汗が止まらないといったことがあげられる。こういった人体の反応をモデル化するため、発汗、血流の計算に現在の体温ではなく、 $\beta_2$  分前の体温を用いることにより体温調節反応を  $\beta_2$  分間遅延させる(式(7), (8))。

さらに、これらの遅延パラメータは、体温調節反応のパラメータと同様にユーザごとに異なり、体調による影響も受けると考えられるため、毎回の運動においてパラメータ調整を行う必要がある。より広いパラメータの探索範囲はより高精度なシミュレーションが期待できる一方で、体温調節反応パラメータ  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\alpha_4$  と合わせると膨大なパラメータの組合せ数になるため、計算時間を考慮したパラメータ範囲の設定が望ましい。本研究では  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  に対して適切なパラメータ範囲を決定するため、まず  $\beta_1$  について  $1 \leq \beta_1 \leq 15$ ,  $\beta_2$  について  $0 \leq \beta_2 \leq 10$  と初期範囲を定め、合計165通りの組合せについて実測に基づきパラメータ調整を行い、最適なパラメータの分布を確認する。この際、個人差パラメータ  $\alpha_1$  から  $\alpha_4$  は標準値で固定する。

実際に、5章で用いる100時間以上のデータセットに対して  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  の調整を行ったところ、調整済みパラメータの全体の85%が  $\beta_1$  については区間  $1 \leq \beta_1 \leq 12$ ,  $\beta_2$  については区間  $0 \leq \beta_2 \leq 5$  に分布していることを確認した。このことから、パラメータ候補数削減のためこれらの合計72通りの組合せを遅延パラメータの候補とする。これらのパラメータ  $\beta_1$ ,  $\beta_2$  について、3.4節で述べたパラメータ調整

方式により4種類の体温調節反応パラメータと同時に調整を行う。

以上の遅延を考慮することにより、図3において拡張したモデルのシミュレーションが実測に近づいていることが確認できている。

#### 4.2 日射熱の考慮

筆者らはこれまでに2ノードモデルにおいて日射熱を考慮するために人体を2ノードモデルと同様に球状とみなし、日射から受ける熱を皮膚層で考慮する取り組みを行ってきた[6]。本研究では日射によって受ける熱をより正確に評価するため、実際の人体の表面積、姿勢による日照射面積の違い、および着衣による皮膚の被覆を考慮した熱量計算を行う。

皮膚全体が吸収する日射の熱エネルギーの計算のため、文献[15]より表2の式(4.2-1)を用いる。式中  $a$ 、 $A_p$ 、 $J_{solar}$  はそれぞれ皮膚の日射吸収率[-]、皮膚全体の日射に対する垂直投影面積[m<sup>2</sup>]、および日射センサにより計測した日射量[W/m<sup>2</sup>]を表しており、吸収率  $a$  については文献[16]に従い0.6と定めた。式(4.2-2)では、垂直投影面積  $A_p$  を求めるため、有効放射面積係数  $f_{eff}$  [-]、投影面積係数  $f_p$  [-]、および衣服を除いた皮膚全体の露光率  $f_{cl}$  [-] を皮膚全体の面積  $A_{body}$  [m<sup>2</sup>] と掛け合わせている。文献[15]、[17]によると立位時の  $f_{eff}$  の値は0.725、および  $f_p$  の値は0.85であることが報告されており、本手法でもこれらの値を用いた。 $f_{cl}$  については別途肌の露出面積を求める必要がある。本研究では実験において半袖のシャツ、および膝丈のパンツを用いたため  $f_{cl} = 0.4$  と定めた。以上により求めた日射熱  $q_{solar}$  [W] を組み込んだ式(4')により皮膚温度の変化量  $\Delta T_{skin}$  を求める。

#### 4.3 風の考慮

屋外環境では風により単位時間あたりに皮膚に触れる空気の量が増加し、その結果発汗による熱放散の効率が上昇する。2ノードモデルでは体温の上昇にともなう発汗量の増加は定式化されているものの、風による発汗効率の向上は再現できない。したがって屋外で運動を行う場合、2ノードモデルでは発汗による熱損失の過小評価が多数起こりうると考えられる。実際に、5章の屋外運動におけるデータ収集では自然風が発生していたことを確認している。

しかしながら、建物などの周辺環境の影響により、ユーザが受けている自然風を正確に計測することは困難である。そこで、本手法ではユーザ自身の動きによって少なくとも発生する相対風についてモデル化し、発汗による熱損失量をより正確に推定する。そのため、人の速さによる対流熱伝達係数  $h_{conv}$  [W/m<sup>2</sup>°C] (空気と皮膚間の熱交換の効率) の変化について、文献[18]で提案されている式(4.3-1)を用い、人の速さ  $v$  [m/s] に応じて  $h_{conv}$  を調整する。本研究

における歩行、走行の速さはそれぞれ1.4[m/s]、2.5[m/s]であったため、式(4.3-1)に適用することにより  $h_{conv}$  はそれぞれ標準値(4.3)と比べ386%、547%に修正される。この結果、付録の式(A.13)により発汗によって体外へ放出することのできる熱の総量  $E_{max}$  が増加し、発汗熱損失量が増加する。

#### 4.4 水分摂取による深部体温低下

文献[19]では運動中に水分を摂取した場合としない場合における体温変化に差異が生じることを明らかにしており、安全のためには水分摂取が欠かせない。水分補給は水分の冷たさ自体による体温の低下効果に加え、発汗機能を正常に維持する役割がある。2ノードモデルでは発汗機能は常時正常に機能している前提で計算を行うため、後者の機能を考慮することは不要である。一方で、体温よりも温度の低い水分を大量に摂取した場合、大幅な体温低下効果が期待できる。そこで、本研究ではモデルの計算式に水分と人体(深部層)の温度差による熱移動を追加する。

体内に摂取された水分はいずれ人体と同じ温度まで上昇すると考えられる。本研究では水は1分で人体と同じ温度まで上昇すると仮定し、水分摂取によって深部層が失う熱量  $q_{water}$  [W] を式(4.4-1)で表すとおり、水の質量  $m_{water}$  [kg]、比熱  $c_{water}$  [J/kg°C]、および水と深部層の温度[°C]に基づき計算する。この式(4.4-1)を深部体温の変化量  $\Delta T_{core}$  の計算式(3')に組み込み、水分補給を実施した場合に  $q_{water}$  を評価することにより水分摂取による深部体温の低下を考慮する。

### 5. 性能評価

#### 5.1 評価環境

本章では提案手法の評価のため、エアロバイク運動、歩行、走行、テニスの4種の運動において収集した実験データに対し深部体温の推定を行った結果について述べる。3.3節の式(7)から式(9)で示す体温調節反応差を表すパラメータは被験者や体調によって異なり、さらにパラメータが異なる原因も明らかでないため、異なるパラメータを持つ被験者を事前に集めることは難しい。そこで本研究では、20歳台、および50歳台の被験者や運動習慣のある被験者とない被験者からデータを収集し、さらに低負荷で安定した運動(エアロバイク・歩行)と高負荷で複雑な運動(走行・テニス)のそれぞれによるデータ収集を実施することで、より多様なパラメータを含むデータを収集した。

すべての実験において被験者は心拍数、初期皮膚温の取得のために腕時計型ウェアラブルセンサ Basis Peak\*1[20]を手首に装着した。さらに、深部体温の真値の計測のため、エアロバイク、歩行、走行といった被験者同士の接触がな

\*1 精度は±0.5[°C]、分解能は0.1[°C]、計測間隔は1分である。

く安全な運動種では耳に挿入して連続的に鼓膜温度を計測できる赤外線鼓膜温度計 DBTL-2\*2 [21] を用いた。一方、接触の危険をともなうテニスにおいては、休憩時に被験者自身で 10 秒程度で鼓膜温度を計測可能な赤外線鼓膜温度計 MC-510\*3 [22] を用いた。さらに、気温、湿度の計測のために WBGT-203B [23]、日射量の計測のため ML-01 [24] をそれぞれ環境に設置した。被験者は同じ衣服を着用し、衣服の熱抵抗 (Clo 値) は文献 [25] を参考に 0.6 とした。2 ノードモデルによる体温推定の単位時間は 1 分である。

実験において時刻  $\tau$  にキャリブレーション用の実測値が得られる場合、その時点でキャリブレーションを実施し、以降の時刻  $\tau + 1$  から実験終了時刻  $t$  までの推定誤差を評価する。評価指標として、式 (12) で示す、キャリブレーション済みパラメータ  $\theta^*$  を用いた推定深部体温と実測値との平均絶対誤差\*4 を用いる。

$$\frac{1}{t - \tau} \cdot \sum_{i=\tau+1}^t |T_{core}^i(\theta^*) - \hat{T}_{core}^i|, \quad (12)$$

式中  $\hat{T}_{core}^i$  は時刻  $i$  における実測の深部体温を表す。絶対誤差の平均を評価することにより、実測と推定の深部体温が平均的に何度離れているかを表す。

提案手法 **PROP** に対する比較手法として **OPT**, **SKIN**, **DEF** の 3 つの方法を考える。**OPT** は拡張したモデルに対し、すべての実測を用いて式 (12) の平均絶対誤差が最も小さくなるようなパラメータを選択する方式である。すなわち、パラメータ調整による誤差低減の性能限界を示している。**SKIN** は先行研究 [6] で用いた手法を表しており、拡張したモデルに対し、時刻 0 から  $t$  までに得られた皮膚温の計測結果を用い、式 (5), (6) によりキャリブレーションを行う。**DEF** は Gage の提案した拡張なしの 2 ノードモデルに対し、標準のパラメータを適用して推定を行う方式である。

また、計算時間の評価のため、後述のデータセットにおいて、式 (11) により個人差パラメータと遅延パラメータを合わせた 230,400 通りのパラメータから誤差最小のパラメータを探索する際の平均計算時間を求めた。シミュレーションには CPU クロック周波数 2.66 GHz、23.6 GB メモリ搭載の計算機を用いた。その結果、平均 50 秒でパラメータ調整が可能であることを確認し、提案手法によりほぼリアルタイムでパラメータの調整を実現できることを確認している。

\*2 精度は  $\pm 0.5$  [°C]、分解能は 0.01 [°C] である。測定誤差の低減のため 1 分間に 30 回の計測を実施し、移動平均を適用した結果を 1 分ごとの計測値としている。

\*3 精度は  $\pm 0.1$  [°C] (対象温度 36.0–39.0 [°C]) または 0.2 [°C] (その他)、分解能は 0.1 [°C] である。

\*4 DBTL-2 を用いた実験では推定値を 0.01 [°C] 単位に、MC-510 を用いた実験では推定値を 0.1 [°C] 単位にそれぞれ丸め、平均誤差の計算を行った。

表 3 実験環境 (エアロバイク運動)

Table 3 Experiment settings of ergometer exercise.

日程	1月14日 - 1月30日
被験者	男性6名・女性1名
時間	1時間
気温	26.9 ± 0.9 [°C] (Mean ± SD)
湿度	25.5 ± 4.8 [%] (Mean ± SD)
場所	室内 (暖房制御)
計測項	皮膚温, 心拍数, 深部体温 (鼓膜温度), 気温, 湿度

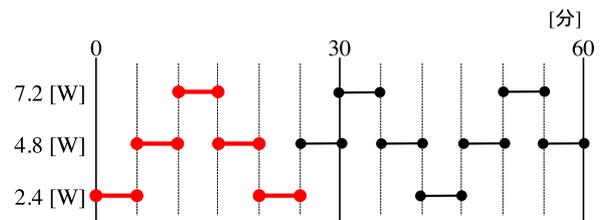


図 4 エアロバイク運動における負荷

Fig. 4 Variable exercise workload of ergometer exercise.

表 4 エアロバイク運動における平均絶対誤差 [°C]

Table 4 Mean absolute error of core temperature estimation in ergometer exercise.

PROP	OPT	SKIN	DEF	サンプル数
0.20	0.14	0.36	0.27	42

## 5.2 エアロバイク運動における深部体温推定誤差

はじめに、表 3 に示す条件の下、屋内エアロバイク運動において負荷が細かく変動する場合のデータ収集を行った。女性 1 名を含む 7 人の被験者が 1 時間のエアロバイク運動を 6 回ずつ行い、のべ 42 時間のデータセットを収集した。被験者の年齢、身長、体重の平均、標準偏差はそれぞれ  $23.0 \pm 0.8$ ,  $171.9 \pm 7.5$  [cm],  $75.3 \pm 15.7$  [kg] であった。運動負荷は図 4 に示すように、2.4 [W], 4.8 [W], 7.2 [W] の 3 段階の変化を 5 分ごとに切り替えることで負荷の増減を再現した。エアロバイクでは休憩を行わなかったため、図 4 中でハイライトした前半の 25 分間の終了時にキャリブレーションを行い、以降の 35 分間を評価用データセットとする。この運動ではすべての実験において水分摂取は行われなかった。

表 4 にエアロバイク運動における平均絶対誤差を示す。結果より、提案手法 **PROP** により平均誤差 0.20 [°C] で深部体温を推定可能であり、**DEF** よりも誤差を低減できることが示されている。この実験は屋内環境で行われ、日射、風、水分摂取のいずれの影響も存在しないため、純粋に提案手法 **PROP** によるパラメータの調整で誤差を減少させられたことを示している。一方、1 時間の皮膚温の計測値を用いる **SKIN** では、**DEF** よりも誤差が増加している。この理由として、エアロバイク運動では負荷の変動により深部体温は細かく変動していたのに対し、皮膚の温度

表 5 実験環境 (歩行・走行)

Table 5 Experiment settings of walking and running.

日程	7月28日–9月2日 (合計10日間)
被験者	男性6名
時間	110分間
運動内容	7.5 km ウォーキング (5 [km/h]) 10 km ランニング (9 [km/h])
気温	33.3 ± 2.9 [°C] (Mean±SD)
湿度	45.6 ± 15.7 [%] (Mean±SD)
日射量	502 ± 160 [W/m <sup>2</sup> ] (Mean±SD)
場所	大阪大学大学院情報科学研究科周辺道路
計測項目	皮膚温, 心拍数, 深部体温 (鼓膜温度), 気温, 湿度, 日射量



図 6 歩行・走行ルート

Fig. 6 Exercise route of walking and running.

表 6 ウォーキング・ランニングにおける平均絶対誤差 [°C]

Table 6 Mean absolute error of core temperature estimation in walking and running.

運動	PROP	OPT	SKIN	DEF	サンプル数
歩行	0.20	0.14	0.20	0.23	9
走行	0.30	0.20	0.39	0.43	25
平均	0.28	0.19	0.36	0.39	34

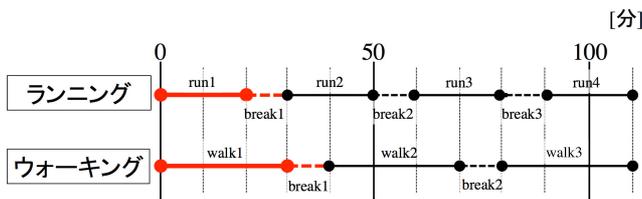


図 5 実験スケジュール (歩行・走行)

Fig. 5 Exercise schedule of walking and running.

は全体的に緩やかな上昇傾向を示しており、両者の傾向が異なった結果、パラメータ調整の効果を得られなかったものと考えられる。これに対し、PROP はわずか1回の深部体温計測であっても、その計測値は負荷変動に対する深部体温や体温調節機能の反応の遅れを表現しており、その結果パラメータを適切に定められたものと考えられる。

また、性能限界のOPT は平均誤差がさらに小さい0.14 [°C]であることを示しており、キャリブレーションのため深部体温を1回だけ計測する提案手法ではいまだ改善の余地があることが分かる。しかしながら提案手法は通常モデルを用いるDEFと比較して誤差を大きく減少できており、最小限の負担でパラメータを調整できるため、有用であるといえる。

### 5.3 歩行・走行における深部体温推定誤差

次に、屋外環境での提案手法の適用例として、ウォーキング、およびランニングを合計60時間以上行い、のべ34人分のサンプルを収集し平均誤差の評価を行った。実験環境を表5に示す。被験者は男性6名で、年齢、身長、体重の平均値と標準偏差はそれぞれ22.8 ± 0.8, 173.5 ± 4.1 [cm], 68.7 ± 8.1 [kg]である。さらに、被験者は個々の体調に応じて図5に示すスケジュールでウォーキングとランニングのいずれかの運動を行った。実際に走行した一周約850 [m]のコースを図6に示す。このコースにおいて、周回時間の平均より、ウォーキング時の速さは1.4 [m/s]、ランニング時の速さは2.5 [m/s]としてモデルに与えた。ウォーキングではコース3周を3セット行い、ランニングではコース

3周を4セット行った。いずれの運動も、各セット間に10分間の休憩を実施し、休憩中に被験者は必要であれば毎回最大250 [ml]の水分補給を行った。摂取した水の温度は室温相当(約30 [°C])であった。本評価では、最初のセットと休憩を合わせて一連のウォーキングアップとみなし、最初の休憩終了時の時刻*t*における深部体温の計測値を用いてパラメータを決定し、以降の運動・休憩に対して深部体温の推定誤差を評価する。

表6にウォーキング運動、ランニング運動、および両運動における平均絶対誤差を示す。結果より、エアロバイク運動と同様に、提案手法によりDEFと比較して誤差を減少できていることが確認できる。特に、走行時において誤差の減少率が大きく、運動と休憩の切り替えにともなう急激な負荷変動に対し、人体の反応の遅れを表すパラメータを適切に決定できたことによるものと考えられる。これに対し、DEFでは高負荷のランニング時において0.4 [°C]以上の誤差が生じており、通常モデルでは高負荷の運動時に深部体温の推定が困難であることを示している。

また、SKINは歩行時においてPROPと同等の誤差で深部体温を推定できており、低い負荷で安定しているウォーキングにおいては有効であることが確認できる。しかしながら、ランニングではPROPよりも誤差が大きくなっており、高負荷の運動において提案手法がより高精度に深部体温を推定可能であることが分かった。

一方、OPTではランニングにおいてもパラメータの調整によって0.2 [°C]まで推定誤差を下げられることが示されている。このため、提案手法において、休憩の度に深部体温を計測するといったように計測の機会を増加させるこ

表 7 歩行における平均絶対誤差の変化 [°C]

Table 7 Detail of mean absolute error in walking.

手法	walk2	break2	walk3
<b>PROP</b>	0.19	0.16	0.21
<b>OPT</b>	0.14	0.12	0.14
<b>SKIN</b>	0.15	0.23	0.18
<b>DEF</b>	0.19	0.31	0.25

表 8 走行における平均絶対誤差の変化 [°C]

Table 8 Detail of mean absolute error in running.

手法	run2	break2	run3	break3	run4
<b>PROP</b>	0.33	0.20	0.33	0.25	0.33
<b>OPT</b>	0.21	0.20	0.19	0.21	0.21
<b>SKIN</b>	0.34	0.42	0.42	0.43	0.39
<b>DEF</b>	0.30	0.56	0.47	0.53	0.41

とでさらなる誤差の減少が期待できる。

また、運動・休憩のそれぞれの期間における誤差の変化を表 7, 表 8 に示す。表中の行は各手法における推定誤差を示しており、列は各運動期間を示す。たとえば、break2 は 2 回目の休憩、walk3 は 3 セット目のウォーキングであることを示す。この結果から、**PROP**、**OPT** と比較して **SKIN**、**DEF** では休憩時に誤差が大きいが分かる。この理由として、通常の Gagge の 2 ノードモデルでは休憩前後の体温変化を再現することが困難であったことがあげられる。

一方、**PROP** では運動時よりも休憩時の誤差が小さくなる傾向が見られる。これは、遅延パラメータの導入により休憩に入った際の体温低下の遅れを適切に考慮できた結果であると考えられる。しかしながら、**PROP** では運動中において **OPT** よりも誤差が大きくなっている。この結果は、ウォーミングアップ終了時点の深部体温を 1 回計測するキャリブレーション方式により、大まかな深部体温の変化は一致させられる一方で、体温の上昇をより高精度に推定するためにはさらに多くの深部体温を計測する必要があることを示唆している。

以上の結果から、先行研究 [6] で提案した **SKIN** と比較して、提案手法 **PROP** ではエアロバイク、ウォーキング、ランニングのいずれの運動においても推定誤差が小さくなっていることを確認した。**SKIN** では 40 分以上の皮膚温の計測を行うことで、低負荷で安定した運動に対して簡便に深部体温の精度を向上させることが可能である。一方、高負荷の運動や負荷変動をとまなう運動においては、提案手法によりキャリブレーションを行うことが望ましいといえる。

#### 5.4 テニスにおける深部体温推定誤差

最後に、提案手法を実際のスポーツに適用した例として、2 日間で被験者 6 人が合計 20 時間のテニスの練習を

表 9 実験環境 (テニス)

Table 9 Experiment settings of tennis.

日程	8 月 1 日	8 月 2 日
被験者	男性 1 名・女性 1 名 (22, 21 歳)	女性 4 名 (50, 51, 52, 52 歳)
時間	13:00 – 16:30	13:30 – 16:30
気温	39.1 ± 2.3 [°C] (Mean±SD)	38.3 ± 4.0 [°C] (Mean±SD)
湿度	34.6 ± 4.0 [%] (Mean±SD)	38.4 ± 9.0 [%] (Mean±SD)
日射量	327 ± 189 [W/m <sup>2</sup> ] (Mean±SD)	516 ± 169 [W/m <sup>2</sup> ] (Mean±SD)
場所	大阪大学人間科学部屋外テニスコート	
計測項	皮膚温, 心拍数, 深部体温 (鼓膜温度), 気温, 湿度, 日射量, 人の速さ	

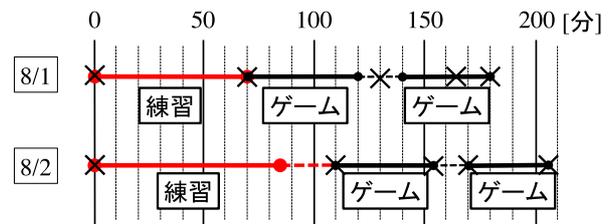


図 7 テニス実験スケジュール

Fig. 7 Exercise schedule of tennis.

表 10 テニスにおける平均絶対誤差 [°C]

Table 10 Mean absolute error of core temperature estimation in tennis.

Day	PROP	OPT	SKIN	DEF	人数
8 / 1	0.27	0.27	0.55	0.68	2
8 / 2	0.29	0.23	0.85	0.52	4

行った際のデータを収集した。それぞれの日の実験環境を表 9 に示す。被験者の年齢、身長、体重について、8 月 1 日の被験者 2 名の平均値と標準偏差はそれぞれ 21.5 ± 0.7, 167.5 ± 12.0 [cm], 56.0 ± 17.0 [kg], 8 月 2 日の被験者 4 名の平均値と標準偏差はそれぞれ 51.3 ± 1.0, 160.5 ± 4.2 [cm], 52.8 ± 3.9 [kg] であった。すべての被験者のテニス経験は 5 年以上であり、両日とも合計 3 時間以上のテニスの基礎練習、および試合を行った。その際、速さの計測のために靴に adidas microach Speed Cell [26] を装着した。各日程における練習メニューは図 7 に示すとおりである。両日とも始めに基礎練習を行ったため、この基礎練習をウォーミングアップ期間としてキャリブレーションを実施し、以降の試合の期間を評価のためのデータセットとする。被験者には自由に休憩、給水を行うように指示し、1 日 1 人あたり平均 1,475 [ml] の水分補給を実施している。また本実験では身体接触の危険性より、運動中は深部体温の計測を行わないものとし、運動開始前、および休憩中に赤外線鼓膜温度計 [22] を用いて深部体温を計測した。計測したタイミングは図 7 に×印で示す。

各実験日における深部体温の平均絶対誤差を表 10 に示す。これまでの評価と異なり、本実験では深部体温を常時計測できないため、図 7 に示すタイミングで計測した深部体温の誤差の平均を評価している。各日の提案手法による平均推定誤差は 0.27 [°C], 0.29 [°C] となっており、

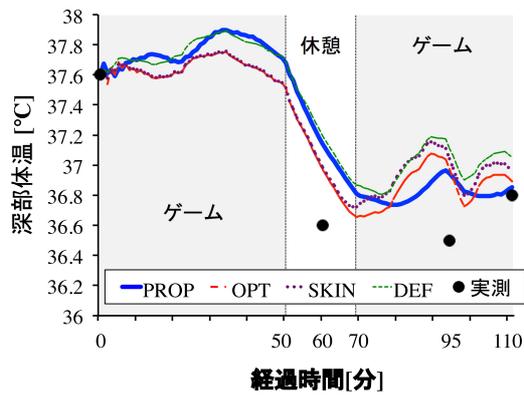


図 8 深部体温推定例 (1日目)

Fig. 8 An example of core temperature estimation in tennis (Day 1).

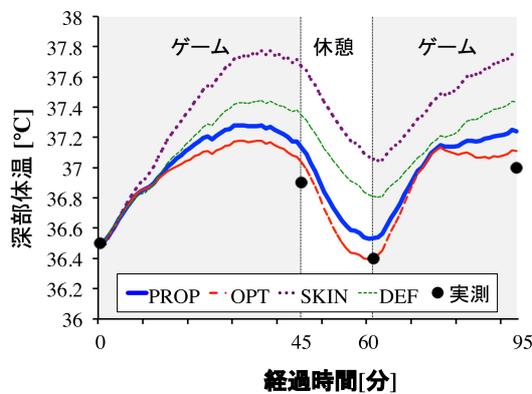


図 9 深部体温推定例 (2日目)

Fig. 9 An example of core temperature estimation in tennis (Day 2).

OPT に近い推定精度が得られていることが分かる。一方、SKIN は平均的に誤差を軽減できた日とそうでない日があり、体表温度に基づくキャリブレーションの困難さを示している。DEF においては両日とも平均誤差が  $0.5[^\circ\text{C}]$  を超えており、通常の 2 ノードモデルではテニスにおいて深部体温の推定が困難であることが確認できる。

さらに両日のある被験者の深部体温の推定例を図 8, 図 9 に示す。図では横軸が時間経過を示し、赤外線鼓膜温度計で計測した深部体温を点で示す。この結果より、休憩に入ると体温が低下するといった傾向はいずれの推定手法においても再現できている一方で、PROP, OPT ではパラメータ調整により推定値が全体的に実測に近づいていることが分かる。

## 6. まとめ

本研究では Gagge の 2 ノードモデルを用いて運動中の深部体温を推定する手法を提案した。さらに高精度な推定のため、休憩時などに即時計測可能な深部体温の値に基づく個人差パラメータ調整方式、およびモデル式の拡張を提案した。のべ 120 時間程度の運動データにより提案手法を評

価した結果、休憩中の深部体温の 1 回の観測を用いるキャリブレーション方式によってより推定誤差の小さくなるパラメータ組を選択できることが分かった。さらに、実際のスポーツを想定してテニスを実施し、負荷変動や休憩を含む複雑な運動においても、提案手法により筆者らの従来手法より高精度に深部体温を推定可能であることを確認した。

## 参考文献

- [1] HQ Inc.: CorTemp Sensor, available from <http://www.hqinc.net/cortemp-sensor-2/>.
- [2] Spree Wearables, Inc.: Spree Smartcap — Fitness & Heart Rate Monitor Hat, available from <http://spreewearables.com/products/smartcap/>.
- [3] 3M: 3M SpotOn System – Product Brochure, available from <http://multimedia.3m.com/mws/media/8781630/spoton-system-brochure.pdf>.
- [4] Buller, M.J., Tharion, W.J., Duhamel, C.M. and Yokota, M.: Real-time core body temperature estimation from heart rate for first responders wearing different levels of personal protective equipment, *Ergonomics*, Vol.58, No.11, pp.1830–1841 (2015).
- [5] Yabuki, N., Onoue, T., Fukuda, T. and Yoshida, S.: A heatstroke prediction and prevention system for outdoor construction workers, *Visualization in Engineering*, Vol.1, No.11, pp.1–16 (2013).
- [6] 濱谷尚志, 内山 彰, 東野輝夫: 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, *情報処理学会論文誌*, Vol.56, No.10, pp.2033–2043 (2015).
- [7] 濱谷尚志, 内山 彰, 東野輝夫: 装着型センサを用いた生体温熱モデルにおける日射量のモデル化とパラメータ調整法の提案, マルチメディア, 分散, 協調とモバイル (DICOMO2015) シンポジウム論文集, *情報処理学会*, pp.381–391 (2015).
- [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] 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).
- [10] Stolwijk, J.A.: A mathematical model of physiological temperature regulation in man, Technical Report CR-1855, National Aeronautics and Space Administration (NASA) (1971).
- [11] 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).
- [12] 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).
- [13] 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). (in Japanese).

[14] Ohnishi, N. and Ogawa, T.: Initial fall in core temperature following the start of exercise, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol.39, No.6, p.626 (1990).

[15] Kunioka, N., Tokumoto, M. and Shinohara, M.: Study on the heating value of human body by solar radiation, *Summaries of Technical Papers of Annual Meeting Architectural Institute of Japan*, Vol.1998, pp.387–388 (1998). (in Japanese).

[16] Fohr, J.: *Heat and moisture transfer between human body and environment*, John Wiley & Sons (2015).

[17] Oguro, M., Arens, E., Zhang, H., Tsuzuki, K. and Katayama, T.: Measurement of projected area factors for thermal radiation analysis on each part of the human body, *Journal of Archit. Plann. Environ.* (2001).

[18] Yoshida, S.: CFD analysis of outdoor thermal environment incorporated multifractional human thermoregulation model, *NAGARE: Journal of Japan Society of Fluid Mechanics*, Vol.30, No.2, pp.87–96 (2011). (in Japanese).

[19] Yorimoto, A., Nakai, S., Yoshida, T. and Morimoto, T.: Relationship between drinking behavior and body temperature during exercise in heat, *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol.44, No.3, pp.357–363 (1995).

[20] Basis: Basis Peak — The Ultimate Fitness and Sleep Tracker, available from <http://www.mybasis.com/>.

[21] TECHNO SCIENCE Inc.: Tympanic Temperture Logger DBTL-2, available from <http://www.t-science.jp/doc/dbtl-2.html>.

[22] OMRON: OMRON Gentle Temp 510 (in Japanese), available from <http://www.healthcare.omron.co.jp/product/mc/mc-510.html>.

[23] Kyoto Electronics Manufacturing Co., Ltd.: Heat Stroke Checker [WBGT-203A/213A], available from <http://www.kyoto-kem.com/en/product/wbgt2xx/>.

[24] EKO Instruments: Solar Sensor ML-01, available from [http://eko.co.jp/meteorology/met\\_products/0018.html](http://eko.co.jp/meteorology/met_products/0018.html).

[25] McCullough, E.A., Jones, B.W. and Huck, J.: A comprehensive data base for estimating clothing insulation, *Ashrae Trans*, Vol.91, No.2, pp.29–47 (1985).

[26] adidas: adidas Bluetooth Smart Compatible Speed.Cell, available from [http://www.adidas.com/us/bluetooth-smart-compatible-speed\\_cell/G75090.html](http://www.adidas.com/us/bluetooth-smart-compatible-speed_cell/G75090.html).

[27] 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).

[28] Janot, J.M.: Calculating Caloric Expenditure, *IDEA Fitness Journal*, Vol.2, No.6, pp.32–33 (2005).

[29] 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).

[30] Colberg, S.R., Swain, D.P. and Vinik, A.I.: Use of heart rate reserve and rating of perceived exertion to prescribe exercise intensity in diabetic autonomic neuropathy, *Diabetes care*, Vol.26, No.4, pp.986–990 (2003).

[31] Karvonen, J. and Vuorimaa, T.: Heart rate and exercise intensity during sports activities, *Sports Medicine*, Vol.5, No.5, pp.303–311 (1988).

[32] Tanaka, H., Monahan, K.D. and Seals, D.R.: Age-predicted maximal heart rate revisited, *Journal of the*

*American College of Cardiology*, Vol.37, No.1, pp.153–156 (2001).

[33] 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).

[34] 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 Trans. Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, Vol.369, No.1954, pp.4295–4315 (2011).

[35] Tetens, O.: Über einige meteorologische Begriffe, *Z. Geophys.*, Vol.6, pp.297–309 (1930).

## 付 録

### A.1 Gagge の 2 ノードモデル

本研究では、先行研究 [6] と同様に Gagge の 2 ノードモデル [9] を用いて深部体温の推定を行う。2 ノードモデルでは、人体を深部層・皮膚層の 2 層で表現し、各層の温度  $T_{core}$ ,  $T_{skin}$  [°C] について、単位時間 (1 時間) あたりの変化量  $\Delta T_{core}$ ,  $\Delta T_{skin}$  [°C/hr] の計算に基づき推定する。

$$\Delta T_{core} = \frac{M - W - q_{res} - (q_{cond} + q_{blo})A_{body}}{m_{core} \cdot c_{core}}, \quad (A.1)$$

$$\Delta T_{skin} = \frac{(q_{cond} + q_{blo} - q_{rs} - q_{diff} - q_{conv} - q_{rad})A_{body}}{m_{skin} \cdot c_{skin}}. \quad (A.2)$$

これらの式では、右辺の分子で示される熱収支の計算結果を分母で示される各層の比熱  $c$ 、質量  $m$  で割ることにより、温度変化  $\Delta T$  を計算している。推定開始のために与える初期値  $T_{core}^0$ ,  $T_{skin}^0$  について、文献 [9] ではそれぞれ 36.6 [°C], 34.1 [°C] を与えているが、本研究ではより高精度な推定のため、それぞれ計測値を初期値として与えるものとする。ほかに、推定を行うため表 A-1 で示す入力、および表 A-2 で示す定数を与える。以降では、時刻  $t$  にお

表 A-1 生体温熱モデルへの入力一覧

Table A-1 Manual inputs for two-node model.

手入力で与える情報	
$weight$ [kg]	体重
$height$ [m]	身長
$restHR$ [-]	安静時心拍数
$age$ [-]	年齢
$Clo$ [-]	衣服熱抵抗 (クロ値)
$T_{core}^0$ [°C]	初期深部体温
$\Delta_{eff}$ [-]	運動エネルギー効率
ウェアラブルセンサからの入力	
$T_{skin}^0$ [°C]	初期皮膚温
$heartrate$ [-]	心拍数
環境センサからの入力	
$T_{air}$ [°C]	気温
$\phi_{air}$ [%]	湿度

表 A.2 定数一覧

Table A.2 Constants of two-node model.

皮膚層の比熱 [Whr/kg °C]	$c_{skin}$	0.97
深部層の比熱 [Whr/kg °C]	$c_{core}$	0.97
血液の比熱 [Whr/kg °C]	$c_{blo}$	1.163
皮膚の最小熱コンダクタンス [W/m <sup>2</sup> °C]	$K_{min}$	5.28
対流熱伝達係数 [W/m <sup>2</sup> °C]	$h_{conv}$	4.3
輻射熱移動係数 [W/m <sup>2</sup> °C]	$h_{rad}$	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
2 ノードモデルの計算間隔 [hr]		$\frac{1}{60}$

る熱計算について説明するため、式中において時刻を表す添字を省略するものとし、入力として与える変数を太字で示す。

各層の体温変化量の計算に必要な体表面積  $A_{body}$  [m<sup>2</sup>],  $m_{core}$  [kg],  $m_{skin}$  [kg] は文献 [12], [27] に基づき以下の式で求める。

$$A_{body} = \mathbf{weight}^{0.425} \cdot \mathbf{height}^{0.715} \cdot \frac{71.84}{10000}, \quad (\text{A.3})$$

$$m_{core} = \mathbf{weight} \cdot 0.95, \quad (\text{A.4})$$

$$m_{skin} = \mathbf{weight} \cdot 0.05. \quad (\text{A.5})$$

式 (A.1), (A.2) で示される各層の体温変化計算における熱要素を以下に述べる。深部層での熱収支の計算において、呼吸による熱損失  $q_{res}$  [W], 伝導による皮膚層への伝熱  $q_{cond}$  [W/m<sup>2</sup>], 血流による皮膚層への熱移動  $q_{blo}$  [W/m<sup>2</sup>] は以下の式で計算する。

$$q_{res} = 0.0023 \cdot M(44 - \phi_{air} \cdot P_{air}), \quad (\text{A.6})$$

$$q_{cond} = K_{min} \cdot (T_{core} - T_{skin}), \quad (\text{A.7})$$

$$q_{blo} = c_{blo} \cdot V_{blo} \cdot (T_{core} - T_{skin}), \quad (\text{A.8})$$

$$V_{blo} = \frac{6.3 + 75 \cdot (T_{core} - T_{core}^0)}{1 + 0.5 \cdot (T_{skin}^0 - T_{skin})}. \quad (\text{A.9})$$

ここで、式 (A.9) で計算している皮膚血流量  $V_{blo}$  [l/hrm<sup>2</sup>] は、深部体温の初期値からの上昇によって増加する関数として表現されている。

皮膚層での熱収支においては、発汗による熱損失  $q_{rsw}$  [W/m<sup>2</sup>], 不感蒸泄による熱損失  $q_{diff}$  [W/m<sup>2</sup>], 対流・輻射による熱移動  $q_{conv}, q_{rad}$  [W/m<sup>2</sup>] は以下の式で計算されている。

$$q_{rsw} = \min(q'_{rsw}, 0.94 \cdot E_{max}), \quad (\text{A.10})$$

$$q'_{rsw} = 0.7 \cdot m_{rsw} \cdot 2^{(T_{skin} - T_{skin}^0)/3}, \quad (\text{A.11})$$

$$m_{rsw} = 250(T_{core} - T_{core}^0) + 100(T_{core} - T_{core}^0)(T_{skin} - T_{skin}^0) \cdot \frac{1}{1000}, \quad (\text{A.12})$$

$$E_{max} = 2.2 \cdot h_{conv} \cdot (P_{skin} - \phi_{air} \cdot P_{air}) \cdot F_{pcl}, \quad (\text{A.13})$$

$$F_{pcl} = 1/(1 + 0.143 \cdot h_{conv} \cdot Clo), \quad (\text{A.14})$$

$$q_{diff} = 0.06 \cdot E_{max}, \quad (\text{A.15})$$

$$q_{conv} + q_{rad} = h_{total} \cdot (T_{skin} - T_{air}) \cdot F_{cl}, \quad (\text{A.16})$$

$$h_{total} = h_{conv} + h_{rad}, \quad (\text{A.17})$$

$$F_{cl} = 1/(1 + 0.155 \cdot h_{total} \cdot Clo). \quad (\text{A.18})$$

式 (A.10) から式 (A.14) は発汗による熱計算式を示しており、発汗量の計算結果に基づく理想熱損失量  $q'_{rsw}$  [W/m<sup>2</sup>] に対し、現在の気温、湿度、皮膚温より求めた計算上の最大熱損失量  $E_{max}$  [W/m<sup>2</sup>] を比較し、小さい方を発汗による熱損失  $q_{rsw}$  [W/m<sup>2</sup>] としている。式 (A.12) では、式 (A.9) の皮膚血流量と同様に、発汗量  $m_{rsw}$  [g/hrm<sup>2</sup>] は体温の上昇によって増加する関数として表されている。本研究における実験はすべて同じ衣服で実施し、衣服の熱抵抗を表す Clo (クロ値) [-] は文献 [25] に従い 0.6 とした。

## A.2 センサ計測値のモデルへの適用

式 (A.1), (A.6), (A.13) で用いられている代謝熱  $M$  [W], 皮膚層・外気における飽和水蒸気圧  $P_{skin}$  [mmHg],  $P_{air}$  [mmHg] は心拍数の計測値  $heartrate$  [-], 皮膚温の推定値  $T_{skin}$  [°C], 気温の計測値  $T_{air}$  [°C] に従いそれぞれ計算する必要がある。

代謝熱  $M$  を直接計測することは困難であるため、本研究では酸素消費量  $VO_2$  に基づき代謝熱を計算する。酸素消費量と心拍数には相関が存在することが知られているため、以下の式により心拍数  $heartrate$  から代謝熱  $M$  を計算する。

$$M = VO_2 \cdot \mathbf{weight} \cdot \frac{5}{1000} \cdot \frac{1000 \cdot 4.186}{60}, \quad (\text{A.19})$$

$$VO_2 = VO_{2max} \cdot \frac{\%VO_2R}{100}, \quad (\text{A.20})$$

$$VO_{2max} = 15 \cdot \frac{\mathbf{maxHR}}{\mathbf{restHR}}, \quad (\text{A.21})$$

$$\%VO_2R = 0.95 \cdot \%HRR + 6.8, \quad (\text{A.22})$$

$$\%HRR = \frac{\mathbf{heartrate} - \mathbf{restHR}}{\mathbf{maxHR} - \mathbf{restHR}} \cdot 100, \quad (\text{A.23})$$

$$\mathbf{maxHR} = 208.7 - 0.7 \cdot \mathbf{age}. \quad (\text{A.24})$$

式 (A.19) では文献 [28] に基づき酸素消費量  $VO_2$  [ml/min] から熱エネルギー  $M$  を計算し、式 (A.20), (A.21) により酸素消費量  $VO_2$  の計算には最大酸素消費量  $VO_{2max}$  [ml/min] に対する現在の酸素消費量の割合  $\%VO_2R$  [-] を用いる [29]。式 (A.22) の  $\%VO_2R$  の推定のためには、最大心拍数  $\mathbf{maxHR}$  [-], 安静時心拍数  $\mathbf{restHR}$  [-], および式 (A.23) により現在の心拍数  $\mathbf{heartrate}$  より求めた予備心拍数  $\%HRR$  [-] を用いる [30], [31]。最大心拍数  $\mathbf{maxHR}$  の推定は文献 [32] に基づき、式 (A.24) に示す年齢  $\mathbf{age}$  [-] に比例する関数を用いる。

式 (A.1) における運動によって消費されるエネルギー  $W$  [W] は、代謝熱  $M$  に対し運動種によって異なる運動エネルギーの係数  $\Delta_{eff}$  [-] を用いて式

$$W = M \cdot \Delta_{eff} \quad (\text{A.25})$$

で計算される。この計算において、本研究では文献 [33], [34] に基づき歩行時は  $\Delta_{eff} = 0.40$ , 走行時は速さに応じ  $\Delta_{eff} = 0.44 \sim 0.54$ , 自転車運動では  $\Delta_{eff} = 0.23$  を用いる。一方でテニスは複雑な動きをとまなうため、明確な  $\Delta_{eff}$  の値は存在しない。そこで、靴に速度センサ [26] を装着し、対象の移動速度より大まかな運動状態を推定することで、1分間の  $\Delta_{eff}$  の平均を得るものとする。テニスは素早い動きと静止を繰り返す運動であるため、それぞれ走行、静止状態として  $\Delta_{eff}$  を計算する。走行、静止状態の判定のため、本研究では 5 [km/h] 未満の場合に静止しているものとし、それ以外の場合に走っているものとする。センサの計測より、5秒ごとに現在の速さが得られるので、5秒ごとに  $\Delta_{eff} = 0.44 \sim 0.54$  または  $\Delta_{eff} = 0$  を適用し、1分間の平均を毎分の  $\Delta_{eff}$  の値とする。

飽和水蒸気圧  $P_{skin}, P_{air}$  は文献 [35] に基づき、温度  $T_{skin}, T_{air}$  を用いて以下のとおり計算する。

$$P_{skin} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{skin} / (T_{skin} + 237.3))}, \quad (\text{A.26})$$

$$P_{air} = 6.11 \cdot 10^{(7.5 \cdot T_{air} / (T_{air} + 237.3))}. \quad (\text{A.27})$$

## 推薦文

DICOMO2016 の発表論文の中で特に評価が高く、構成、内容ともに優れていると認められたため。

(モバイルコンピューティングとパーベイシブシステム  
研究会主査 稲村 浩)



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学科卒業。平成 27 年大阪大学大学院博士前期課程修了。同年同大学大学院博士後期課程入学。平成 29 年日本学術振興会特別研究員 DC2。ウェアラブルセンサを活用したモバイルセンシング、ヘルスケアに関する研究に従事。



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 (正会員)

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, 本会フェロー。